

Rapport de projet de Master 1

Comment une BCI peut-elle être exploitée
en application thérapeutique grâce à
l'utilisation du neurofeedback ?

Auteurs : Cassandra DUMAS et Laura LALIEVE – 2N

Tuteur de projet : Monsieur Larbi BOUBCHIR

Année universitaire : 2019/2020

Soutenu le 12 octobre 2020 à Ivry-sur-Seine

Jury : Madame Yasmina CHENOUNE et Monsieur Larbi BOUBCHIR



Liste des abréviations

AVC : Accident Vasculaire Cérébral

BCI : Brain Computer Interface, traduit par Interface Cerveau Machine

ECoG : Electrocorticographie

EEG : Electroencéphalographie

EMG : Electromyogramme

ICM : Interface Cerveau-Machine

ICO : Interface Cerveau-Ordinateur

IHM : Interface Homme-Machine

IND : Interface Neuronale Directe

INRIA : Institut National de Recherche en Informatique et en Automatique

LSL : LabStreamingLayer

PCL : Potentiels Corticaux Lents

PE : Potentiels évoqués

PEV : Potentiel Evoqué Visuel

QEEG : Electroencéphalogramme quantitatif

SLI : Stimulations Lumineuses Intermittentes

SMR : Rythme Sensori-Moteur

TAG : Troubles d'Anxiété Généralisé

TDAH : Troubles de Déficit de l'Attention avec ou sans Hyperactivité

TOC : Troubles Obsessionnels Compulsifs

TSA : Troubles du Spectre de l'Autisme

TSPT : Troubles de Stress Post-Traumatique

Glossaire

Alcalose : Trouble de l'équilibre entre les acides et les bases contenues dans le sang, avec prédominance de l'alcalinité.

Electrocorticographie : Technique d'enregistrement de l'activité neuronale par l'intermédiaire d'électrodes directement placées sur le cortex cérébral

Electroencéphalographie : Méthode d'exploration cérébrale qui mesure l'activité électrique du cerveau par des électrodes placées sur le cuir chevelu.

Gain : Ratio entre le signal de sortie et le signal d'entrée, exprimé en dB.

Hypocapnie : Taux anormalement bas de dioxyde de carbone dans le sang, dû à une augmentation de l'échange gazeux entre l'air et le sang au niveau des poumons (ventilation pulmonaire).

Magnétoencéphalographie : Méthode de mesure des champs magnétiques générés par les neurones du cerveau.

Néocortex : Couche de substance grise qui constitue la paroi des hémisphères cérébraux chez les mammifères.

Neurofeedback : Approche thérapeutique consistant à aider le cerveau à se développer grâce aux retours d'informations qu'il reçoit de l'environnement extérieur et des actions accomplies par l'organisme.

Pâte de Katz : Pâte de contact conductrice, mélange de pierre ponce et de chlorure de sodium.

Introduction

La fin du XXème siècle et le début du XXIème ont été marqués par de nombreuses avancées technologiques, souvent appelées « révolution numérique ». Ces progrès ont empreint tous les domaines, notamment celui de la santé. Une de ces plus grandes innovations est probablement la « Brain Computer Interface » (abrégé BCI en anglais). Les intérêts de la BCI en médecine sont nombreux. Dans ce projet, nous nous focaliserons sur son utilisation en thérapie.

Si les médicaments ont souvent été utilisés pour traiter l'anxiété et le stress, il est maintenant dans l'ère du temps de se pencher sur des méthodes non médicamenteuses qui prouvent aussi bien leur efficacité. Dans le cadre d'un projet sur les interfaces homme-machine utilisées en thérapie, nous avons souhaité nous pencher sur la question de l'anxiété.

Passage d'examen, entretien d'embauche, retard à un rendez-vous, ... qui n'aurait jamais ressenti une situation provoquant du stress ? Dans une vie où nous sommes tous plus surmenés les uns que les autres, nous ne nous rendons pas forcément compte de notre état d'anxiété. C'est ainsi que nous avons choisi de rendre conscient ce qui émane de notre cerveau, et plus précisément des ondes de relaxation que celui-ci a la capacité de produire, de manière totalement invisible. Le projet MyBrain a pour ambition de traiter le stress et l'anxiété par une thérapie de neurofeedback à travers l'utilisation de l'électroencéphalographie et d'une Brain Computer Interface.

En premier lieu, nous nous pencherons sur l'étude théorique du BCI, de l'EEG, et du neurofeedback. Cette lecture nous amènera aux différents outils de développement que nous utiliserons et à leur prise en main. Nous expliquerons ensuite en détails les choix constituant notre interface graphique, puis les axes d'améliorations potentiels pour le projet MyBrain, et enfin nous concluons sur les effets positifs du neurofeedback.

Table des matières

Liste des abréviations.....	2
Glossaire	3
Introduction	4
 I. Qu'est-ce que la Brain Computer Interface (BCI) ?	7
A. Définition	7
B. Principe de fonctionnement.....	7
C. Types de BCI.....	9
D. Domaines et exemples d'applications.....	11
1) Applications médicales	11
2) Applications non médicales.....	14
 II. Qu'est-ce que l'électroencéphalographie (EEG) ?	15
A. Définition	15
B. Equipement d'acquisition.....	15
C. Structure des données EEG	17
D. Source de EEG.....	19
E. Rythmes cérébraux.....	20
F. Potentiels évoqués	21
G. Méthodes et techniques pour l'analyse et le traitement des signaux EEG	22
 III. Qu'est-ce que le neurofeedback ?	24
A. Définition	24
B. Principe de fonctionnement.....	24
C. Domaines et exemples d'applications.....	26
1) Traitement de l'anxiété et de la dépression	26
2) Traitement du TDAH.....	27
3) Traitement de l'insomnie	29
4) Traitement de l'addiction	29
5) Traitement de l'épilepsie.....	30

6) Traitement de l'autisme	30
7) Rééducation (exemple de l'AVC)	31
8) Entraînement des athlètes de haut niveau	31
IV. Outils de développement	32
A. Le casque EEG Emotiv EPOC +	32
1) L'entreprise Emotiv	32
2) Le casque EPOC +	32
3) Les produits similaires sur le marché	34
B. Technologie logicielle pour le traitement des signaux : OpenVibe	36
C. Interface graphique : Unity	37
V. Prise en main du matériel et développement de l'application	38
A. Emotiv EPOC + : configuration et utilisation	38
B. OpenVibe : configuration et utilisation	39
C. Unity : développement de l'application	42
VI. Déroulement du projet et axes d'amélioration	45
A. Déroulement du projet	45
B. Les améliorations hardware	46
C. Les améliorations de l'interface graphique au service de la personnalisation	47
Conclusion	48
Table des illustrations	49
Bibliographie	51

I. Qu'est-ce que la Brain Computer Interface (BCI) ?

A. Définition

La « Brain Computer Interface » (abrégé BCI en anglais), traduit littéralement par « Interface Cerveau-Ordinateur » (ICO), est une interface de communication directe entre un cerveau et un dispositif externe. La BCI peut également être appelée « Interface Neuronale Directe » (IND) ou encore « Interface Cerveau-Machine » (ICM). Ainsi, une ICM permet à un utilisateur d'envoyer des commandes à un ordinateur en utilisant ses différents types de signaux cérébraux, sans solliciter ses nerfs périphériques ou muscles.

C'est dans les années 1970 que les recherches sur la potentielle liaison entre le cerveau et les machines débutent, menées par l'essor des technologies de l'informatique et des sciences du numérique qui deviennent de plus en plus performantes (G. Duperrey - 2015). La puissance de calcul des ordinateurs accroît les études sur le neurofeedback¹, ce qui pousse la communauté scientifique à imaginer un système qui permettrait aux humains de communiquer avec un ordinateur en passant uniquement par les ondes cérébrales. Cette technologie a été décrite pour la première fois par Jacques Vidal, un professeur d'informatique belge travaillant à l'Université de Californie de Los Angeles, en 1973. Ainsi, il venait d'utiliser pour la première fois l'expression « Brain Computer Interface », pour faire référence à un tel système.

Enfin, c'est en 2002 que les interfaces neuronales directes sont définies par Jonathan R. Wolpaw comme étant des systèmes hardware et software de communication et de contrôle permettant à des êtres vivants d'interagir avec leur environnement sans utiliser leurs nerfs et muscles périphériques, mais seulement grâce à leur activité cérébrale (J. Shih, D. Krusienski & J. Wolpaw – 2012). Depuis, les BCI connaissent un essor technologique important.

B. Principe de fonctionnement

Le principe de fonctionnement de l'interface cerveau-machine est cyclique et peut être décrit selon le schéma suivant (L.F Nicolas-Alonso & J. Gomez-Gil – 2012) :

¹ Neurofeedback : Voir partie 3 « Qu'est-ce que le neurofeedback ? »

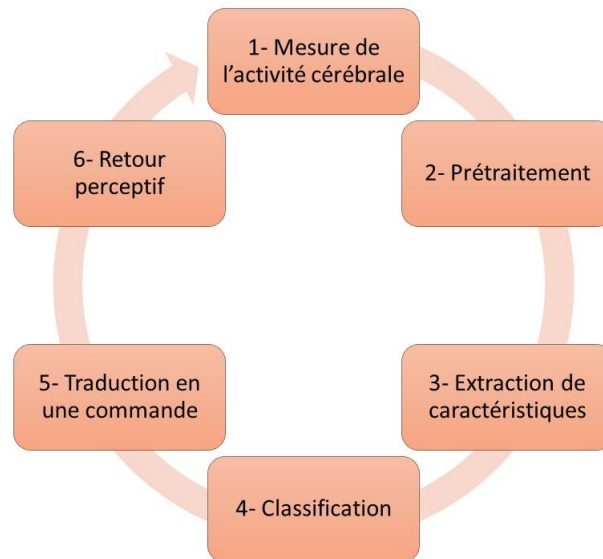


Figure 1 : Schéma de fonctionnement d'une BCI

Nous allons à présent détailler les six étapes du fonctionnement de l'interface.

Mesure de l'activité cérébrale : Tout d'abord, l'utilisateur établit une mesure de l'activité cérébrale afin de récupérer les données envoyées par les signaux cérébraux, en se munissant de capteurs. Cette acquisition peut se faire suivant différentes techniques : la magnétoencéphalographie² (MEG), l'électroencéphalographie³ (EEG), l'électrocorticographie⁴ (ECoG) ou encore les électrodes implantées dans le cerveau (BCI invasive). Suivant le mode d'acquisition des données, les capteurs sont placés à différents endroits.

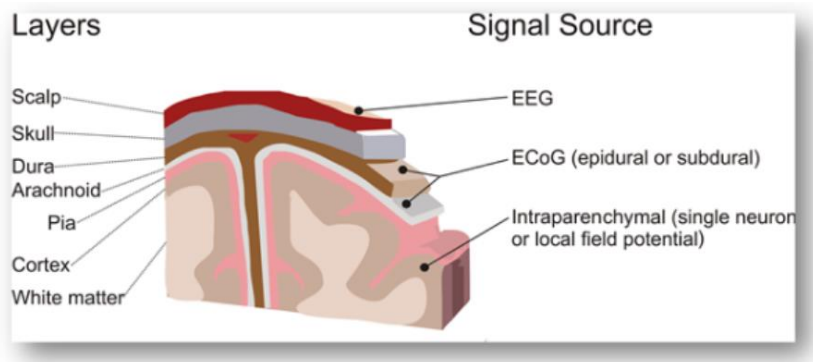


Figure 2 : Endroit d'acquisition des données en fonction du mode d'acquisition choisi

Aujourd'hui, la méthode la plus courante et la plus développée d'acquisition des données cérébrales est l'électroencéphalographie (EEG), et c'est celle que nous retiendrons pour ce projet.

² Magnétoencéphalographie : Méthode de mesure des champs magnétiques générés par les neurones du cerveau.

³ Electroencéphalographie : Voir partie 2 « Qu'est-ce que l'électroencéphalogramme ? »

⁴ Electrocorticographie : Technique d'enregistrement de l'activité neuronale par l'intermédiaire d'électrodes directement placées sur le cortex cérébral

Prétraitement : L'utilisateur procède ensuite à une étape de prétraitement des données, durant laquelle les signaux EEG sont nettoyés pour ne conserver que les informations pertinentes. En effet, l'utilisateur peut générer des signaux parasites qui brouille l'information intéressante et doivent donc être supprimés. De plus, l'activité cérébrale de fond peut également perturber l'acquisition des données d'intérêt et doit donc être filtrée. Ce prétraitement est généralement réalisé à l'aide de plusieurs filtres, spatiaux ou fréquentiels.

Extraction de caractéristiques : L'étape d'extraction des caractéristiques permet d'exprimer les signaux mesurés par un faible nombre de valeurs pertinentes, appelées elles-mêmes caractéristiques. Elles sont ensuite regroupées en un vecteur, appelé « vecteur de caractéristiques ». Ces valeurs contiennent des caractéristiques clés du signal comme la puissance dans certaines bandes de fréquences, le déroulement temporel des signaux, ...

Classification : La classification permet de trier les vecteurs de caractéristiques en différentes classes correspondant au type d'état mental identifié. Pour établir cette classification, des algorithmes appelés classificateurs sont utilisés (A. Van Langenhove, M. Bekaert & F. Cabestaing – 2007). On retrouve notamment parmi eux les réseaux de neurones, les machines à vecteurs supports ou encore les analyses linéaires discriminantes.

Traduction en une commande : Lorsque la classification est établie, l'utilisateur peut contrôler une application donnée à partir de l'association d'une commande à un état mental. L'application peut être sous plusieurs formes : éditeur de texte, robot, prothèse, ...

Retour perceptif : Le retour perceptif permet à l'utilisateur d'identifier l'état mental reconnu par le système. Ce feedback lui permet ainsi d'apprendre à contrôler son activité cérébrale et de surcroît l'interface cerveau-ordinateur.

Avant de procéder à ces six étapes successives, il convient de calibrer la machine à trouver les paramètres les plus optimaux de la BCI. La phase d'apprentissage permet ainsi d'entraîner le classifieur à reconnaître les différentes classes de signaux.

C. Types de BCI

Les BCI peuvent être divisées en deux catégories distinctes : d'une part, il y a les interfaces BCI qualifiées de synchrones, et d'autre part les interfaces BCI qualifiées d'asynchrones.

Les interfaces de BCI synchrones, aussi appelées BCI évoquées, consistent à détecter dans les signaux EEG des potentiels évoqués par des stimuli perçus par l'utilisateur (R. Morizot-Koutlidis – 2010). Ainsi, dans ce type de BCI, c'est la réponse du cerveau à un stimulus qui est détectée et transformée en commande. La réponse cérébrale à ce stimulus étant une réponse automatique, cela nécessite en général un apprentissage très limité de la machine. Les BCI synchrones utilisent deux types principaux de réponses cérébrales :

- Les potentiels évoqués visuels (PEV) de bas-niveau, qui apparaissent dans le cortex visuel primaire de l'utilisateur après un stimulus visuel. Ces potentiels se manifestent par une augmentation de l'amplitude du signal EEG dans la bande de fréquence correspondant à celle du stimulus. Ils sont obtenus en demandant à l'utilisateur de fixer un écran sur lequel figure un damier dont les carrés s'inversent périodiquement.

- Les potentiels évoqués par un événement, qui sont engendrés par une réponse du cerveau à des stimuli extérieurs et qui sont donc généralement de courte durée. Le temps de latence entre le stimulus et le potentiel évoqué dépend de la complexité de la tâche mentale que le stimulus a suscitée. Dans les BCI exploitant ce type de potentiels évoqués, des motifs spatio-temporels spécifiques à l'utilisateur et décrivant son activité cérébrale après stimulus sont détectés dans les signaux EEG puis utilisés afin de générer des commandes binaires.

Pour illustrer les BCI synchrones, il y a l'exemple de Matrix Speller, une interface BCI permettant à l'utilisateur d'épeler des mots en sélectionnant des symboles organisés sous forme de matrice (cf P300 Speller, dans la partie « Domaines et exemples d'applications).

Les interfaces de BCI asynchrones, aussi appelées BCI spontanées, consistent à analyser les amplitudes, fréquences ou phases des rythmes cérébraux normalement liés à l'activité volontaire de l'utilisateur. Cette activité cérébrale est détectée à travers l'EEG, à l'aplomb des aires sensorimotrices du cortex. L'utilisateur interagit donc avec le système lorsqu'il le décide en modifiant de façon volontaire son activité cérébrale. Ainsi, la BCI détecte la modification des signaux EEG et la transforme en commandes, selon l'apprentissage de la machine. Dans les BCI asynchrones, les signaux de commande sont généralement continus, ce qui permet un contrôle progressif des éléments présents dans l'interface. Par ailleurs, plusieurs signaux découlant de l'activité cérébrale sont utilisés dans ce type d'interface :

- Les potentiels corticaux lents (PCL), qui sont des variations très progressives du potentiel cortical moyen durant un temps restreint, allant de quelques centaines de millisecondes à plusieurs secondes. Ces signaux sont considérés comme étant des indicateurs fiables et immédiats de la réorganisation corticale dans l'apprentissage moteur. Ils sont notamment utilisés pour transmettre la commande moteur et pour caractériser l'interface cerveau-machine.
- L'activité oscillatoire sensorimotrice, qui est l'activité cérébrale enregistrée à l'aplomb du cortex et variant durant l'activité motrice, lors de la planification d'un mouvement ou lorsque l'utilisateur imagine qu'il réalise un mouvement réel.
- Les signaux EEG spontanés, qui sont enregistrés lorsque l'activité cérébrale est modifiée à cause de la réalisation d'une tâche mentale par l'utilisateur. Lorsque l'individu réalise des tâches complexes, cela entraîne l'activation de larges groupes de neurones, qui influencent de façon non négligeable les signaux EEG. Par ailleurs, l'activation de zones spécifiques du cerveau peut être identifiée par la BCI durant une phase d'apprentissage afin d'être ensuite utilisée pour commander la machine (L. George & A. Lecuyer – 2010).

Pour illustrer les BCI asynchrones, il y a l'exemple de DASHER (D. Mackay & S. Wills – 2006), une interface cerveau-machine, créée par Sebastian A. Wills et David J C MacKay, qui consiste à entrer du texte en contrôlant la position verticale d'un curseur, permettant ainsi la navigation dans le paysage du DASHER. Grâce à son utilisation comme modèle de langage interne, DASHER convertit efficacement les bits reçus de l'utilisateur en texte. Cette

technologie a permis à une utilisatrice, lors d'une expérience, d'épeler le mot « hello » en moins de trente secondes.

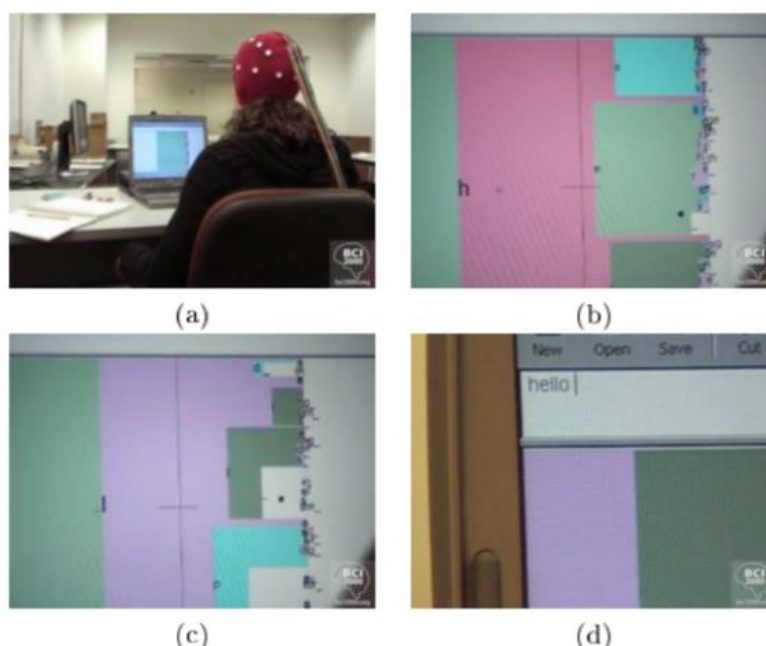


Figure 3 : Expérience durant laquelle l'utilisateur portant un casque EEG (figure a), est placé devant un ordinateur et se déplace dans le paysage DASHER (figures b et c) en contrôlant la position verticale du curseur, afin d'épeler le mot « hello » (figure d).

D. Domaines et exemples d'applications

1) Applications médicales

Dans un contexte médical, les BCI ont été conçues afin de permettre à des patients de contrôler principalement trois types d'appareils palliatifs : des éditeurs de textes, des prothèses et des fauteuils roulants (F. Lotte – 2012).

Dans le cas des éditeurs de texte, le patient sélectionne des lettres grâce à une BCI, afin de former des mots, puis des phrases et donc de communiquer avec le monde extérieur. L'éditeur de texte le plus utilisé actuellement est le P300 Speller, introduit par Farwell et Donchin en 1988. Cet éditeur de texte, basé sur la détection de potentiel évoqué, consiste à utiliser des stimuli visuels permettant d'écrire en épelant des lettres. Cette technologie consiste à afficher une matrice 6x6 à l'écran, composée des lettres de l'alphabet et des chiffres allant de 1 à 9. L'utilisateur se concentre alors sur un symbole. Environ cinq fois par seconde, les lignes et les colonnes sont intensifiées dans un ordre aléatoire. L'utilisateur, qui focalise son attention sur un symbole particulier, compte le nombre d'intensifications qui affectent ce symbole. Lorsque la ligne ou la colonne intensifiée contient le symbole choisi par l'utilisateur, un potentiel évoqué apparaît en théorie de type P300, c'est-à-dire que le temps de latence entre le stimulus et la réaction automatique est de 300 ms. Ainsi, la détection des potentiels évoqués par ces événements permet de déterminer la ligne et la colonne contenant le symbole choisi par l'utilisateur. Ce type de système permet d'épeler deux à trois lettres par minute.

A	B	C	D	E	F		A	B	C	D	E	F
G	H	I	J	K	L		G	H	I	J	K	L
M	N	O	P	Q	R		M	N	O	P	Q	R
S	T	U	V	W	X		S	T	U	V	W	X
Y	Z	1	2	3	4		Y	Z	1	2	3	4
5	6	7	8	9	_		5	6	7	8	9	_

(a) (b)

Figure 4 : Les symboles, qui sont ici des lettres et des chiffres, sont positionnés dans une matrice 6x6, dont les lignes et les colonnes sont aléatoirement intensifiées. L'utilisateur sélectionne un symbole et compte le nombre d'intensifications de la ligne (figure a) et le nombre d'intensifications de la colonne (figure b) où se trouve le symbole.

Dans le cas des prothèses, l'utilisateur envoie des commandes simples à des prothèses de main ou de bras. Par exemple, le patient peut ouvrir une main artificielle sur une prothèse en imaginant des mouvements de la main gauche et la fermer en imaginant des mouvements de la main droite. C'est le système qu'a proposé Christoph Guger en 1999. Dans son expérience, une croix est affichée au centre de l'écran d'un ordinateur. Après deux secondes, un stimulus sonore est activé pour capter l'attention de l'utilisateur. De la 3^{ème} à la 4,25^{ème} seconde, une flèche pointe à gauche ou à droite sur l'écran. Le sujet doit alors imaginer le mouvement de la main droite ou de la main gauche en fonction de la direction de la flèche. Ensuite, entre la 4,25^{ème} et la 8^{ème} seconde, l'EEG est classé en ligne et le résultat de la classification est utilisé pour contrôler la prothèse. Si la personne imagine un mouvement à gauche, la main prothétique se ferme, tandis que si la personne imagine un mouvement à droite, la prothèse s'ouvre. Avec son expérience, Christoph Guger a démontré pour la première fois qu'une BCI liée à un EEG permet de contrôler une main prothétique par la simple imagination d'un mouvement à droite ou à gauche.

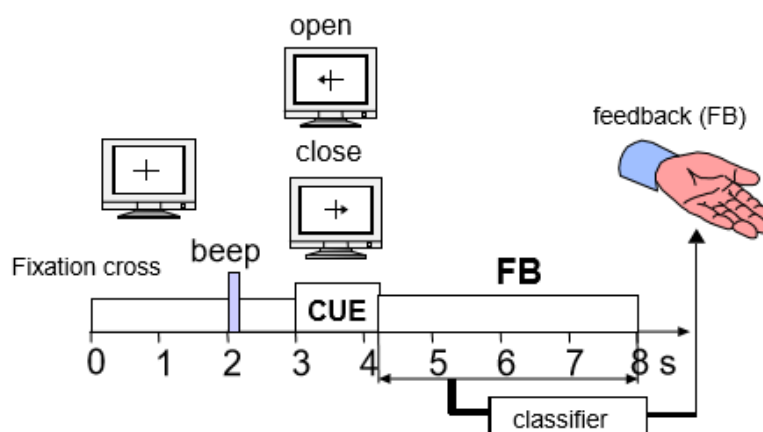


Figure 5 : Expérience de Christoph Guger pour démontrer le contrôle d'une main prothétique par la pensée

Plus récemment dans ce domaine, il y a l'exemple de la prothèse de main de Muller-Putz et Pfurtscheller (*G. Muller-Plutz & G. Pfurtscheller – 2008*). Cette prothèse électrique peut être contrôlée sur deux axes, de manière asynchrone, en utilisant des réponses cérébrales à des stimulus visuels bien particuliers pour envoyer des commandes mentales.

Par ailleurs, il est également possible de contrôler des fauteuils roulants grâce aux BCI. En prenant l'exemple de Vanacker, l'utilisateur peut faire tourner le fauteuil à gauche, à droite, ou le faire avancer en effectuant trois tâches mentales différentes, qui sont par exemple imaginer un mouvement d'une main, effectuer un calcul mental, ou imaginer un objet en rotation. Ainsi, le système du classifieur de l'EEG utilisé dans cette expérience est capable de distinguer trois commandes discrètes pouvant être exprimées par la nécessité de se déplacer dans une certaine direction. Par conséquent, il faut adopter un système de commande de mouvements qui garantit que ces signaux d'entrée discrets produisent un mouvement fluide. Afin de fournir un contrôle intuitif, nous aimerions permettre au patient d'exercer un contrôle de la vitesse sur la plateforme, donc la distribution de probabilité exprime la conviction du BCI sur l'intention de l'utilisateur de modifier la vitesse actuelle du fauteuil roulant. Un signal gauche ou droit signifie que l'utilisateur a l'intention de faire tourner le fauteuil roulant dans la direction voulue, ce qui augmente ou diminue la vitesse de translation. Les deux vitesses sont superposées, de sorte qu'une commande de rotation, alors que le fauteuil roulant avance déjà, se traduira par une trajectoire en courbe douce.

D'autres systèmes, comme celui de Rebsamen, utilisent quant à eux une BCI basée sur le P300 pour contrôler leur fauteuil roulant (*B. Rebsamen, C. Guan, H. Zhang, C. Wang, C. Teo, M. Ang & E. Burdet – 2011*). Cette technologie permet de sélectionner une destination (parmi plusieurs possibles) de la même façon que l'on sélectionne une lettre avec le P300 Speller (*G. Vanacker, J. Millan, E. Lew, P. Ferrez, F. Moles, J. Philips, H. Van Brussel & M. Nuttin – 2007*).



Figure 6 : Fauteuil roulant contrôlé par la pensée à l'aide d'une BCI basée sur le P300

2) Applications non médicales

Les BCI sont principalement utilisées dans un cadre médical, mais elles peuvent également être appliquées à d'autres domaines (C. Jeunet – 2016).

Il est tout d'abord possible de contrôler des jeux vidéo simples ou des applications de réalité virtuelle grâce aux BCI (A. Nijholt, D. Plass-Oude Bos & B. Reuderink – 2009). Pour illustrer ce propos, nous prenons l'exemple du projet OpenVibe2, initiative de recherche sur le potentiel des BCI dans le domaine des jeux vidéo (A. Lecuyer – 2016). Un des jeux créés par ce programme de recherche est Brain Invaders, un jeu inspiré du fameux Space Invaders. En revanche, au lieu de manipuler un joystick, l'utilisateur doit détruire des vaisseaux ennemis en se concentrant directement sur la cible. Les ennemis que le joueur doit éliminer clignotent. Lorsque ce dernier se concentre sur le vaisseau qu'il souhaite éliminer, il perçoit ce clignotement. Son cerveau émet alors automatiquement une réponse cérébrale, de type P300, connue pour se propager dans le cortex après toute stimulation. En analysant ces données, l'intelligence artificielle du jeu est capable de définir l'alien qui a clignoté avant que le cerveau ne produise l'onde P300, et ainsi de pouvoir ordonner sa destruction.

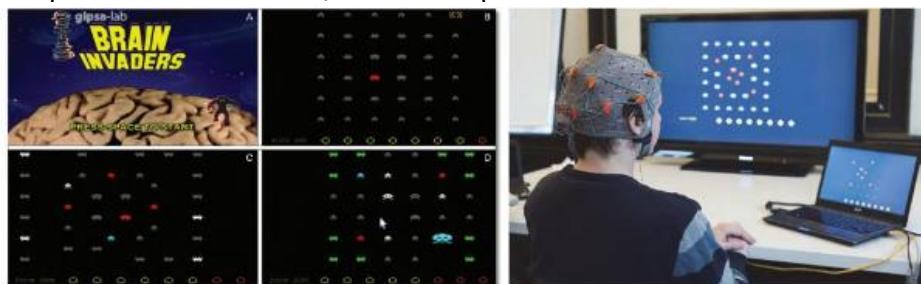


Figure 7 : Interface du jeu Brain Invaders (à gauche) et utilisateur en train de jouer (à droite)

Par ailleurs, les BCI peuvent également être utilisées pour le secteur de la communication événementielle. En effet, les animations cérébrales événementielles permettent aux personnes d'être placées en tant qu'ambassadeurs et donnent une image de marque novatrice. Nous pouvons prendre l'exemple de l'entreprise Animations Innovantes qui développe des activités cérébrales ludiques pour tous types d'événements. Il est notamment possible de contrôler un drone par la pensée, de traduire les ondes cérébrales en œuvre d'art ou encore d'assister à des séances de neurorelaxation en entendant par exemple une musique reflétant son niveau de stress et d'anxiété.



Figure 8 : Contrôler un drone par la pensée, une animation de communication événementielle

II. Qu'est-ce que l'électroencéphalographie (EEG) ?

A. Définition

L'électroencéphalographie plus communément appelé EEG, est un examen non-invasif et indolore permettant de mesurer l'activité électrique du cerveau (il s'agit du courant généré par les cellules nerveuses, appelées neurones). Le tracé obtenu s'appelle l'électroencéphalogramme.

L'histoire remonte en 1788, lorsque Luigi Galvani s'aperçoit que tous les organes vivants engendrent de l'électricité (*A. Vallabhaneni, T. Wang & B. He - 2005*). Il formule alors l'hypothèse d'une « électricité animale », qui serait sécrétée par le cerveau. Il faudra pourtant attendre une centaine d'années pour que les premiers enregistrements EEG voient le jour et confirment sa théorie. En effet, c'est en 1875 que Richard Caton, un médecin britannique, s'aperçut que l'activité électrique générée à travers le cerveau des animaux correspondait à une activité mentale. Ses études démontrèrent que cette activité cérébrale variait en fonction de l'état dans lequel se trouvait l'animal, mais également lorsque celui-ci subissait une stimulation. Moins d'une cinquantaine d'années plus tard, cette même expérience fut réalisée sur l'être humain. En effet, en 1924, Hans Berger, un neuropsychiatre allemand,registra l'activité électrique du cerveau d'un jeune patient atteint d'une tumeur cervicale. Ce chercheur fut le premier à amplifier le signal obtenu et à prouver l'existence d'une relation entre l'activité cérébrale et les variations du signal électrique dans certaines bandes de fréquences. Dans ses travaux, Berger décrit principalement deux rythmes cérébraux : le rythme alpha et le rythme bêta. Ses recherches constituent les prémices des études sur l'électroencéphalographie chez les êtres humains (*F. Lotte, L. Bougrain & M. Clerc - 2015*).

Aujourd'hui, l'EEG se trouve être bon marché, portable et offrant une bonne résolution temporelle. C'est pourquoi elle est très utilisée, aussi bien chez des personnes saines, afin d'étudier le comportement du cerveau, que dans le diagnostic de certaines maladies, dont on sait qu'elles modifient l'activité électrique du cerveau (épilepsie, migraine, troubles du sommeil, ...).

B. Equipement d'acquisition

Pur examen médical ou à des fins de recherches, l'EEG s'est aujourd'hui démocratisé, notamment grâce à une exposition de plus en plus importante aux neurotechnologies (*J. Frey, R. Gervais, S. Fleck, F. Lotte & M. Hachet - 2014*). De nos jours, des appareils mesurant l'activité cérébrale sont ouverts au grand public. On pense notamment à l'Emotiv Epoc, au Neurosky MindWave, ou encore au bandeau Muse (*J. Tarby & J. Rouillard - 2010*). Par conséquent, il est devenu nécessaire de concevoir des outils ou des interfaces utilisateurs qui permettront au grand public de visualiser, de comprendre et d'interagir avec les signaux EEG (voir partie III – Le neurofeedback).



Figure 9 : Bandeau Muse

Cependant, bien que l'usage de l'EEG se soit démocratisé, son utilisation reste identique : il s'agit d'électrodes qui sont placées sur le cuir chevelu et qui vont détecter l'activité électrique (C. Guger, W. Harkam, C. Hertnaes & G. Pfurtscheller – 1999). La différence entre les modèles d'EEG se fait au niveau du nombre d'électrodes présentes sur l'équipement (de manière logique, plus l'équipement possède d'électrodes, plus le signal est précis), mais également sur le type d'électrode, que l'on classe en deux catégories, active ou passive.

Les électrodes actives, contrairement aux électrodes passives, ne requièrent aucune préparation de la peau (exemple : gel conducteur).

Dans le milieu médical, ces électrodes sont reliées à un boîtier, appelé électroencéphalographe, qui va amplifier le signal puis le retranscrire via un tracé généralement sur ordinateur.



Figure 10 : Equipement d'acquisition d'EEG

Quel que soit l'outil utilisé, le positionnement des électrodes ne se fait pas de manière aléatoire. Sur les casques d'acquisition destinés au grand public, un mode d'emploi de bon positionnement des électrodes est livré avec le dispositif, afin de s'assurer d'une utilisation dans les meilleures conditions.

La majorité des EEG sont réalisés avec des électrodes placées sur le cuir chevelu, en suivant le système 10-20 (ou nomenclature de Jasper). Il s'agit d'une méthode reconnue à l'internationale assurant une harmonie dans les enregistrements de l'activité cérébrale.

Dans le système 10-20 chaque électrode possède une lettre et un numéro (ou lettre z) :

- Les lettres correspondent aux différents lobes du cerveau : on retrouve C pour Central, O pour Occipital, P pour Pariétal, F pour Frontal et T pour Temporal.
- Le numéro indique l'hémisphère correspondant. Pour l'hémisphère droit on utilisera un chiffre pair, pour l'hémisphère gauche un chiffre impair.
- La lettre z, quant à elle, indique l'électrode située sur la ligne médiane du crâne.

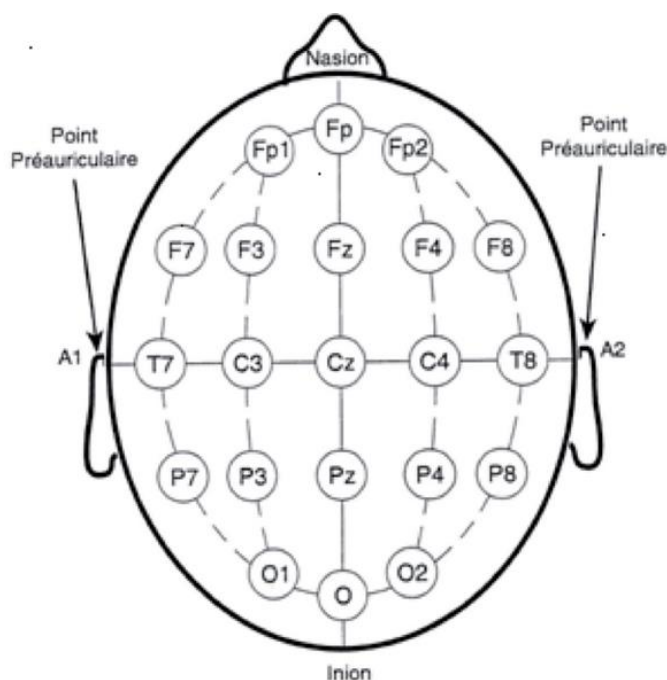


Figure 11 : Nomenclature de Jasper pour le positionnement des électrodes

C. Structure des données EEG

Pour obtenir un signal EEG, il est indispensable de passer par des électrodes. Celles-ci sont découpées en trois catégories distinctes :

- L'électrode tampon : ayant la forme d'un petit dôme, cette électrode en argent chloruré recouverte d'un tampon de tissu imbibé d'eau saline, est simplement placée sur le cuir chevelu et maintenue par un caoutchouc épousant le crâne de l'utilisateur.
- L'électrode cupule : ayant la forme d'un disque en argent dont la cupule centrale permet l'application d'une pâte conductrice, cette électrode est collée sur le crâne par un carré de gaze imbibé d'une solution adaptée à la conductivité.
- L'électrode aiguille : aussi appelée électrode sous-cutanée, elle a la forme d'une aiguille hypodermique et est introduite juste sous la peau, parallèlement à la surface du crâne.

Les électrodes sont donc posées sur le crâne, préalablement décapé à l'aide d'une pâte de Katz⁵. Toutes les électrodes sont reliées par un fil de connexion à la boîte têtère. Pour activer le signal EEG, deux méthodes peuvent être utilisées :

- L'hyperpnée : elle sensibilise l'EEG grâce à une alcalose⁶ liée à l'hypocapnie⁷. L'utilisateur effectue une respiration ample et répétée de façon continue pendant une période variant de 4 à 5 minutes. L'objectif de cette méthode est de repérer les modifications du rythme de base et des anomalies.

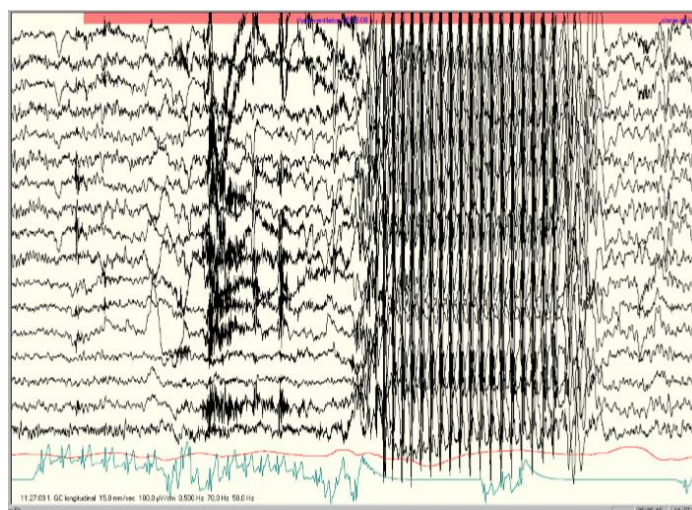


Figure 12 : Exemple de signal EEG recueilli selon la méthode d'hyperpnée

- La stimulation lumineuse intermittente (SLI) : cette méthode délivre des éclairs lumineux intenses, à une fréquence variant de 1 à 60Hz, grâce à un stroboscope placé à 30 cm du patient. L'objectif de cette technique est de rechercher une photosensibilité caractéristique de certaines pathologies.

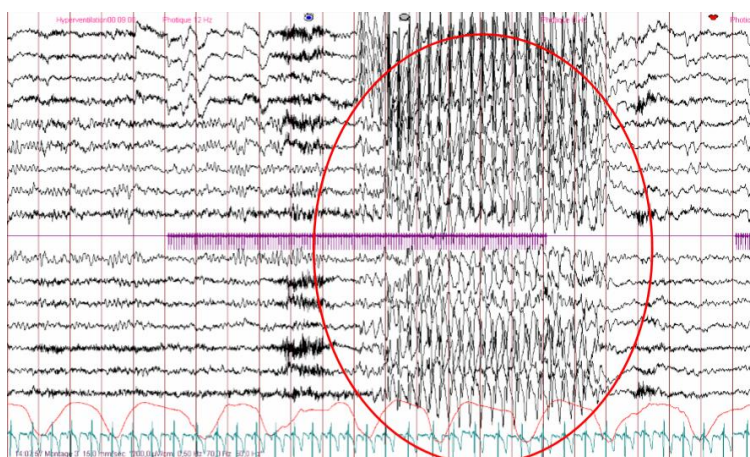


Figure 13 : Exemple de signal EEG recueilli selon la méthode de SLI. On observe une décharge de pointes d'ondes diffuses sur la bande de fréquences entourée en rouge.

⁵ Pâte de Katz : Pâte de contact conductrice, mélange de pierre ponce et de chlorure de sodium.

⁶ Alcalose : Trouble de l'équilibre entre les acides et les bases contenues dans le sang, avec prédominance de l'alcalinité.

⁷ Hypocapnie : Taux anormalement bas de dioxyde de carbone dans le sang, dû à une augmentation de l'échange gazeux entre l'air et le sang au niveau des poumons (ventilation pulmonaire).

D. Source de EEG

Le néocortex⁸ se divise en six couches de neurones ayant des propriétés diverses et variées. La source du signal EEG provient en grande partie des neurones pyramidaux des couches III, V et VI du cerveau (voir figure 14). Le signal capté par l'EEG découle de la synchronisation dans le temps et dans l'espace de l'activité des neurones, dénombrées à environ 100 000 chez les humains. L'excitation de ces cellules nerveuses entraîne l'ouverture de canaux ioniques à chaque jonction synaptique, ce qui engendre un mouvement des particules chargées dans les milieux intra et extracellulaires.

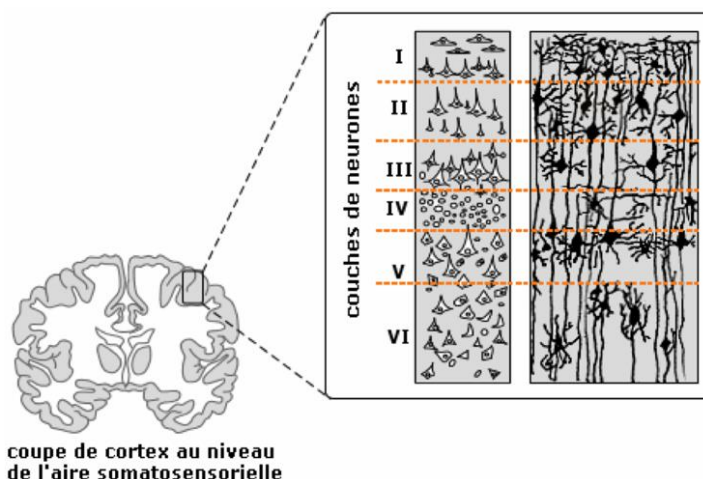


Figure 14 : Les six couches de neurones du néocortex

Lors de l'utilisation d'une BCI, trois sources d'information sont principalement récoltées afin d'extraire des caractéristiques des signaux EEG :

- L'information spatiale : elle sert principalement à décrire la provenance du signal pertinent. Cette information se focalise sur certaines électrodes EEG, ce qui signifie qu'elle se concentre sur des régions spécifiques du cortex.
- L'information spectrale (aussi appelée information fréquentielle) : elle décrit la variation de la puissance du signal EEG dans certaines bandes de fréquences.
- L'information temporelle : elle décrit la variation des signaux EEG en fonction du temps, ce qui signifie qu'elle découpe le signal en plusieurs fenêtres temporelles afin de les analyser.

En fonction du type de BCI souhaité, les sources d'information exploitées varient. Par exemple, lorsque l'on utilise une interface cerveau-machine exploitant l'activité EEG, on se concentre principalement sur les informations spatiale et spectrale, tandis que lors de l'utilisation d'une ICM basée sur les potentiels évoqués, les informations à relever sont les sources spatiale et temporelle (B. Rohaut, F. Faugeras, T. Bekinschtein, A. Wassouf, N. Chausson, S. Dehaene, L. Naccache – 2009).

⁸ Néocortex : Couche de substance grise qui constitue la paroi des hémisphères cérébraux chez les mammifères.

E. Rythmes cérébraux

Sur le tracé d'un signal EEG, il est possible d'observer ce que l'on appelle des rythmes cérébraux. Les rythmes cérébraux sont des signaux spontanés, ce qui signifie qu'ils ne sont pas induits par une stimulation externe. Ces rythmes peuvent être divisés en cinq grandes catégories (A. Pouch - 2018) :

- Le rythme Delta (δ) : les ondes cérébrales de type delta ont une fréquence inférieure à 4Hz. Elles représentent le sommeil profond et le coma, ce qui signifie que ce sont les dernières ondes émises avant le décès.
- Le rythme Thêta (θ) : les ondes de type thêta ont une fréquence comprise entre 4 et 7Hz. Elles sont caractéristiques de la mémoire et des émotions, et sont particulièrement visibles dans les régions temporales, notamment lors de l'endormissement.
- Le rythme Alpha (α) : les ondes alpha ont une fréquence comprise entre 7 et 13Hz. Premières ondes découvertes par Hans Berger en 1924, elles sont associées à un état de relaxation ou de veille diffus, c'est-à-dire lorsque les yeux du sujet sont fermés. A contrario, ces ondes disparaissent immédiatement lors de l'ouverture des yeux, c'est le phénomène d'arrêt de Berger. Ces ondes sont principalement observables dans les régions occipito-pariétales.

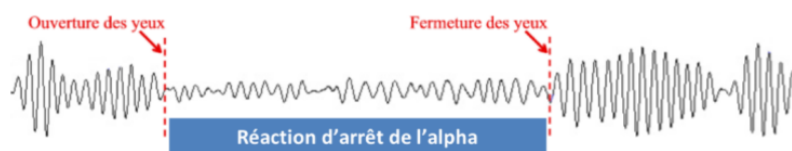


Figure 15 : Démonstration du phénomène d'arrêt de Berger sur les ondes alpha

- Le rythme Bêta (β) : les ondes bêta ont une fréquence comprise entre 13 et 30Hz, et sont souvent qualifiées de rapides. Elles sont principalement visibles dans les régions temporales, et en état subjectif dans les lobes occipitaux et frontaux. Elles sont associées à un état d'activité normale avec yeux ouverts, ou pendant les courtes périodes de sommeil avec rêve, appelées sommeil paradoxal. Ce rythme cérébral peut être subdivisé en deux parties distinctes :
 - Les ondes Bêta-1 : Aussi appelées SMR pour Rythme Sensori-Moteur, ces ondes ont une fréquence variant de 13 à 15Hz. Ce rythme est essentiellement enregistré dans les aires sensorimotrices, c'est-à-dire en C3, Cz et C4 (voir figure 11).
 - Les ondes Bêta-2 : Leur plage de fréquence se situe entre 15 et 30Hz.
- Le rythme Gamma (γ) : les ondes gamma ont une fréquence supérieure à 30Hz, et dépassent rarement les 60Hz, même si elles peuvent aller bien au-delà. Ce type d'onde est le seul présent dans la totalité du cerveau, et est associé à l'activité consciente ainsi qu'aux processus cognitifs et perceptifs.

ONDES CÉRÉBRALES

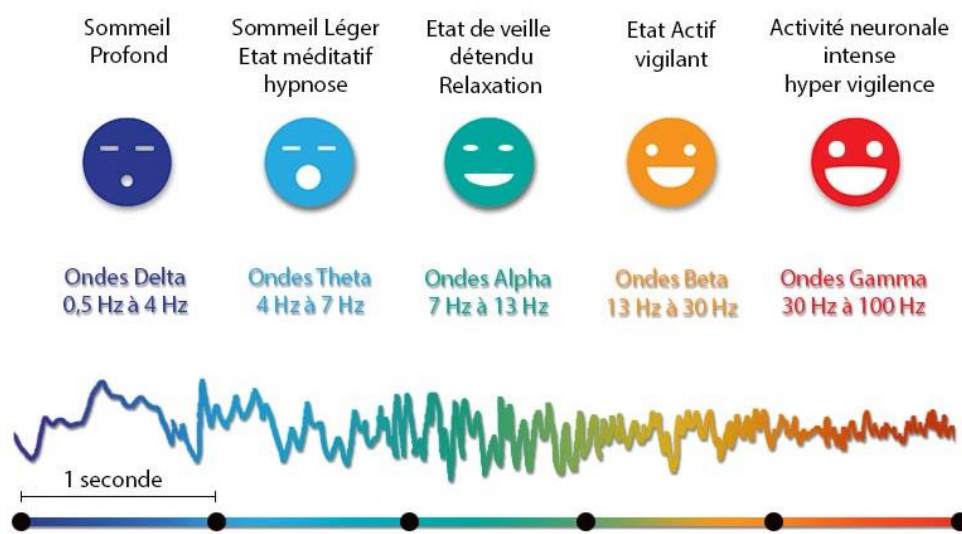


Figure 16 : Schéma de synthèse des rythmes cérébraux

F. Potentiels évoqués

La différence majeure entre les potentiels évoqués (PE) et les rythmes cérébraux résultent du fait que les PE sont induits par une stimulation externe. Cette activité électrique est recueillie entre deux électrodes.

Cet examen permet de mettre en lumière une possible anomalie dans la transmission des messages électriques le long du système nerveux central (N. André-Obadia & F. Mauguière - 2015). On les classe en cinq catégories :

- Les Potentiels Evoqués Visuels : Les potentiels évoqués visuels sont susceptibles d'être modifiés en cas de lésions oculaires, rétinienne, du nerf optique ou au niveau du cortex occipital. Suivant les différences de potentiels enregistrés il est possible de déterminer précisément la localisation d'une lésion.
- Les Potentiels Evoqués Auditifs : L'objectif de ces potentiels évoqués est l'étude du fonctionnement des voies nerveuses auditives de l'oreille jusqu'au tronc cérébral. Cela permet de déterminer des seuils auditifs mais également de détecter des lésions au niveau des voies auditives.
- Les Potentiels Evoqués Somesthésiques : Ils sont générés par la stimulation électrique d'un nerf sensitif ou mixte. Ils servent généralement à la détection de lésion au niveau de la moëlle épinière ou dans l'authentification d'un trouble de la sensibilité.
- Les Potentiels Evoqués Cognitifs : Aujourd'hui ils sont largement utilisés dans l'exploration neuropsychologique des patients non communicants. Ils peuvent par exemple permettre de prédire un retour à la conscience chez un patient plongé dans le coma.

- Les Potentiels Evoqués Moteurs : Leur utilisation permet la localisation des lésions susceptibles de perturber le bon fonctionnement du cortex moteur et des voies motrices centrales. Ils sont d'ailleurs grandement utiles dans le diagnostic de la sclérose en plaque.

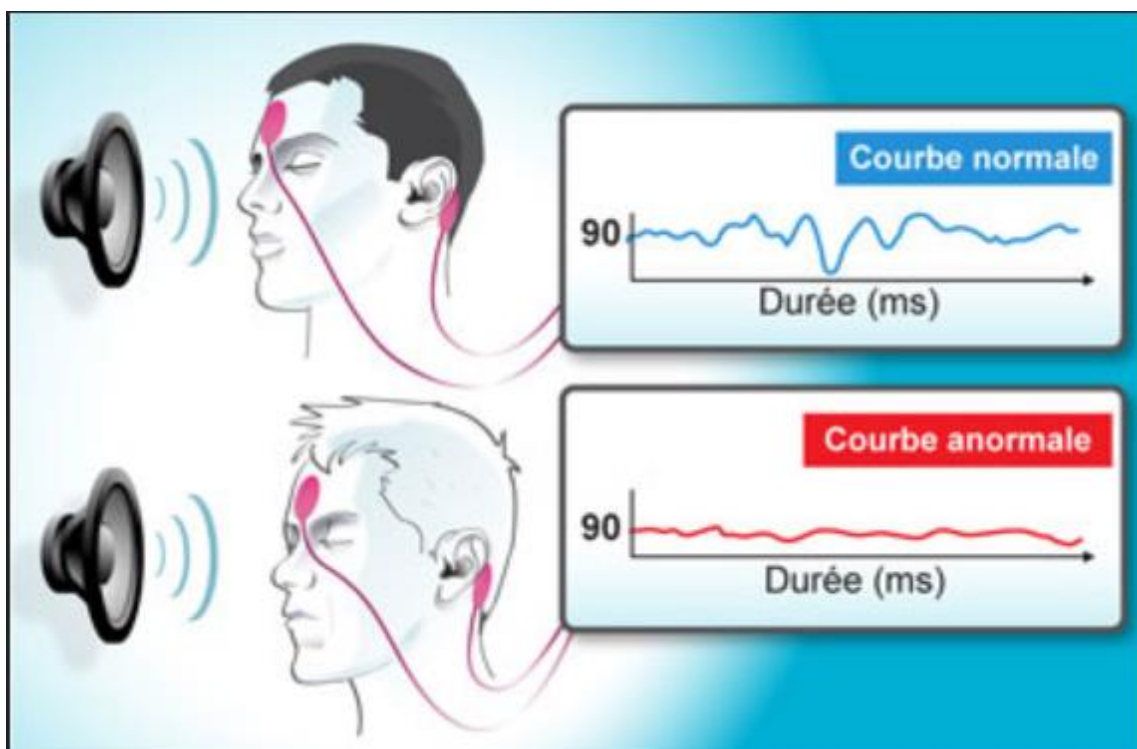


Figure 17 : Exemple d'utilisation d'un potentiel évoqué auditif

Bien que leur utilisation en médecine clinique et en recherche se soit largement répandue, les potentiels évoqués ne sont que très peu utilisés en neurofeedback au profit des rythmes cérébraux.

G. Méthodes et techniques pour l'analyse et le traitement des signaux EEG

Lorsque les électrodes sont placées sur le cuir chevelu du sujet, elles captent un signal électrique de très faible amplitude (de l'ordre du microvolt). Ainsi, une fois captés, les signaux EEG sont amplifiés plusieurs milliers de fois (entre 10 000 et 50 000) à l'aide d'un dispositif d'amplification ayant un gain⁹ élevé. Les amplificateurs utilisés pour ce type de signal doivent répondre à des exigences spécifiques : ils doivent fournir une amplification sélective du signal physiologique, rejeter les signaux de bruit et d'interférence superposés et garantir la protection des patients et des équipements électroniques contre les dommages causés par les surtensions et les surintensités de courant. Les principales caractéristiques à respecter pour ce type d'amplificateur sont les suivantes :

⁹ Gain : Ratio entre le signal de sortie et le signal d'entrée, exprimé en dB.

- Le processus physiologique à surveiller ne doit pas être influencé par l'amplificateur.
- Le signal mesuré ne doit pas être déformé.
- L'amplificateur doit assurer la meilleure séparation possible entre le signal et les interférences.
- L'amplificateur doit protéger le patient contre tout risque de choc électrique.
- L'amplificateur lui-même doit être protégé contre les dommages qui pourraient résulter de tensions d'entrée élevées, telles qu'elles se produisent lors de l'utilisation de défibrillateurs ou d'instruments électro-chirurgicaux.

Une fois le signal amplifié, celui-ci est filtré afin d'éliminer au maximum les artefacts causés par le bruit. Différents types de filtres peuvent alors être utilisés : les filtres passe-bas permettent d'éliminer les variations rapides de hautes fréquences tandis que les filtres passe-haut sont utilisés pour atténuer les basses fréquences.

Le signal analogique filtré est ensuite converti en signal numérique afin de pouvoir être traité. Ce processus est assuré par un convertisseur analogique-numérique.

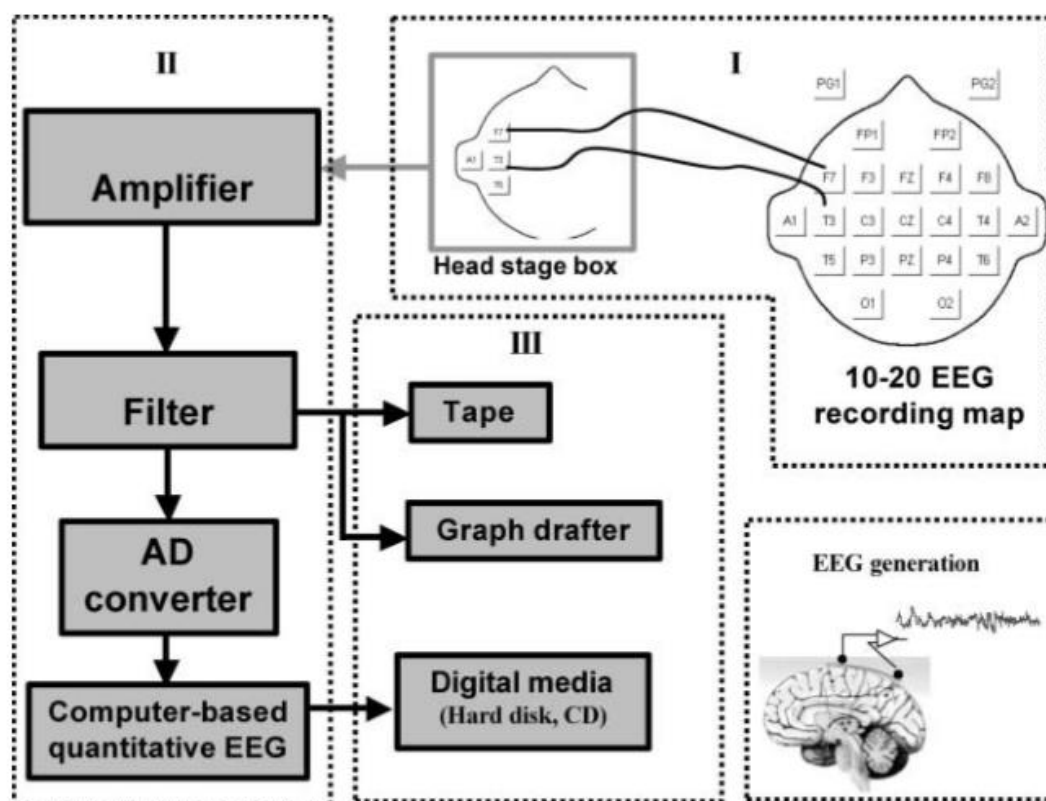


Figure 18 : Principe de traitement du signal EEG de son acquisition à son enregistrement

III. Qu'est-ce que le neurofeedback ?

A. Définition

Avant de définir le terme de neurofeedback, il convient de définir le terme de biofeedback. En effet, le neurofeedback est simplement du biofeedback d'ondes cérébrales.

Le biofeedback correspond au suivi et à l'utilisation d'informations physiologiques pour apprendre aux patients à modifier des fonctions physiologiques spécifiques. Le terme de biofeedback est apparu pour la première fois en 1969, il a permis de décrire des travaux scientifiques qui avaient été développés dans les années 1940 et dans lesquelles les sujets de recherches apprenaient à modifier le rythme cardiaque, le flux sanguin et d'autres fonctions physiologiques qui n'étaient normalement pas considérées comme soumises à un contrôle conscient (*M. G. McKee - 2008*).

Les instruments de biofeedback examinent un ou plusieurs processus physiologiques, mesurent ce qui est surveillé, transforment cette mesure en signaux auditifs et/ou visuels et présentent ce qui est contrôlé et mesuré, de manière simple, directe et immédiate. L'objectif est de permettre à la personne surveillée de modifier un processus physiologique, en se guidant sur les informations fournies par l'équipement de rétroaction biologique.

Les modalités courantes de biofeedback comprennent l'électromyographie¹⁰ de surface, la fréquence et la profondeur de la respiration, la température de surface de la peau, la réactivité cardiovasculaire et la réponse électrodermique¹¹.

Parmi les applications les plus courantes, on retrouve le traitement de l'anxiété, la rééducation musculaire ainsi que la préparation physique et sportive.

Le biofeedback électroencéphalographique (neurofeedback) est devenu, au fil du temps, un domaine d'étude et d'application distinct.

B. Principe de fonctionnement

Tout comme le biofeedback, le neurofeedback correspond à un suivi dans le temps. C'est pourquoi il est important de procéder à une évaluation avant de commencer à faire du neurofeedback. Cela permet de déterminer les fréquences EEG excessives ou déficientes, ou encore les problèmes de vitesse ou de cohérence de traitement, en ciblant les parties du cerveau concernées. Une évaluation appropriée permet d'individualiser le traitement et de l'adapter au patient (*C. Hammond - 2011*).

De plus en plus de cliniciens ayant recours à un mode de thérapie par neurofeedback effectuent une évaluation complète en réalisant une carte cérébrale du patient par

¹⁰ Electromyographie : Il s'agit d'une technique permettant l'étude de la fonction des nerfs et des muscles. On parle d'électromyographie de surface, lorsque les électrodes sont placées directement sur la peau au regard du muscle à étudier.

¹¹ Réponse électrodermique : Également appelée activité électrodermale, il s'agit d'une activité électrique biologique à la surface de la peau reflétant l'activité des glandes de sudation et du système nerveux autonome.

électroencéphalogramme quantitatif (QEEG), où 19 électrodes, voire plus, sont placées sur le cuir chevelu. Cette procédure dure généralement entre 60 et 75 minutes et consiste à mesurer l'activité électrique provenant du cerveau. Cette mesure est effectuée lorsque le patient se repose tranquillement, les yeux fermés, les yeux ouverts et parfois pendant une tâche. À la suite d'un traitement, afin d'éliminer le plus possible les éventuels artefacts qui se sont produits, les données recueillies sont ensuite comparées à une vaste base de données permettant de fournir des informations scientifiquement objectives sur la façon dont le cerveau devrait fonctionner à l'âge du patient.

Une fois l'évaluation terminée et les objectifs du traitement établis, on place le plus souvent une ou plusieurs électrodes sur le cuir chevelu et une ou plusieurs sur les lobes d'oreille, pour les séances d'entraînement au neurofeedback. Le patient regarde alors un écran et écoute des sons, parfois en effectuant une tâche telle que la lecture. Ces séances sont conçues pour aider la personne à modifier progressivement ses schémas d'ondes cérébrales et à les réadapter. Par exemple, certaines personnes peuvent avoir besoin d'apprendre à augmenter la vitesse ou la taille des ondes cérébrales dans des zones spécifiques du cerveau, ou inversement. La durée du traitement dépend de la pathologie associée : on comptera 15 à 20 séances pour une personne souffrant d'anxiété, contre 30 à 50 séances pour une personne souffrant d'un trouble de déficit de l'attention avec ou sans hyperactivité (TDAH). Une séance de neurofeedback dure généralement entre 20 et 25 minutes une fois l'équipement mis en place.



Figure 19 : Exemple d'une séance de neurofeedback

Comme toute thérapie, le neurofeedback présente des effets indésirables ainsi que des effets secondaires. Par exemple, il arrive qu'une personne se sente fatiguée, distraite ou anxieuse, qu'elle ait des maux de tête, qu'elle ait des difficultés à s'endormir ou qu'elle se sente agitée ou irritable. Parfois, ces effets secondaires peuvent se produire car la séance d'entraînement est trop longue. Nombreux de ces sentiments disparaissent peu de temps après une séance d'entraînement. Il est possible d'indiquer au praticien les effets désagréables ressentis, afin de modifier les protocoles d'entraînement et d'éliminer rapidement ces légers effets ressentis. Une approche « unique » qui n'est pas adaptée à l'individu présentera sans aucun doute un risque plus important d'être inefficace ou de produire une réaction indésirable.

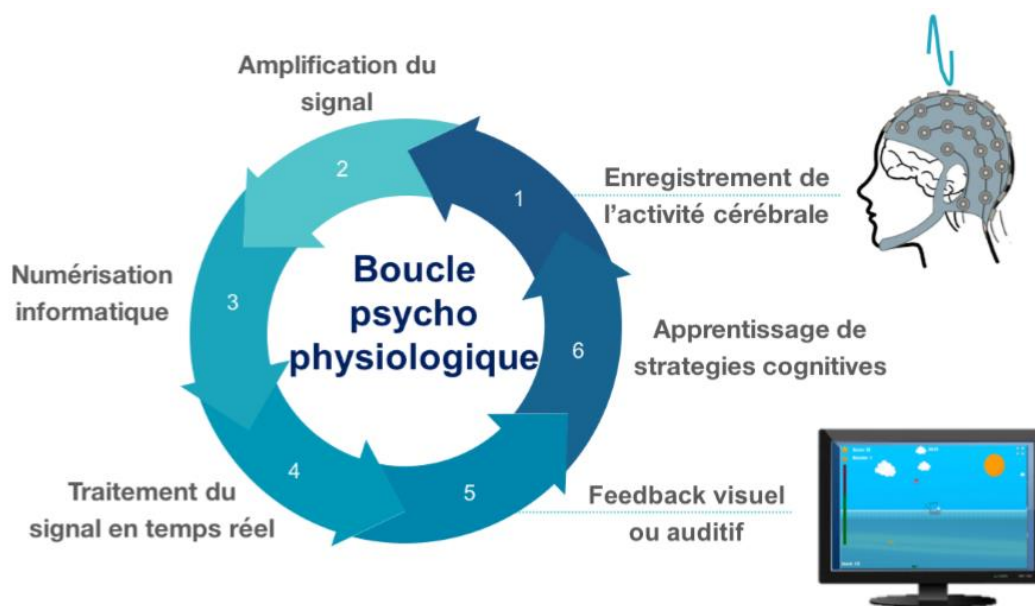


Figure 20 : Principe du neurofeedback

En règle générale, les patients ne peuvent pas influencer de façon fiable leurs modèles d'ondes cérébrales car ils manquent de conscience sur eux-mêmes. Cependant, rendre visible ces changements possiblement provoqués, leur donne une grande capacité d'influence. Au début, les changements sont de courte durée mais deviennent progressivement plus durable. Grâce à la rétroaction, au coaching et à la pratique continue, des tendances plus saines d'ondes cérébrales peuvent être observées chez la plupart des gens. Il a été démontré que des améliorations significatives se produisent 75 à 80% du temps.

Devenu une thérapie à part entière se substituant, dans la mesure du possible, à une médication, le neurofeedback a trouvé de nombreux domaines d'application.

C. Domaines et exemples d'applications

1) Traitement de l'anxiété et de la dépression

De nombreuses études ont démontré qu'il existait des prédispositions biologiques à l'anxiété et à la dépression. Dans ces conditions, il a été prouvé que le neurofeedback pouvait être une alternative aux traitements invasifs et médicamenteux (A. Yadollahpour & M. Naraq Arani - 2014).

De nombreuses recherches ont appuyé le fait que nos émotions négatives proviennent de notre hémisphère droit et qu'à l'inverse nos émotions positives sont originaires de notre hémisphère gauche. Si l'on possède des prédispositions biologiques à la dépression, il est possible de mettre en évidence un surplus d'activité alpha frontale gauche, signifiant une zone frontale gauche moins active. Cela ne prédit en aucun cas une dépression chez le sujet, mais uniquement une prédisposition à cette maladie notamment lors d'événements tragiques à répétitions qui peuvent survenir.

On retrouve de nombreuses revues traitant de l'efficacité du neurofeedback sur les troubles anxieux, tel que le trouble d'anxiété généralisé (TAG), le trouble obsessionnel-compulsif (TOC), le trouble d'anxiété phobique ou le trouble de stress post-traumatique (TSPT).

En prenant comme exemple le TSPT, une étude a été réalisée sur un groupe de vingt-neuf vétérans du Vietnam souffrant de TSPT. Quinze personnes se sont vues attribuées en plus du traitement hospitalier traditionnel, trente séances de trente minutes de neurofeedback alpha/thêta. Au bout de trente mois de suivi, les quatorze sujets, n'ayant reçu que le traitement traditionnel, avaient tous rechuté et avaient été hospitalisés, tandis que seuls trois des quinze sujets ayant suivi une formation neurofeedback avaient rechuté. De plus, les quatorze patients traités par neurofeedback avaient tous diminué leurs besoins en médicaments lors du suivi, alors que parmi les patients traités de manière traditionnelle, un seul patient a diminué ses médicaments, deux n'ont signalé aucun changement et dix ont eu besoin de plus de médicaments (*C. Hammond - 2005*). Il ne s'agit ici que d'une étude parmi des dizaines d'autres, mais elles ont toutes prouvé que l'amélioration des ondes alpha, thêta et alpha-thêta sont des traitements efficaces pour les troubles anxieux.

Il existe plusieurs protocoles cliniques traitant de la dépression à l'aide du neurofeedback. Tous ces protocoles visent à faire passer les ondes cérébrales du trouble à l'état normal. La prédominance alpha de l'hémisphère gauche sur l'hémisphère droit, la diminution du rapport thêta/bêta dans le cortex préfrontal gauche, la diminution ou l'augmentation de l'activité alpha de l'hémisphère gauche ou droit, le déplacement d'un indice d'asymétrie vers la droite pour rééquilibrer les niveaux d'activation en faveur de l'hémisphère gauche sont quelques-uns des principaux protocoles.

Une étude a utilisé le neurofeedback pour augmenter l'activité relative de la bande alpha frontale droite et aurait donc un impact sur les symptômes des sujets dépressifs. Ainsi vingt-quatre patients souffrant de dépression ont été répartis en deux groupes : un groupe ayant suivi une thérapie par neurofeedback de cinq semaines et un groupe ayant suivi une psychothérapie classique. Les patients ayant suivi une thérapie par neurofeedback ont montré une amélioration de plus de sept points sur l'échelle d'évaluation de la dépression de Hamilton, contrairement au groupe ayant suivi une psychothérapie classique qui n'a montré qu'une faible amélioration.

Bien que des études récentes aient montré des résultats prometteurs quant à l'utilisation du neurofeedback dans le traitement de la dépression, d'autres essais sont encore nécessaires avant de pouvoir introduire la thérapie par neurofeedback comme étant un traitement de la dépression.

2) Traitement du TDAH

Le TDAH est caractérisé par un niveau d'impulsivité et/ou d'inattention et d'hyperactivité anormalement élevé. Après analyse des rythmes EEG il a été découvert une diminution de l'activité alpha et bêta et une augmentation de l'activité lente thêta, en particulier, dans les régions centrale et frontale (*J.-A. Micoulaud-Franchi, F. Bat-Pitault, M. Cermolacce & J. Vion-Dury - 2011*).

Actuellement la prise en charge du TDAH combine un traitement pharmacologique par méthylphénidate (bien qu'efficace, il possède de nombreux effets indésirables tels que douleurs abdominales, céphalées et insomnies), une thérapie cognitivo-comportementale et une guidance parentale.

Deux protocoles de neurofeedback ont été mis au point en fonction des anomalies des ondes cérébrales. On retrouve, d'une part, une régulation du rythme EEG, soit par l'augmentation du rythme bêta, soit par la diminution du rythme thêta, et d'autre part l'entraînement des potentiels corticaux lents¹² (PCL).

Une étude a été menée autour d'un jeu vidéo contrôlé à l'aide du BCI (D. Zamora Blandon, J. Edison Munoz, D. Lopez & O. Henao, 2016). Ce jeu, « Harvest Challenge » a été créé dans le but d'utiliser le neurofeedback dans le traitement du TDAH. Des enfants atteints de TDAH ont pu tester ce dispositif. Au fur et à mesure des sessions, les données de performance du jeu suggèrent une amélioration significative de l'attention de la part des enfants.



Figure 21 : Enfant atteint de TDAH ayant pris part à l'expérience autour du jeu vidéo « Harvest Challenge »

Le TDAH étant un trouble majoritairement présent et contraignant chez l'enfant et l'adolescent, il était donc important de développer de nouvelles techniques de thérapie. Ici, le passage par le jeu vidéo s'est révélé plus motivant pour l'enfant et a montré des résultats prometteurs.

¹² Potentiels corticaux lents : Ce sont les polarisations positives ou négatives de l'EEG dans la gamme de fréquence très lente à partir de 0.3Hz habituellement à environ 1,5 Hz.

3) Traitement de l'insomnie

L'insomnie est un trouble du sommeil important dans la société actuelle et a de multiples implications psychologiques, physiques, de santé générale et professionnelle. Les traitements courants de l'insomnie comprennent la pharmacothérapie, la thérapie cognitivo-comportementale et les produits en vente libre.

Les premières études sur le traitement de l'insomnie par neurofeedback liaient le biofeedback EMG (électromyographie) et le neurofeedback SMR (Rythme Sensori-Moteur). Elles se sont révélées prometteuses quant à un possible traitement de l'insomnie (S. L. Halson, 2017).

Cependant à la suite d'une étude menée visant à comparer les deux techniques, il a été prouvé que le neurofeedback SMR avait une très bonne efficacité lors de son utilisation seule. En effet, ce dernier a entraîné une plus grande augmentation du temps de sommeil total par rapport au biofeedback EMG.

D'après les résultats limités mais positifs de la littérature disponible, le neurofeedback SMR a le potentiel d'influencer positivement le sommeil, en particulier chez les patients qui dorment mal. D'après les recherches disponibles, il est probable qu'un total de 10 à 20 séances soit nécessaire pour consolider les effets.

Bien que de plus en plus d'essais soit encourageant quant à l'utilisation d'une telle thérapie dans les troubles du sommeil, les chercheurs ont déclaré que le neurofeedback ne pourra pas être une thérapie isolée dans le traitement de l'insomnie chronique.

4) Traitement de l'addiction

Les troubles liés à la consommation de substances psychoactives se caractérisent par des symptômes cognitifs, comportementaux et physiologiques ainsi que par une modification des circuits cérébraux qui peut se poursuivre malgré la désintoxication. Le traitement des troubles liés à la consommation de substances est souvent difficile et on estime que 65 à 70 % des patients utilisant des méthodes traditionnelles, telles que la thérapie par la parole et les programmes en 12 étapes, rechutent dans l'année (J. C. Shepard - 2015).

La pratique du neurofeedback aide les personnes à modifier les schémas d'ondes cérébrales et à modifier certains aspects du fonctionnement neuronal. Tout ceci favorise la plasticité cérébrale qui peut être bénéfique dans le traitement des troubles liés à la consommation de substances.

Des études mettant en œuvre l'utilisation du neurofeedback (avec le protocole de Peniston, autrement dit reposant sur les ondes alpha et thêta) auprès de personnes ayant développées une dépendance à l'alcool, ont démontré des taux d'abstinence plus élevés et des niveaux de dépression plus faibles par rapport au traitement traditionnel (T. M. Sokhadze, R. L. Cannon & D. L. Trudeau - 2008).

D'autres études ont également montré des résultats encourageant quant à l'utilisation du neurofeedback dans le traitement des troubles liés à la consommation de substances. En effet, on observe très souvent chez les sujets une abstinence à long terme, des niveaux de

dépression et d'anxiété plus faibles et des changements de personnalité positifs. Le neurofeedback favorisant l'autorégulation, les sujets sont plus motivés par ce type de thérapie étant responsables des changements produits.

A l'heure actuelle, des études sont mises en place afin d'étudier l'utilisation du neurofeedback comme moyen de prévention chez les enfants et adolescents pour de futures addictions possibles.

5) Traitement de l'épilepsie

Bien que la médecine ait fait des progrès majeurs en gestion des crises d'épilepsie, on retrouve un pourcentage de patient pour qui les thérapies médicales et/ou chirurgicales actuelles n'ont que des effets minimes. Le neurofeedback est apparu à l'époque comme un traitement alternatif et la question de ses effets a été soulevée (*T. Egner & B. Sterman - 2006*).

Dans les études menées, on retrouvait à la fois l'entraînement des potentiels corticaux lents (PCL) et l'entraînement du rythme sensorimoteur (SMR). Il arrivait parfois qu'un sujet n'arrive pas à utiliser une méthode d'entraînement, alors les chercheurs privilégiaient la seconde option. Dans les résultats de ces études, aucune différence majeure en termes d'efficacité n'a été apportée concernant ces deux méthodes, bien qu'on retrouve un grand nombre de sujets ne réussissant pas l'entraînement des PCL (*R. S. Monderer, D. M. Harrison & S. R. HAUT - 2002*).

Au regard de la littérature actuelle, il a été prouvé de nombreuses fois que le traitement des troubles épileptiques/convulsifs par le neurofeedback constitue un traitement d'appoint bien fondé et stable.

Malgré le fait que de nombreuses études aient démontré l'intérêt du neurofeedback dans la gestion des crises d'épilepsie, ce dernier est encore considéré comme un « derniers recours », ce qui est remarquable d'autant plus qu'on observe un résultat prometteur chez ces patients pour qui les thérapies pharmacologiques ou autres n'ont eu que très peu d'effets.

6) Traitement de l'autisme

Les troubles du spectre de l'autisme (TSA) représentent à l'heure actuelle 1% de la population. Parmi eux, on retrouve des maladies telle que l'autisme, le syndrome d'Asperger et les troubles du développement atypique.

De nombreuses personnes souffrant de TSA présentent également une hyperactivité. C'est pourquoi de nombreuses études s'appuient aujourd'hui sur le protocole du neurofeedback pour le traitement des TDAH (*M. Holtmann, S. Steiner, S. Hohmann, L. Poustka, T. Banaschewski & S. Bölte - 2011*).

Une étude a été menée sur des enfants atteints de TSA ne souffrant pas en plus de TDAH. A la suite d'une thérapie par neurofeedback basée sur les TDAH, on a constaté une nette amélioration dans le fonctionnement exécutif des enfants, et cela suggère donc un ratio thêta/bêta accru chez ces enfants (*M. Kouijzer, J. de Moor, B. Gerrits, M. Congedo & H. van Schie - 2009*).

Aujourd'hui il n'y a que très peu d'études pouvant affirmer un possible traitement de l'autisme par neurofeedback et de nombreuses pistes restent encore à découvrir. Cependant le traitement par neurofeedback des TDAH chez des personnes souffrant de TSA est concluant.

7) Rééducation (exemple de l'AVC)

Une personne sur six souffrira au cours de sa vie d'un accident vasculaire cérébrale (AVC). Les séquelles d'un AVC ont un impact majeur sur la qualité de vie des patients et représentent une lourde charge financière et sociale.

Une étude a été menée sur deux personnes de plus de soixante ans souffrant des séquelles causées par un AVC (*B. Dias - 2016*). Portant sur l'amplification des ondes alpha, cet entraînement a été suivi sur quatre mois pour un total de quinze séances. A la fin de l'expérience, on a pu constater des améliorations d'un point de vue émotionnel et moteur, indiquant que le neurofeedback pourrait être une piste à explorer dans la rééducation mentale.

Dans la littérature on retrouve de nombreux articles présentant le neurofeedback comme une solution future dans la réadaptation du langage, de l'attention et de la mémoire de travail, ce qui fait de lui un bon candidat pour une rééducation à la suite d'un AVC (*M. F. Porcaro Muratori & T. M. Porcaro Muratori - 2012*). Cependant, d'autres recherches sont nécessaires afin de prouver sa réelle efficacité dans la réhabilitation neuropsychologique post-AVC, ce qui n'empêche pas son utilisation clinique à l'heure actuelle, étant une technique non-invasive.

8) Entraînement des athlètes de haut niveau

A l'heure actuelle, l'utilisation du biofeedback, notamment dans l'amélioration de la variabilité de la fréquence cardiaque, a fait ses preuves au sein du milieu sportif, ce qui n'est pas tout à fait le cas du neurofeedback (*D. J. Vernon - 2005*). Les preuves recueillies concernant une amélioration des performances grâce au neurofeedback sont équivoques.

Par exemple, certains archers ayant suivi un entraînement par neurofeedback ont réussi à augmenter leur précision en augmentant les oscillations EEG à basses fréquences, alors que pour d'autres cela n'a rien changé. Les tentatives d'augmentation de l'onde alpha n'ont eu aucun effet discernable sur les performances et la mémoire (*F. D. Perry, L. Shaw, L. Zaichkowsky - 2011*).

Plusieurs pistes sont encore à explorer et plusieurs protocoles sont encore à tester avant de pouvoir établir une connexion claire entre l'entraînement par neurofeedback et l'amélioration des performances.

A travers ces divers exemples, nous avons pu observer que bien que le neurofeedback soit une technique assez ancienne, de nombreux progrès sont encore à faire. Des études randomisées sur un grand nombre d'échantillons sont nécessaires, afin de s'assurer de son efficacité quel que soit le domaine d'application.

Il faut également souligner que le neurofeedback ne constitue en aucun cas une panacée. Par exemple, il ne permettra pas la guérison d'une dépression mais aura pour effet de soulager les symptômes de manière non-invasive et non-médicamenteuse.

IV. Outils de développement

A. Le casque EEG Emotiv EPOC +

1) L'entreprise Emotiv

Fondée en 2003 à Sydney (Australie), Emotiv est une société travaillant sur des interfaces neuronales directes permettant de détecter le conscient humain pour le reproduire sur une plateforme électronique. Cette entreprise est née de la collaboration d'un neuro-scientifique (Allan Snyder), d'un designer (Neil Weste), et de deux entrepreneurs (Tan Le et Nam Do). Le siège de la société est à présent installé à San-Francisco, aux USA. Au départ, Emotiv avait pour objectif de commercialiser le casque EPOC, une interface cerveau-machine destinée à être utilisée dans le domaine des jeux-vidéos et accessible au public. A présent, l'entreprise a développé plusieurs casques EEG, parmi lesquels nous pouvons trouver le casque INSIGHT, le casque EPOC+, le casque EPOC X, et bien d'autres modèles. Emotiv se concentre également sur le développement de logiciels permettant de travailler avec leurs casques, ou produire des applications compatibles.

2) Le casque EPOC +

Dans le cadre de ce projet, nous utiliserons le casque EPOC+ de cette société. Ce casque neuronal est un système multi-canal sans fil portable haute résolution, ayant été conçu pour des applications de recherche et pour une utilisation personnelle. Ce casque est donc dans la catégorie des dispositifs grand public, bien qu'il soit plus spécifique à la recherche. Considéré comme une interface cerveau-machine, il dispose de 14 canaux EEG ainsi que deux points de références offrant un positionnement optimal pour une résolution spatiale précise. Ce capteur a la possibilité de se connecter aux PC, tablettes et smartphones en Bluetooth. Ici, nous choisissons de connecter le casque en Bluetooth à travers la clé USB dongle qui sera elle-même branchée à l'ordinateur. Ce type de connexion permet de sécuriser la communication Bluetooth et éviter les interférences avec d'autres Bluetooth.



Figure 22 : Casque EPOC+

Pour ce modèle de casque, les 14 électrodes se répartissent selon le schéma suivant :

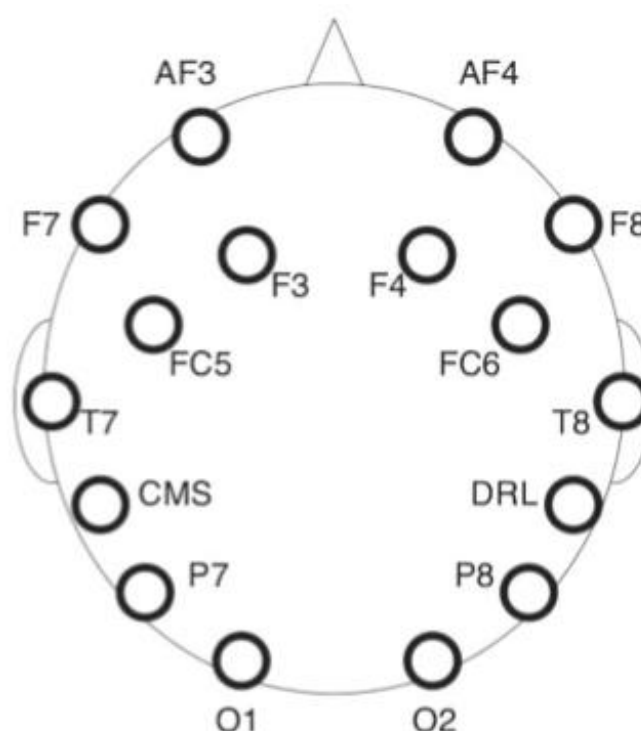


Figure 23 : Répartition des 14 électrodes sur le casque EPOC

Cette disposition s'inspire du modèle de répartition 10-20 et du modèle 10-10, sans compter l'absence de cinq électrodes au centre du crâne. Ces capteurs sont Fz, C3, Cz, C4, P3, Pz et P4, qui couvrent une partie du cerveau dédiée principalement aux mouvements volontaires et à l'interprétation des sensations.

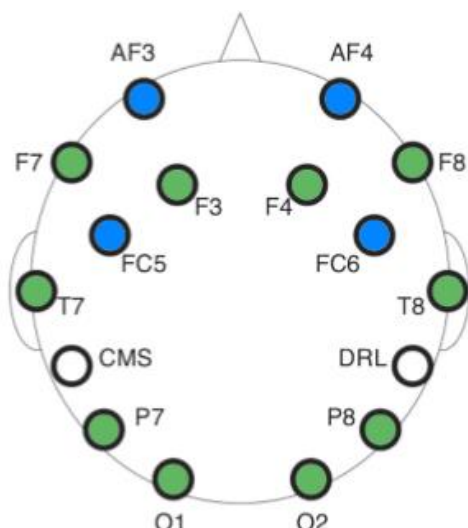


Figure 24 : Comparaison des électrodes EPOC avec les systèmes 10-20 (vert) et 10-10 (bleu)

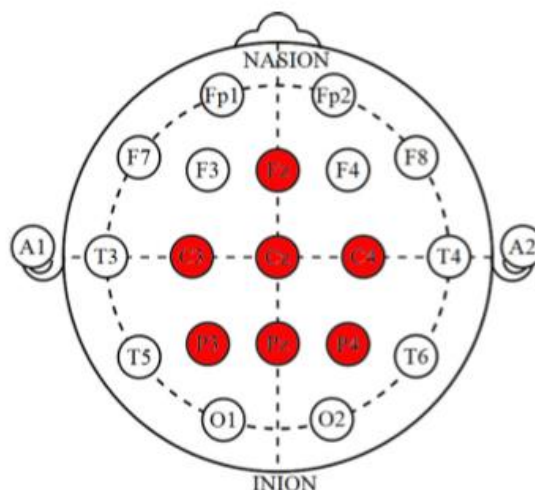


Figure 25 : Identification des électrodes non présentes (rouge) sur le modèle EPOC par rapport au modèle 10-20

Nous remarquons que les positions CMS et DRL représentent par défaut les contacts qui viennent se fixer au niveau de l'os derrière les oreilles. Ces pièces en caoutchouc abritent des capteurs qui déterminent le « common mode voltage », c'est-à-dire le potentiel moyen du sujet.

Ce modèle de casque EEG présente de nombreux avantages parmi lesquels la connexion sans-fil s'opérant en Bluetooth, la présence de 14 canaux EEG et un détecteur de mouvements sur 9 axes, la détection possible de 4 états mentaux, 13 pensées et des expressions faciales, ainsi qu'une grande autonomie (12h en charge complète). Par ailleurs, ce modèle propose 25 applications, et son installation est relativement simple et rapide (entre 3 et 5 minutes). Cependant, le modèle EPOC+ présente également des inconvénients. En effet, il a un coût relativement élevé, les outils de développement de la société sont payants, et il requiert l'utilisation d'une solution saline pour le fonctionnement optimal des électrodes.

Pour conclure, nous pouvons affirmer que ce modèle de casque EEG est adapté à notre projet car il présente les caractéristiques principales dont nous avons besoin : détection des rythmes cérébraux avec une haute résolution et possibilité de connexion aux PC sans fil, via Bluetooth.

3) Les produits similaires sur le marché

Aujourd'hui, il existe des produits similaires au casque EPOC+ de la société Emotiv.

Dans un premier temps, analysons le casque NeuroSky de la société MindWave qui est également un casque EEG grand public. Celui-ci est composé d'une électrode sèche de type EEG, d'un capteur frontal de type EMG et d'une pince d'oreille qui capte la tension. Ainsi, ce casque a la caractéristique de pouvoir être utilisé sans solution car l'électrode est sèche, ce qui facilite son utilisation. Ce modèle est abordable au niveau du coût global et les signaux peuvent être traités via un kit de développement gratuit. En revanche, il ne détecte que 2 états mentaux.



Figure 25 : Casque NeuroSky

Nous pouvons également comparer le modèle EPOC+ au casque NIA de la société OCZ Technology. Ce casque composé d'un serre-tête contenant 3 capteurs se place sur le front de l'utilisateur. Il est relié par un câble à un dispositif électronique, appelé NIA-Box, connecté au PC via un port USB. Cette technologie, développée spécifiquement pour les jeux vidéo, permet de filtrer les signaux émis par le cerveau et de les convertir en signaux interprétables. Les signaux captés sont les ondes cérébrales alpha, bêta, ainsi que la contraction des muscles du visage ou encore le mouvement des yeux. Le principe du casque est le suivant : le dispositif permet de créer différents profils, et d'associer sur chacun d'eux des combinaisons de touches aux rythmes cérébraux. Ce processus permet de simuler l'appui de touches du clavier comme le ferait classiquement un joueur. Ainsi, une fois les signaux envoyés du cerveau vers le casque, des actions se mettent en place dans le jeu en fonction de ce que l'on souhaite piloter. Ce casque est très simple d'utilisation et permet de développer des applications de bonne qualité. Cependant, il s'avère difficile, avec ce dispositif, de contrôler ses ondes cérébrales.



Figure 26 : Casque NIA

Par ailleurs, nous pouvons mentionner le projet OpenBCI qui propose un modèle de casque EEG composé d'électrodes, d'un bonnet de positionnement et de produits compatibles avec Arduino et chipKIT, à assembler soit même. Enfin, il existe un projet libre, nommé OpenEEG, qui fournit des informations nécessaires à la création de sa propre BCI. Ainsi, à partir de ces connaissances, il est possible de construire son propre dispositif recevant les signaux EEG, et de les traiter en utilisant un logiciel Open Source.

B. Technologie logicielle pour le traitement des signaux : OpenVibe

OpenVibe, logiciel open source développé par l'institut de recherche INRIA, est une plateforme permettant d'utiliser, de gérer, de créer et de tester une interface cerveau-ordinateur. Ainsi, ce logiciel détient des fonctionnalités permettant d'acquérir, filtrer, traiter et classer des signaux neuronaux en temps réel, ce qui est une fonction centrale du biofeedback. Développé en C++, ce logiciel a l'avantage d'être gratuit, disponible sous Windows et Linux, via un simple dépôt GitHub. Par ailleurs, cette plateforme offre une interface simplifiée pour les utilisateurs qui créent des scénarios à partir des signaux enregistrés. Comme nous pouvons l'observer sur l'image ci-dessous, le logiciel se découpe en deux parties distinctes : à gauche il est possible de construire un scénario en ajoutant des boîtes découlant du menu de la partie droite.

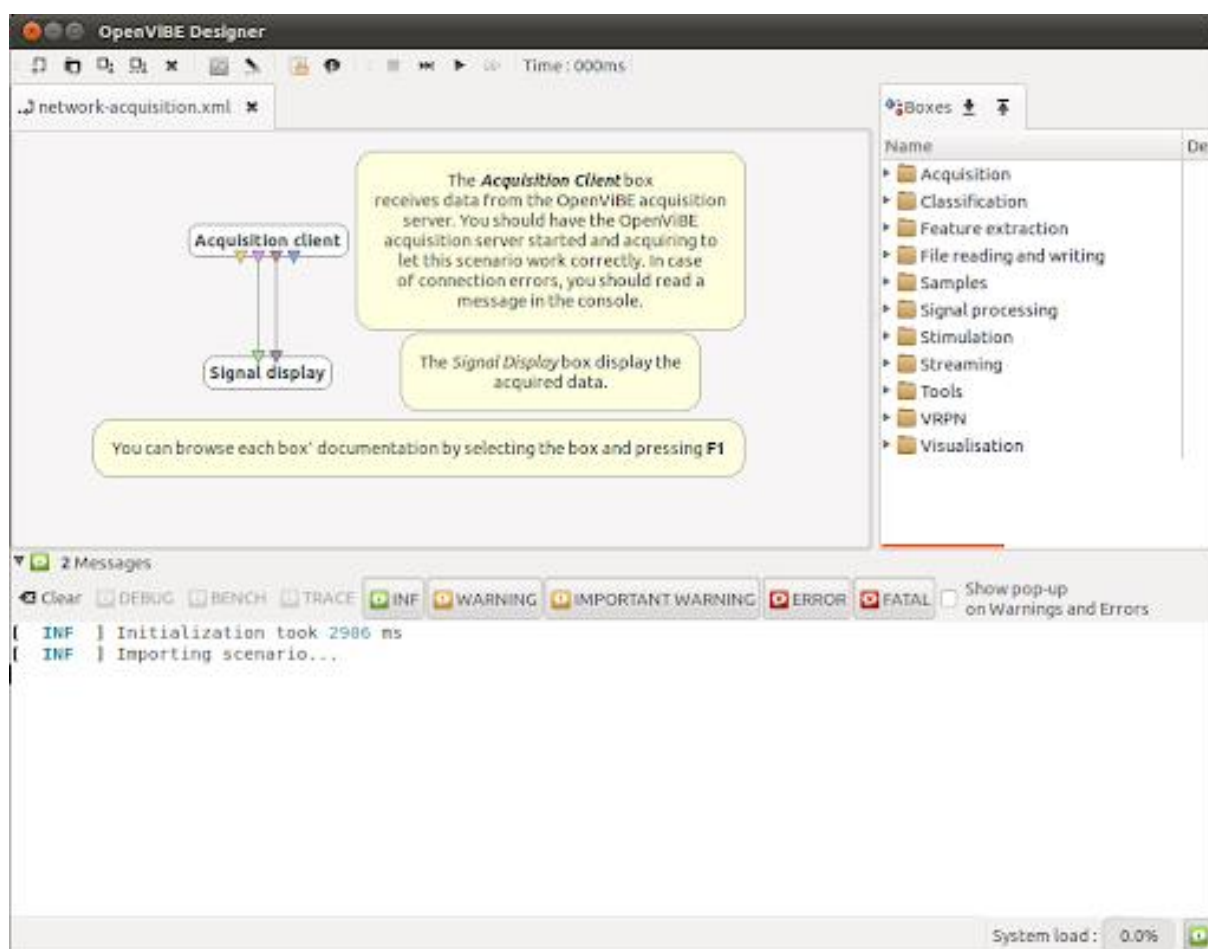


Figure 27 : Interface du logiciel OpenVibe

Ces boîtes représentent des actions allant de l'acquisition au traitement en passant par la diffusion et la représentation du signal. Ces modules peuvent recevoir différents paramètres et peuvent être reliés entre eux. Ce logiciel intuitif est donc très facile d'utilisation et permet ainsi d'être accessible au plus grand nombre. Enfin, il a l'avantage de pouvoir envoyer des signaux vers d'autres applications à partir des scénarios enregistrés. Il est donc parfaitement adapté au neurofeedback en temps réel puisqu'il permet de réaliser un retour sur les signaux cérébraux mesurés.

C. Interface graphique : Unity

Unity est une plateforme de développement en 3D temps réel, permettant de créer des environnements immersifs interactifs. Ce moteur 3D s'apparentant à un logiciel de modélisation 3D intègre une partie graphique et une partie programmation permettant ainsi de créer des projets complets. Disponible sur Windows, Linux et Mac, cette application permet de créer un contenu interactif, notamment en programmant des scripts en C#. Ce moteur 3D est adapté pour la construction par niveaux, la création de menus, la mise en œuvre d'animation, l'écriture de scripts et l'organisation de projets. L'interface utilisateur est intuitive, facile d'utilisation et complètement modulable en fonction des besoins de l'utilisateur. Ainsi, cette application permet de créer tout type de contenu, sur tout type d'interfaces (PC, tablette, smartphone, ...). Par ailleurs, ce logiciel est parfaitement adapté à l'application que nous souhaitons en faire puisqu'il est possible d'y construire des scènes interactives à l'aide d'un programme. Nous pouvons ainsi développer une application qui interagit avec l'utilisateur en fonction des signaux cérébraux envoyés par OpenVibe après traitement.

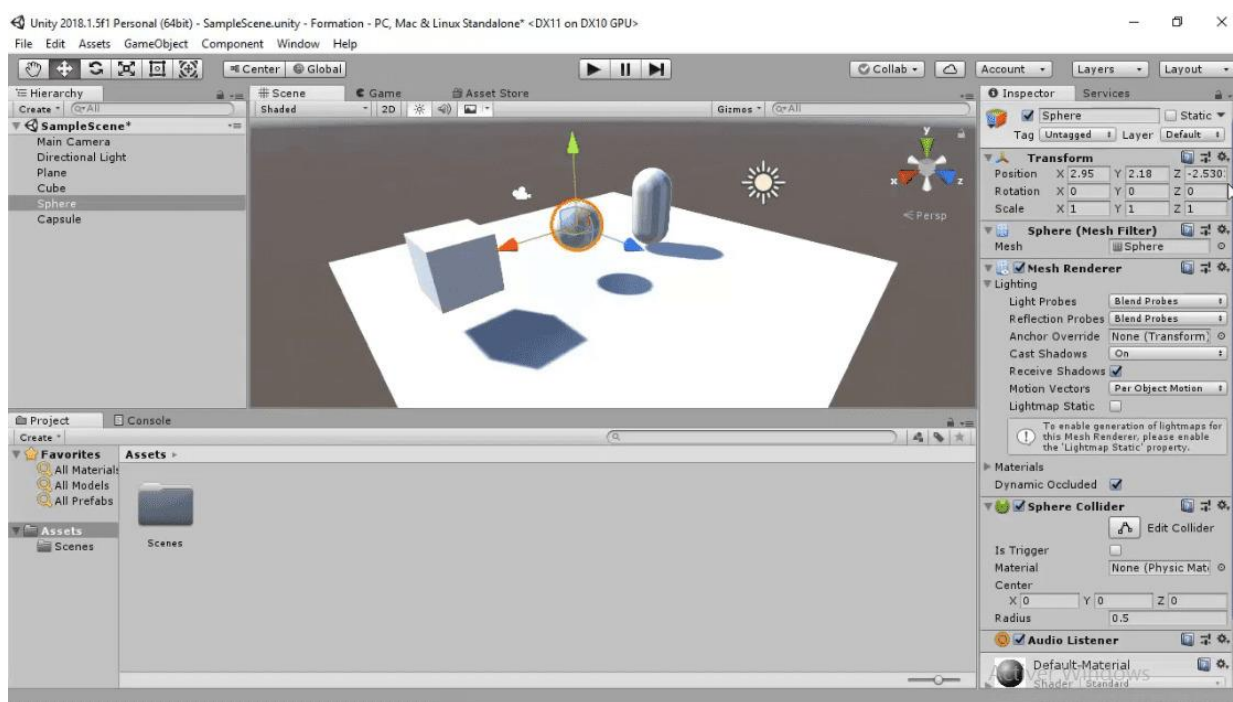


Figure 28 : Interface de l'application Unity

V. Prise en main du matériel et développement de l'application

A. Emotiv EPOC + : configuration et utilisation

Emotiv met à disposition gratuitement un logiciel permettant de s'assurer de la bonne utilisation et du bon fonctionnement du casque EPOC +. Cependant, les logiciels permettant le traitement des ondes cérébrales et le développement d'interfaces étant payant, nous avons dû trouver une solution.

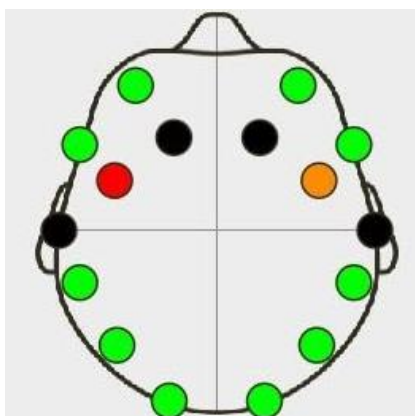


Figure 29 : Interface Emotiv pour vérifier le fonctionnement des électrodes

Après de nombreuses recherches effectuées, nous avons finalement trouvé une solution sur le site GitHub, accompagnée d'un tutoriel d'installation et d'utilisation. Cette solution nous permet de faire communiquer en temps réel notre casque avec le logiciel OpenVibe. Cela repose sur l'exécution d'un script Python en invite de commande et sur l'utilisation du casque à l'aide de sa clé dongle (permettant en plus de s'assurer qu'aucun problème de communication ne s'établira entre le casque et l'ordinateur).

Afin d'exécuter correctement ce script il est nécessaire d'y insérer des paramètres. Par défaut, nous avons pris les paramètres indiqués dans le tutoriel (qui plus tard se sont avérés parfaitement convenir à notre projet). Afin de faciliter la tâche d'exécution du script avec ses paramètres, nous avons créé un script bash qu'il n'y a qu'à exécuter.

```
@echo on
cd C:\CyKit-master\Py3\
py .\CyKIT.py 127.0.0.1 5151 6 openvibe+generic+nocounter+noheader+nobattery+ovdelay:100+float+ovsamples:004
```

Figure 30 : Script bash permettant le lancement de la communication entre le casque EPOC+ et OpenVibe

Il nous est impossible de décrire avec plus ou moins de précisions ce que fait ce script Python. En effet, il s'agit d'un script conséquent faisant appel à plusieurs autres scripts présents au sein du dossier de la solution. De plus, en y jetant un rapide coup d'œil, nous nous sommes aperçues qu'il s'agissait d'un niveau bien plus avancé que le nôtre en langage de programmation Python.

N'étant pas le but de notre projet et ayant trouvé une solution fonctionnelle nous convenant, nous n'avons pas poussé nos recherches plus loin.

B. OpenVibe : configuration et utilisation

La réception de notre signal en temps réel se fait grâce à l'Acquisition Server. Il permet d'établir la connexion entre OpenVibe et notre script Python lancé précédemment.

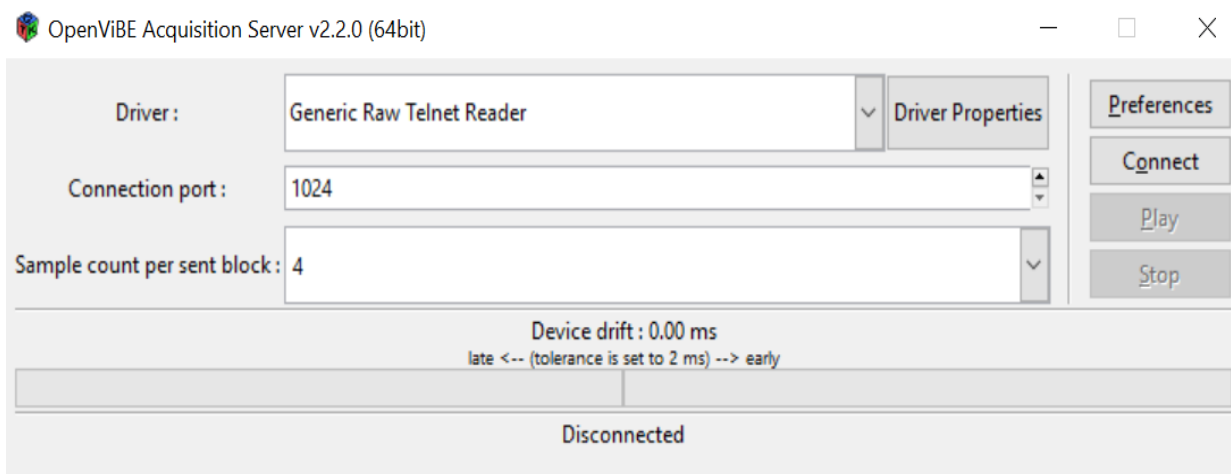


Figure 31 : Acquisition Server d'OpenVibe

Une fois la connexion établie, il est nécessaire de lancer le Designer du logiciel. Dans cette interface, il suffit de relier des blocs afin de procéder à un enregistrement des signaux et/ou à leur traitement.

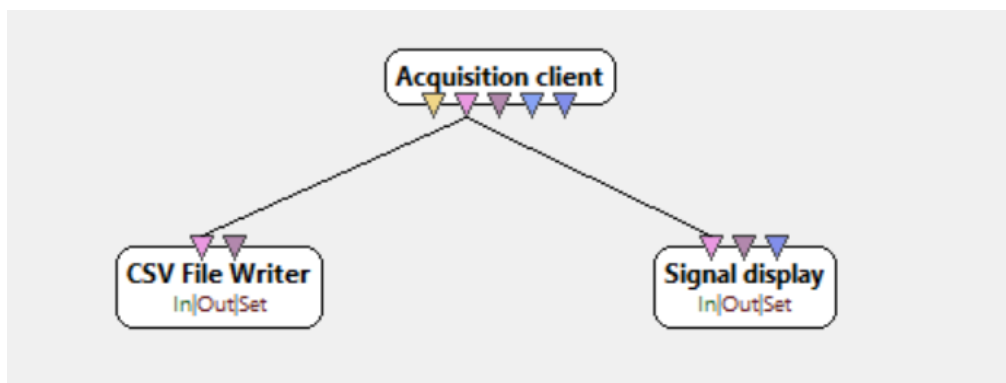


Figure 32 : Enregistrement d'un signal

Sur cette image nous observons l'enregistrement d'un signal dans un fichier CSV :

- Le bloc « Acquisition client » permet le lien entre l'Acquisition Server et le Designer d'OpenVibe.
- Le bloc « signal display » nous permet d'afficher le signal reçu. Ici, le signal n'est pas traité, nous affichons donc le signal brut.
- Le bloc « CSV File Writer » permet l'écriture du signal au sein d'un fichier CSV. Dans les paramètres du bloc nous avons précisé son nom et sa destination.

Sur cette image nous récupérons le signal précédemment enregistré afin de le traiter :

- Le bloc « CSV File Reader » permet la lecture d'un fichier CSV en précisant son emplacement.
- Le bloc « Channel Selector » permet le choix des chaînes du signal. Dans notre cas, nous avons choisi les chaînes 7 et 8 correspondants aux deux électrodes présentes sur la partie occipitale du crâne, lieu de production majoritaire en ondes alphas en relaxation.
- Le bloc « Temporal Filter » permet d'appliquer un filtre temporel. Dans un premier temps, nous éliminons le bruit à l'aide d'un coupe bande. Puis nous sélectionnons la fréquence d'onde d'intérêt.
- Le bloc « Simple DSP » permet, dans notre cas, d'élever nos deux signaux au carré afin de ne récupérer que des valeurs positives.
- Le bloc « Signal Average » permet de moyenner nos signaux.
- Le bloc « Spatial Filter » permet d'appliquer un filtre spatial. Ici, nous établissons une combinaison linéaire de nos deux signaux afin de n'en ressortir qu'un seul. Nous ne voulions récupérer qu'un signal moyen de nos deux signaux, nous avons donc appliqué un coefficient de 0.5 à chacun de nos deux signaux.

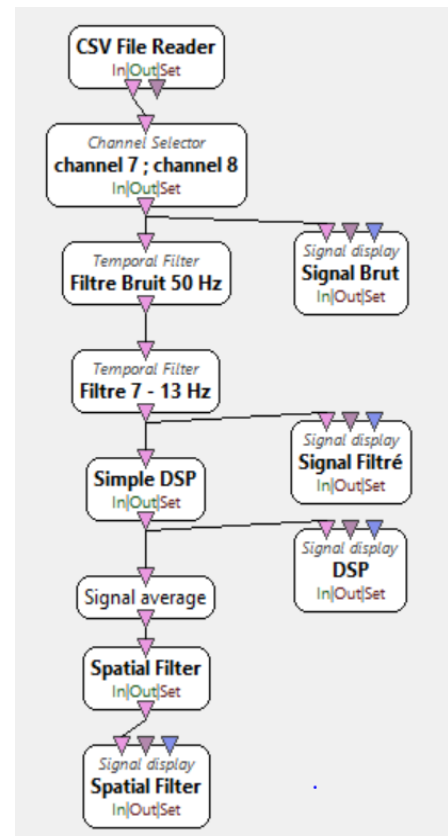


Figure 33 : Traitement de signal avec OpenVibe

A différents stades nous affichons le signal permettant de voir l'effet de chacun des blocs sur notre signal.

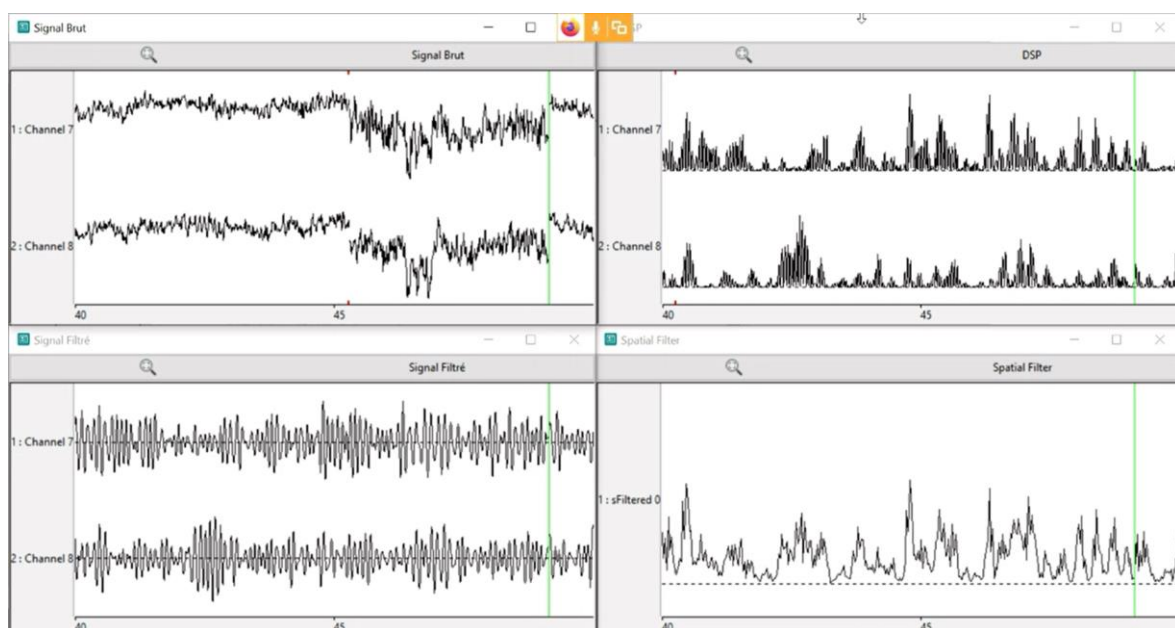


Figure 34 : Différents stade de traitement du signal

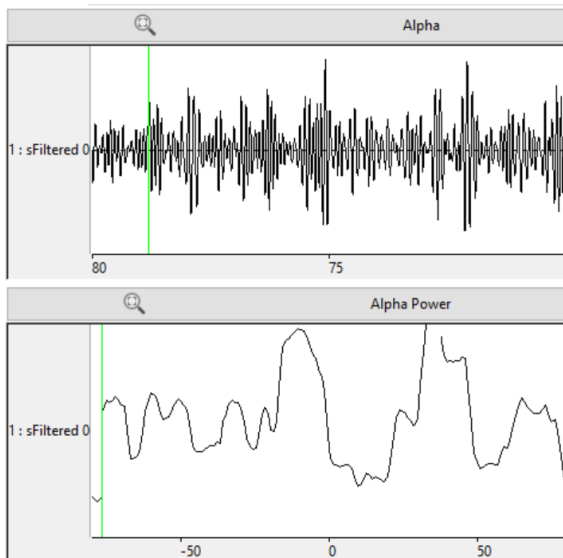


Figure 35 : Onde alpha une fois le signal filtré

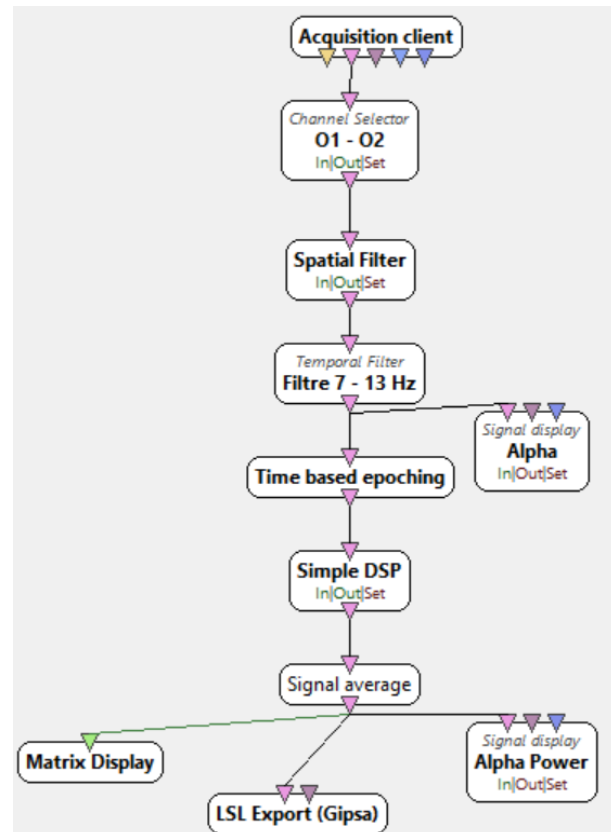


Figure 36 : Diagramme de traitement du signal des ondes alpha recueilli sur les chaînes 7 et 8 (O1 et O2)

Suite à nos nombreuses recherches et à la lecture des différents éléments présents au sein de la littérature, nous avons décidé de nous appuyer sur la bande de puissance de l'onde alpha (onde d'intérêt). En effet, cette dernière a tendance à augmenter avec l'état de relaxation ressenti chez les sujets.

Le rajout du bloc LSL Export permet d'envoyer sur un flux LSL les différentes données d'intérêt. Ce même flux sera récupéré plus tard par Unity afin de permettre une application en temps réel.

Comme les ondes cérébrales restent des données physiologiques soumises à différentes perturbations possibles, lorsqu'une personne est relaxée la puissance de son onde alpha n'est pas constante et ne cesse de varier. C'est pourquoi nous aurons tendance à nous intéresser aux pics et à leur quantité afin de déduire un état relaxé ou non.

C. Unity : développement de l'application

Comme cité précédemment, le développement de notre interface graphique fait appel au logiciel Unity. Cette application de modélisation 3D communique avec le logiciel OpenVibe à travers un flux LSL (LabStreamingLayer). Ce type de flux permet de séparer la partie traitement de la partie représentation graphique, ayant pour seule contrainte que les deux ordinateurs compilant chacun une partie soient branchés sur le même réseau. Cette communication est idéale dans le cadre de thérapie par neurofeedback telle que nous la proposons, puisque nous pourrions ainsi imaginer que le patient soit situé devant un écran faisant apparaître l'interface graphique, pendant que le médecin analyse sur sa machine les signaux cérébraux, à travers les fenêtres d'OpenVibe. Les données émises par le patient à travers le casque, et traitées par OpenVibe, sont récupérées en temps réel sur le logiciel Unity. Ce principe de fonctionnement de retranscription en direct est essentiel dans le cadre d'une thérapie par neurofeedback efficace.

Par ailleurs, il est important que les changements de décor opérés par Unity dépendent de la physiologie de chaque patient. Ainsi, nous proposons une méthode personnalisée de traitement de l'interface graphique. En effet, lors de la mise en place de l'application, le patient est soumis à une phase de trente secondes de calibration durant laquelle celui-ci doit faire le vide dans sa tête. En ne se concentrant sur « rien », le sujet va émettre un signal plus ou moins neutre, que nous pourrions définir comme signal moyen de traitement de l'anxiété chez ce patient. Ainsi, chaque personne soumise à la phase de calibration proposera un niveau neutre différent, traité ici dans un buffer (tableau de données). Cet ensemble de données constituera une base solide sur laquelle s'appuyer pour effectuer l'exercice.

Pour créer notre interface graphique, nous avons choisi d'adapter le décor aux perceptions d'un panel de potentiels utilisateurs. Nous avons mené une enquête au travers d'un formulaire afin de déterminer l'interface la plus adaptée au plus grand nombre. Avec une centaine de réponses, nous avons pu conclure que pour plus de la moitié de la population, la détente est liée au fait de se retrouver en pleine nature.

Qu'est ce qui a tendance à vous détendre ?

95 réponses



Figure 37 : Résultats de l'enquête concernant le décor de détente optimal

Parmi les différents paysages naturels que nous pouvons trouver, nous avons demandé aux personnes sondées de préciser le type de décor qui pourrait les apaiser. Les décors ayant conquis le plus de potentiels utilisateurs sont la plage, la montagne et la forêt.

Veuillez cocher les univers qui pourraient vous détendre parmi les choix suivants (n'hésitez pas à en proposer d'autres) :

95 réponses

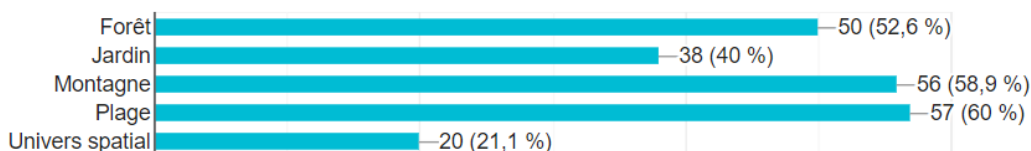


Figure 38 : Résultats de l'enquête concernant le décor naturel optimal

A travers cette étude, nous nous sommes également intéressées à l'impact des couleurs sur notre niveau d'anxiété. Les réponses ont été sans appel : les couleurs pasteltes et chaudes sont synonymes de détente, tandis que les couleurs vives et froides ont tendance à provoquer une certaine anxiété.

Quelles couleurs sont synonymes de détente ?

95 réponses

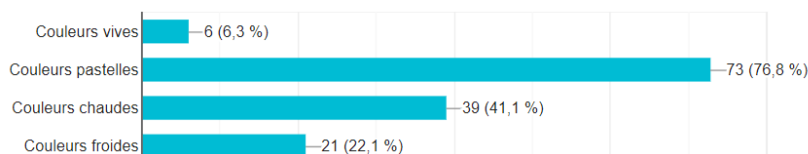


Figure 39 : Résultats de l'enquête concernant les couleurs représentatives de la détente

Quelles couleurs sont synonymes d'anxiété ?

95 réponses

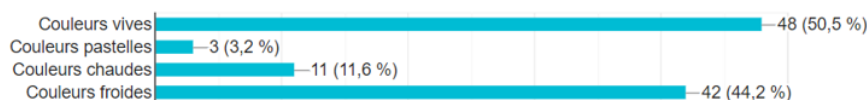


Figure 40 : Résultats de l'enquête concernant les couleurs représentatives de l'anxiété

L'interface graphique a donc été construite dans le respect de ces couleurs, avec un paysage sombre et froid pour représenter l'état de stress, et à l'inverse un décor aux couleurs chaudes et pasteltes pour caractériser la détente. Pour constituer ce décor, nous avons téléchargé des assets Unity en open source, que nous avons ensuite assemblés pour créer un univers complet. Pour rester également fidèle aux réponses des personnes sondées, nous avons choisi de modéliser une plage, type « île déserte ». Pour modéliser les variations d'anxiété du sujet, nous avons proposé un jeu vidéo qui consiste à contrôler la météo : plus le sujet est détendu, plus le décor est ensoleillé, tandis qu'à l'inverse le décor s'assombri et des orages viennent perturber l'état paisible de l'interface. Ce jeu ludique illustre convenablement les perturbations qui peuvent survenir dans le cerveau humain. Ainsi, nous avons créé sept phases au total en fonction du niveau d'anxiété du sujet. En voici trois d'entre-elles présentées ci-dessous :

La phase neutre, ci-dessous, est représenté par un paysage calme, ensoleillé et nuageux. Ce décor est celui défini par défaut lors de la phase de calibration. Lorsque le sujet est dans un niveau entre l'anxiété et la détente, il visualisera ce décor.



Figure 41 : Interface graphique : phase neutre

La phase d'anxiété maximale, ci-dessous, représente le niveau d'anxiété maximale de l'utilisateur. Nous avons respecté les couleurs froides et vives que les potentiels sujets nous ont conseillées.



Figure 42 : Interface graphique : phase d'anxiété maximale

La phase de détente maximale, ci-dessous, illustre le niveau le plus élevé de détente que l'utilisateur peut atteindre. Nous avons également suivi le conseil des personnes sondées en modélisant un coucher de soleil avec des couleurs chaudes et pastel.



Figure 43 : Interface graphique : phase de détente maximale

Nous avons enfin clôturer cette enquête par l'intérêt que les potentiels utilisateurs pouvaient porter à l'égard de notre application. Le résultat plutôt mitigé a révélé une crainte de l'utilisateur à utiliser un écran pour se détendre. Lorsque nous avons demandé une justification de leur réponse, les utilisateurs intéressés étaient assez intrigués par la manière ludique de traiter l'anxiété, phénomène présent dans le quotidien de la plupart des gens. En revanche, les utilisateurs étant sur la réserve ont pour la majorité répondu que le jeu vidéo pourrait abîmer d'autant plus les yeux et que les écrans ne sont en aucun cas un moyen de se détendre.

Seriez-vous intéressé(e) par une méthode de relaxation sous forme de jeux vidéo ?

95 réponses

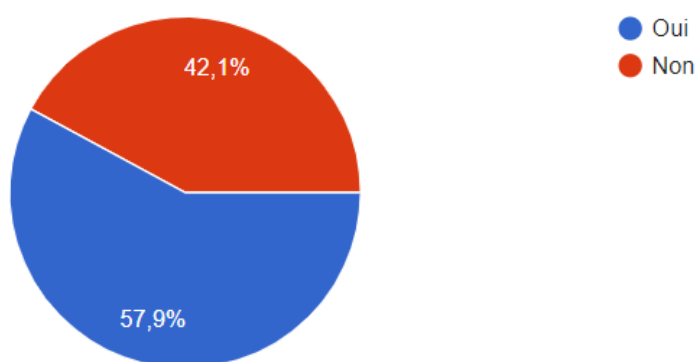


Figure 44 : Résultats de l'enquête concernant l'intérêt de notre application pour le panel de potentiels utilisateurs

Pour pallier cela, nous avons alors décidé d'ajouter une interface sonore en plus de l'interface visuelle afin que ceux qui ne souhaitent pas figer leurs yeux sur un écran puissent également prendre part à la thérapie, d'une autre manière. Ainsi, lorsque le sujet est dans un état d'anxiété, il est confronté à une plage sombre et des bruits de tonnerre, alors que lorsque celui-ci est détendu, il se retrouve face à un coucher de soleil et des bruits de vagues et d'oiseaux.

VI. Déroulement du projet et axes d'amélioration

A. Déroulement du projet

Dès la définition des différents projets, nous avons une idée précise de ce que nous souhaitions traiter. Cassandra ayant des connaissances et un intérêt pour le biofeedback, nous avons très rapidement su le déroulé du projet et les objectifs à atteindre. C'est pourquoi nous n'avons pas été confronté à des difficultés particulières. Nous connaissions les échéances bien à l'avance ce qui nous a permis de nous organiser correctement pour respecter nos attentes et arriver à ce rendu.

Pour Cassandra, ce projet était une confirmation de sa volonté de se diriger dans cette branche de la santé. Ayant un attrait particulier pour le système nerveux, ce projet l'a conforté dans l'idée qu'elle souhaite orienter sa carrière dans ce domaine. C'était pour elle un vrai plaisir de travailler ce sujet, et elle est fière que nous ayons atteint les objectifs attendus.

Pour Laura, ce projet était avant tout une découverte, aussi bien sur le sujet en lui-même que sur les technologies utilisées. Selon elle, cette application a renforcé ses compétences de planification et de gestion du temps. C'était également un plaisir pour elle de travailler sur ce projet, d'autant plus avec un binôme passionné par le sujet, à l'écoute, et avec des objectifs ambitieux.

Malheureusement, par manque de temps, nous n'avons pas pu aller plus loin dans le développement de l'application, mais nous avons plusieurs idées pour renforcer notre projet. L'application MyBrain pourrait subir un développement encore plus profond, lui permettant d'être adaptée au plus grand nombre et accessible à tous. Des améliorations logicielles ainsi qu'au niveau du matériel pourraient être envisagées.

B. Les améliorations hardware

Tout d'abord, des améliorations pourraient être apportées au niveau du matériel utilisé. En effet, dans un premier temps, nous pourrions prendre en compte toutes les électrodes en compte, car en réalité, la précision de la détection de l'anxiété repose sur un rapport entre les ondes alpha présentes au niveau frontal et celles générées sur le lobe occipital. D'après la littérature, nous savons que plus le sujet est anxieux, et plus il y a une concentration d'ondes alpha au niveau frontal, tandis que lorsque l'individu est détendu, ces ondes sont présentes en plus grand nombre sur le lobe occipital. Ainsi, le rapport entre les ondes du lobe frontal et celles du lobe occipital est caractéristique d'une grande précision au niveau de l'état d'anxiété du patient.

De surcroît, pour ajouter encore plus de précision, il serait intéressant d'ajouter un autre capteur physiologique tels qu'un capteur de battements cardiaques ou encore un capteur de respiration. En effet, la technique consisterait alors à coupler le neurofeedback avec du biofeedback, comparer les informations reçues par les différents capteurs et établir le retour perceptif en fonction de la comparaison des données.

Par ailleurs, il conviendrait de proposer plusieurs types de thérapies au travers de notre application. En effet, nous avons ici choisi de traiter l'anxiété à travers l'analyse des ondes alpha du sujet, mais il serait également possible de traiter sa concentration en traitant ses ondes bêta. De nouveaux exercices pourraient alors être implémentés tels que ceux proposés dans le neurofeedback pédiatrique chez les enfants atteints de TDAH.

Enfin, le projet MyBrain pourrait être transformé en une application entièrement portable en transférant l'interface graphique sur une application universelle pour smartphone, et en remplaçant le casque Emotiv EPOC+ par un casque EEG lambda, choisi par l'utilisateur.

L'objectif de cette amélioration serait de rendre l'application accessible au plus grand nombre en ne réduisant pas le marché aux utilisateurs du casque EPOC+. Cette ouverture à un grand public permettrait aux professionnels tout comme aux particuliers de s'intéresser à ce genre de thérapie non médicamenteuse pour traiter leur anxiété, de manière autonome, simple et efficace.

C. Les améliorations de l'interface graphique au service de la personnalisation

Tout d'abord, pour améliorer l'interface graphique, il serait idéal de modéliser nous-mêmes nos propres objets qui interviennent dans le décor. En effet, les graphismes seraient de meilleure qualité et la représentation globale du retour perceptif serait d'autant plus efficace.

De plus, l'interface graphique de l'application MyBrain s'adapte à l'état d'anxiété de l'utilisateur. Pour que l'interface corresponde parfaitement au sujet, nous avons pensé à implémenter plusieurs décors afin que l'utilisateur puisse en choisir un lui convenant avant sa session. En s'identifiant à un paysage en particulier, l'expérience immersive et ludique deviendrait complètement adaptée au patient.

Par ailleurs, nous pourrions, à l'image d'un jeu vidéo, envisager un système de niveaux que le sujet devrait atteindre au cours de ses séances de thérapie. En effet, les seuils choisis pour les sept décors différents ont été définis arbitrairement suivant notre expérience utilisateur, mais ceux-ci pourraient évoluer en fonction de la difficulté que nous voudrions implémenter. L'utilisateur serait alors confronté à un challenge ce qui augmenterait le côté ludique de l'application.

Pour améliorer cette interface, il conviendrait également de programmer un menu, pour que l'utilisateur se sente intégrer dans un univers de jeu vidéo. A travers ce menu, le sujet pourrait choisir son décor et le niveau qu'il souhaite parcourir. Il pourrait également décider que le retour perceptif soit uniquement visuel et/ou auditif ou encore régler le son de l'interface.

Le projet MyBrain pourrait également être amélioré en lui incorporant une base de données permettant ainsi à l'utilisateur de suivre son évolution dans le temps. Nous pourrions envisager la mise en place de représentations graphiques des ondes cérébrales que l'utilisateur pourraient retrouver dans son profil, situé dans le menu. Ce suivi permettrait au sujet de rendre compte de son évolution ainsi que de l'efficacité d'une thérapie régulière par neurofeedback.

Enfin, il pourrait être intéressant d'implémenter des mouvements graphiques en fonction d'autres données physiologiques. Par exemple, dans le cas de l'utilisation d'un capteur de respiration, nous pourrions imaginer le mouvement des vagues de notre plage s'adapter aux inspirations et expirations du sujet.

Conclusion

D'après nos recherches, l'utilisation du neurofeedback n'en est qu'à ses prémices et son efficacité n'a pas encore été totalement démontrée. Malgré le fait que les humains ont commencé à s'y intéresser dans les années 1940 et que le terme est apparu en 1969, l'essor des technologies n'a réellement débuté qu'à la fin du XXème siècle. Les moyens que nous possédons aujourd'hui nous permettent de faire évoluer cette forme de thérapie, et la technologie de demain nous permettra certainement de démontrer l'efficacité du neurofeedback sur l'autisme, la dépression, les addictions, qui ne sont aujourd'hui que des postulats.

Le neurofeedback étant à l'origine une thérapie, nous avons choisi d'en faire une activité immersive et ludique afin qu'elle soit accessible au plus grand nombre. L'importance de rendre cette thérapie divertissante est essentielle afin que tout public puisse traiter son anxiété d'une autre manière que par la médication. L'objectif premier de cette application est de remplacer les traitements médicamenteux, dans la mesure du possible, chez les personnes suivies, mais également d'atteindre un public plus large afin de prévenir les troubles de l'anxiété. Le neurofeedback s'apparente ainsi à un entraînement sportif du cerveau dans lequel le sujet travaille pour remodeler les ondes cérébrales que celui-ci émet.

Enfin, le neurofeedback, bien qu'étant une thérapie assez récente, se démocratise. Nous pouvons aujourd'hui compter quelques cabinets en France spécialisée dans ce type de pratique pour réguler l'anxiété et l'attention des patients qui souhaitent se prêter à l'exercice.

Nous concluons ce projet par des témoignages de personnes ayant eu recours au neurofeedback. Nous avons choisi l'avis d'un professionnel de santé qui utilise ce type de thérapie chez ses patients, ainsi qu'un témoignage d'un sportif qui n'envisage plus les sports de compétition sans cette technique de concentration.

« J'ai constaté des résultats très sensibles dans un certain nombre de cas : irritabilité, troubles du sommeil, hyperactivité, déficit de l'attention, anxiété, dépression, Maux de tête..., Résultats que je n'avais pas obtenus pour ces personnes avec des méthodes psychothérapeutiques ou médicamenteuses. Utilisés en parallèle, les différents abords se renforcent mutuellement ; cette mixité des moyens peut être tout à fait nécessaire pour des patients présentant des troubles sévères. Il est des effets qui surviennent très rapidement d'autres qui se constatent après plusieurs mois. Cette méthode de régulation cérébrale est en mesure d'apporter tant de bienfaits à tant de personnes qu'il est urgent de la faire connaître. »
Dr Jean-Pierre Ledru, Psychiatre

« Le neurofeedback est l'avenir des sports de compétition. Cela m'a aidé à me concentrer et à rester détendu malgré la pression. »
Richard Faulds, médaille d'Or aux Jeux Olympiques de Sydney (2000)

Table des illustrations

Figure 1 : Schéma de fonctionnement d'une BCI.....	8
Figure 2 : Endroit d'acquisition des données en fonction du mode d'acquisition choisi	8
Figure 3 : Expérience durant laquelle l'utilisateur portant un casque EEG (figure a), est placé devant un ordinateur et se déplace dans le paysage DASHER (figures b et c) en contrôlant la position verticale du curseur, afin d'épeler le mot « hello » (figure d).	11
Figure 4 : Les symboles, qui sont ici des lettres et des chiffres, sont positionnés dans une matrice 6x6, dont les lignes et les colonnes sont aléatoirement intensifiées. L'utilisateur sélectionne un symbole et compte le nombre d'intensifications de la ligne (figure a) et le nombre d'intensifications de la colonne (figure b) où se trouve le symbole.	12
Figure 5 : Expérience de Christoph Guger pour démontrer le contrôle d'une main prothétique par la pensée	12
Figure 6 : Fauteuil roulant contrôlé par la pensée à l'aide d'une BCI basée sur le P300.....	13
Figure 7 : Interface du jeu Brain Invaders (à gauche) et utilisateur en train de jouer (à droite)	14
Figure 8 : Contrôler un drone par la pensée, une animation de communication événementielle	14
Figure 9 : Bandeau Muse.....	16
Figure 10 : Equipement d'acquisition d'EEG	16
Figure 11 : Nomenclature de Jasper pour le positionnement des électrodes.....	17
Figure 12 : Exemple de signal EEG recueilli selon la méthode d'hyperpnée	18
Figure 13 : Exemple de signal EEG recueilli selon la méthode de SLI. On observe une décharge de pointes d'ondes diffuses sur la bande de fréquences entourée en rouge.	18
Figure 14 : Les six couches de neurones du néocortex.....	19
Figure 15 : Démonstration du phénomène d'arrêt de Berger sur les ondes alpha	20
Figure 16 : Schéma de synthèse des rythmes cérébraux.....	21
Figure 17 : Exemple d'utilisation d'un potentiel évoqué auditif	22
Figure 18 : Principe de traitement du signal EEG de son acquisition à son enregistrement...	23
Figure 19 : Exemple d'une séance de neurofeedback	25
Figure 20 : Principe du neurofeedback	26
Figure 21 : Enfant atteint de TDAH ayant pris part à l'expérience autour du jeu vidéo « Harvest Challenge »	28
Figure 22 : Casque EPOC+	33
Figure 23 : Répartition des 14 électrodes sur le casque EPOC	33
Figure 24 : Comparaison des électrodes EPOC avec les systèmes 10-20 (vert) et 10-10 (bleu)	34
Figure 25 : Casque NeuroSky.....	35
Figure 26 : Casque NIA	35
Figure 27 : Interface du logiciel OpenVibe	36
Figure 28 : Interface de l'application Unity	37
Figure 29 : Interface Emotiv pour vérifier le fonctionnement des électrodes	38

Figure 30 : Script bash permettant le lancement de la communication entre le casque EPOC+ et OpenVibe.....	38
Figure 31 : Acquisition Server d'OpenVibe.....	39
Figure 32 : Enregistrement d'un signal.....	39
Figure 33 : Traitement de signal avec OpenVibe	40
Figure 34 : Différents stade de traitement du signal	40
Figure 35 : Onde alpha une fois le signal filtré.....	41
Figure 36 : Diagramme de traitement du signal des ondes alpha recueilli sur les chaînes 7 et 8 (O1 et O2).....	41
Figure 37 : Résultats de l'enquête concernant le décor de détente optimal	42
Figure 38 : Résultats de l'enquête concernant le décor naturel optimal	43
Figure 39 : Résultats de l'enquête concernant les couleurs représentatives de la détente ...	43
Figure 40 : Résultats de l'enquête concernant les couleurs représentatives de l'anxiété	43
Figure 41 : Interface graphique : phase neutre.....	44
Figure 42 : Interface graphique : phase d'anxiété maximale	44
Figure 43 : Interface graphique : phase de détente maximale	44
Figure 44 : Résultats de l'enquête concernant l'intérêt de notre application pour le panel de potentiels utilisateurs.....	45

Bibliographie

ANDRE-OBADIA Nathalie & MAUGUIERE F., « Potentiels évoqués en neurologie : réponses pathologiques et indications », *EMC-Neurologie*, 2015, Vol. 12 N°3

BARBOSA DIAS Ana Paula, « Neurofeedback na Reabilitação do AVC », *Tese - Técnico Lisboa*, 2016

DUPERREY Gaël, « Brain Computer Interaction (BCI) : étude des dispositifs, choix, installation et mise en œuvre d'un ensemble de cas d'étude et leur évaluation », *Thèse – Conservatoire National des Arts et Métiers Rhône-Alpes*, 2015

EGNER Tobias & STERMAN Barry, « Neurofeedback treatment of epilepsy : From basic rationale to practical application », *Expert Review of Neurotherapeutics*, 2006, N°6, p. 247-257

FREY Jérémy, GERVAIS Renaud, FLECK Stéphanie, LOTTE Fabien & HACHET Martin, « Teegi : Tangible EEG Interface », *UIST-ACM User Interface Software and Technology Symposium*, 2014

GEORGE Laurent & LECUYER Anatole, « An overview of research on passive brain-computer interfaces for implicit human-computer interaction », *International Conference on Applied Bionics and Biomechanics*, 2010, Inria N°00537211, p. 2-6

GUGER Christoph, HARKAM Werner, HERTNAES Carin & PFURTSCHELLER Gert, « Prosthetic Control by an EEG-based Brain Computer Interface (BCI) », *5th European conference for the advancement of assistive technology*, 1999

HALSON Shona L., « Neurofeedback as a potential nonpharmacological treatment for insomnia », *Biofeedback*, 2017, Vol.45, Issue 1

HAMMOND Corydon, « Neurofeedback Treatment of Depression and Anxiety », *Journal of Adult Development*, 2005, N°12, 131-137

HAMMOND Corydon, « What is Neurofeedback : An Update », *Journal of Neurotherapy*, 2011, N°15, p. 305-336

HOLTMANN Martin, STEINER Sabina, HOHMANN Sarah, POUSTKA Luise, BANASCHEWSKI Tobias & BOLTE Sven, « Neurofeedback in autism spectrum disorders », *Developmental medicine & Child Neurology*, 2011, p. 986-993

JEUNET Camille, « Understanding & Improving Mental-Imagery Based Brain-Computer Interface (Mi-Bci) User-Training : towards a New Generation of Reliable, Efficient & Accessible Brain-Computer Interfaces », *Université de Bordeaux*, 2016, Inria N°01417606

KOUIJZER Mirjam, DE MOOR Jan, GERRITS Berrie, CONGEDO Marco & VAN SCHIE Hein, « Neurofeedback improves executive functioning in children with autism spectrum disorders », *Elsevier*, 2009, N°3, p. 145-162

LECUYER Anatole, « BCI et jeux vidéo : état de l'art à travers le projet OpenViBE2 », *Les interfaces cerveau-ordinateurs 2 : technologie et applications*, 2016, Chapitre 5, p. 105-116

LOTTE Fabien, « Les Interfaces Cerveau-Ordinateur : Conception et Utilisation en Réalité Virtuelle », *Revue des Sciences et Technologies de l'Information*, 2012, Inria N°00659822, p. 1-7

LOTTE Fabien, BOUGRAIN Laurent & CLERC Maureen, « Electroencephalography (EEG)-based Brain Computer Interfaces », *Wiley Encyclopedia of Electrical and Electronics Engineering*, 2015, p.44

MACKAY David & WILLS Sebastian, « DASHER – an efficient writing system for brain-computer interfaces ? », *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2006, N°14, p. 244-246

MC KEE Michael G., « Biofeedback : An overview in the context of heart-brain medicine », *Cleveland Clinic Journal of Medicine*, 2008, N°75, S31-S34

MICOULAUD-FRpotentielsANCHI Jean-Arthur, BAT-PITAUULT Flora, CERMOLACCE Michel & VION-DURY Jean, « Neurofeedback dans le trouble déficit de l'attention avec hyperactivité : de l'efficacité à la spécificité de l'effet neurophysiologique », *Annales Médico-Psychologiques*, 2011

MONDERER Renee S., HARRISON Daniel M. & HAUT Sheryl R., « Neurofeedback and epilepsy », *Epilepsy & Behavior*, 2002, N°3, 214-218

MORIZOT-KOUTLIDIS Régine, « Potentiels évoqués : aspects pratiques et indications », *Encyclopédie médico-chirurgicale : AKOS*, 2010, Vol. 6

MULLER-PLUTZ Gernot R & PFURTSCHELLER Gert, « Control of an Electrical Prosthesis with an SSVEP-based BCI », *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2008, N°55, p. 361-364

NICOLAS-ALONSO Luis Fernando & GOMEZ-GIL Jaime, « Brain Computer Interfaces, a Review », *Sensors*, 2012, N°12, p. 1212-1227

NIJHOLT Antinus, PLASS-OUDE BOS Danny et REUDERINK Boris, « Turning shortcomings into challenges: Brain-computer interfaces for games », *Entertainment Computing*, 2009, Volume 1 N° 2, p. 85-94.

PERRY Franck D., SHAW Lindsay & ZAICHKOWSKY Leonard, « Biofeedback and Neurofeedback in Sports », *Biofeedback*, Vol.39 Issue 3, p.95-100

PORCARO MURATORI Maria Flavia & PORCARO MURATORI Tânia Maria, « Neurofeedback na Reabilitação Neuropsicológica Pós-Acidente Vascular Cerebral », *Rev Neurocienc*, 2012, N°20, 427-436

POUCH Alexandre, « Le neurofeedback : technique expérimentale de traitement des maladies neurologiques cognitives », *Thèse – Faculté de Pharmacie Aix-Marseille Université*, 2018

REBSAMEN Brice, GUAN Cuntai, ZHANG Haihong, WANG Chuanchu, TEO Cheeleong, ANG Marcelo, & BURDET Etienne, « A brain-controlled wheelchair to navigate in familiar environments », *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2011, Volume 18 N°6, p. 590-598

ROHAUT Benjamin, FAUGERAS F. BEKINSCHTEIN T.-A., WASSOUF A., CHAUSSON N., DEHAENE S. & NACCACHE L., « Prédiction du réveil et détection de la conscience : intérêt des potentiels évoqués cognitifs », *Réanimation*, 2009, Vol. 18, p.659-663

SHEPARD James C., « Neurofeedback Training for Substance Use Disorders : A Review of the Applicability in Treatment », *Ideas and Research You Can Use : VISTAS 2015*, 2015, Article 68

SHIH Jerry J, KRUSIENSKI Dean J & WOLPAW Jonathan, « Brain Computer Interfaces in Medicine », *Mayo Clinic Proceedings*, 2012, N°87, p. 268-279

SOKHADZE Tato M., CANNON Rex L. & TRUDEAU David L., « EEG Biofeedback as a Treatment for Substance Use Disorders: Review, Rating of Efficacy, and Recommendations for Further Research », *Appl Psychophysiol Biofeedback*, 2008, N°33, 1-28

TARBY Jean-Claude & ROUILLARD José, « BCI et IHM : premiers retours d'expériences », *ERGOIA 2010*, 2010

VALLABHANENI Anirudh, WANG Tao & HE Bin, « Brain – Computer Interface », *Neural Engineering*, 2005, p. 85-121

VAN LANGHENHOVE Aurélien, BEKAERT Marie-Hélène & CABESTAING François, « Vers une BCI utilisable en dehors du milieu clinique », *Conférence Internationale sur l'Accessibilité et les Systèmes de Suppléance aux personnes en situations de Handicaps*, 2007, Inria N°01915061, p. 3-5

VANACKER Gerolf, MILLAN José, LEW Eileen, FERREZ Pierre, MOLES Ferran Galan, PHILIPS Johan, VAN BRUSSEL Hendrick & NUTTIN Marnix, « Context-Based Filtering for Assisted Brain-Actuated Wheelchair Driving », *Computational Intelligence and Neuroscience*, 2007, N° 25130, p. 2-11

VERNON David J., « Can Neurofeedback Training Enhance Performance ? An Evaluation of the Evidence with Implications for Future Research », *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 2005, Vol.30 N°4, p.347-364

YADOLLAHPOUR Ali & NARAQI ARANI Mahmud, « Neurofeedback Treatments for Depression Disorders-Review of Current Advances », *Oriental Journal of Computer Science & Technology*, 2014, Vol.7 N°3, 443-452

ZAMORA BLANDON Diego, EDISON MUÑOZ John, LOPEZ David & HENAO Oscar, « Influence of a BCI neurofeedback videogame in children with ADHD. Quantifying the brain activity through an EEG signal processing dedicated toolbox », *11th Colombian Computing Conference IEEE*, 2016

GitHub – Cykit : <https://github.com/CymatiCorp/CyKit>