HAL
open science

WUS : Wake Up System

Nicolas Kempf, Sébastien Rimbert, Valentin Mapelli

To cite this version:

Nicolas Kempf, Sébastien Rimbert, Valentin Mapelli. WUS : Wake Up System. [Travaux universitaires] Nancy Université. 2014. hal-01152030

HAL Id: hal-01152030

https://inria.hal.science/hal-01152030

Submitted on 19 May 2015

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

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

WUS : Wake Up System

Système de détection et d'avertissement de l'endormissement au volant

Nicolas KEMPF
Sébastien RIMBERT
Valentin MAPELLI

12/04/2014

Sommaire

Introduction 2
I. Les BCI : principe et fonctionnement 7
1) Qu'est-ce qu'une BCI ? 7
2) Quelques notions de neurophysiologie 8
A) La communication neuronale 9
B) Qu'est-ce que la technique d'EEG ? 10
C) Rythmes de l'EEG 11
D) Rythme EEG et phase d'endormissement 12
E) Enregistrement des oscillations cérébrales 13
II. Fonctionnement du système « Wake up » 14
1) Mesure de l'activité cérébrale 14
2) Prétraitement de l'activité cérébrale 15
3) Extraction des caractéristiques 18
4) Classification 19
A) A la base du fonctionnement du perceptron multicouche : le neurone artificiel 19
B) Structure de réseau de neurones 20
C) Apprentissage du perceptron multicouche 21
5) Phase de calibrage 22
6) Feedback 23
7) Boitier IO 24
III. Les enjeux et les limites du système « Wake up » 25
1) Les nouveaux systèmes EEG 25
2) L'analyse et le traitement des données 26
3) L'ergonomie 26
4) Critères d'évaluation 27
Conclusion et perspectives d'avenir 28
Bilan personnel 30
Références bibliographiques 32

Introduction

Depuis l'émergence de l'informatique, l'Homme rêve de pouvoir contrôler son environnement par l'intermédiaire de ses pensées. Il souhaite ne faire qu'un avec la machine, poussant l'utilité de celle-ci à son paroxysme. Que ce soit dans les livres de science-fiction ou au cinéma, l'espoir qu'un jour nous serons capables de traduire nos états mentaux en faits réels demeure intact. Cette fascination que l'Homme possède, celle de vouloir manipuler les objets sans se mouvoir n'est pas récente. Déjà en 1980, Thomas Elbert et son équipe menait une première série d'expériences dans ce domaine (Elbert et al., 1980)[1].

Aujourd'hui, l'ambition de ceux qui ont toujours cru en cette possibilité est récompensée par le succès naissant des avancées dans le domaine des « BCI » (acronyme venant de l'anglais *Brain Computer Interface*) ou « ICM » (du français Interface Cerveau-Machine). Contrairement aux Interfaces Homme-Machine (IHM), qui permettent de mettre en relation un utilisateur et une machine, par l'intermédiaire d'un écran tactile, d'une manette ou d'un clavier, les ICM établissent un lien direct entre le cerveau et une machine. Les informations sont extraites du cerveau de l'utilisateur grâce à des capteurs placés sur celui-ci. A terme, l'objectif est simple : investiguer la manière dont nous pourrions un jour piloter une machine grâce à notre pensée.

Déjà en 1929, Hans Berger réalisait ses premières expériences avec la technique d'électroencéphalographie (EEG) sur l'Homme. L'idée que l'activité cérébrale pourrait permettre d'établir une communication entre une interface et un humain, a vu le jour. En effet, l'EEG est une technique d'imagerie cérébrale qui permet de mesurer, à l'aide d'électrodes posées en surface du cuir chevelu, des micro-courants électriques reflétant l'activité du cerveau (Niedermeyer, Silva, 2005)[2]. Ainsi, la découverte de l'EEG a permis de mesurer et de décoder l'activité cérébrale chez les êtres humains. Et pourtant, ce n'est pas avant 1973 que le premier

[1] Elbert T, Rockstroh B, Lutzenberger W, Birbaumer N. Biofeedback of slow cortical potentials. Electroenceph clin Neurophysiol 1980;48:293–301.
[2] Niedermeyer E., Silva F. L. da. (2005). Electroencephalography: basic principles, clinical applications, and related fields (5th éd.). Lippincott Williams & Wilkins, ISBN 0781751268

prototype d'interface cerveau-ordinateur a été conçu (Vidal, 1973)[3]. Ce système de communication permet à un utilisateur d'envoyer des commandes à un ordinateur grâce à son activité cérébrale, celle-ci étant mesurée, généralement par la technique d'EEG, et traitée par le système (Wolpaw et al., 2002)[4]. Ces nouvelles interfaces se sont révélées très prometteuses, notamment pour les personnes sévèrement paralysées. En effet, elles représentent parfois le seul moyen de communication possible (Kubler et al., 2001)[5]. Plus récemment, les recherches en BCI se sont développées très rapidement et plusieurs compétitions internationales ont été mises en place afin d'améliorer la manière de concevoir celles-ci (Blankertz et al., 2006)[6]. Par ce biais, ces dispositifs sont devenus de moins en moins imposants au fil des années : moins couteux, simples d'utilisation et portatifs. Aujourd'hui les BCI sont utilisées fréquemment en dehors des laboratoires et sont prêtes à s'installer dans notre vie quotidienne.

Depuis, de nombreux prototypes d'interfaces cerveau-machine ont été proposés. Le secteur médical est principalement ciblé, mais cela pose un problème d'éthique puisque l'utilisation thérapeutique et la commercialisation de ce type d'interface risque d'introduire une discrimination entre les patients. Michael Crutcher, professeur de neurosciences à l'université Emory déclare à ce propos « si seuls les riches peuvent se les acheter, cela désavantage tous les autres »[7]. Cependant, les domaines de l'aide à la personne, même s'ils peuvent être discriminant sont essentiels afin d'améliorer, et même de protéger la vie de certains utilisateurs. Dans ce sens, d'autres débouchés pourraient également être envisagés en se servant des EEG comme moyen de détection de facteurs affectant l'attention et la vigilance notamment dans le cadre de la sécurité routière.

---

[3] Vidal J. J. (1973). Toward direct brain-computer communication. Annual Review of Biophysicsand Bioengineering, vol. 2, p. 157-180.

[4] Wolpaw J., Birbaumer N., McFarland D., Pfurtscheller G., Vaughan T. (2002). Brain-computer interfaces for communication and control. Clinical Neurophysiology, vol. 113, no 6, p. 767-791.

[5] Kübler A., Kotchoubey B., Kaiser J., Wolpaw J. R., Birbaumer N. (2001). Brain-computer communication: unlocking the locked in. Psychology Bulletin, vol. 127, no 3, p. 358-375.

[6] Blankertz B., Müller K. R., Krusienski D. J., Schalk G.,Wolpaw J. R., Schlögl A. et al. (2006).The BCI competition III: Validating alternative approaches to actual BCI problems. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 14, no 2, p. 153-159.

[7] "The future of brain controlled devices", CNN.com, 4 janvier 2010.

De nos jours, limiter les accidents de la route est une priorité gouvernementale. Que ce soit par la réduction des limitations de vitesse, par l'augmentation des contrôles radars ou encore par la prévention sur les effets des substances psychotropes, l'Etat met tout en œuvre pour de faire baisser le nombre de mort sur la route. Dans ce contexte, on sait que 8% des accidents sont causés par l'endormissement du conducteur au volant, et cela représente plus de 20% des accidents sur les autoroutes (Sagaspe et al., 2010)[8]. En effet, il a été montré que 2 heures seulement de conduite prolongée de nuit suffisaient à produire des effets sur la conduite comparables 0.5g d'alcool par litre de sang et que 3 heures de conduite prolongée nocturne correspondait aux effets de 0.8g d'alcool par litre de sang (Verster et al., 2011)[9]. Aujourd'hui, certaines sociétés des services publics lancent des initiatives dans le domaine de la prévention et la détection des sources de nuisance liée à la conduite.

Par exemple, une loi sur l'EAD (éthylotest anti-démarrage), entrée en vigueur le 1er janvier 2010, oblige tout autocar de ramassage scolaire a en être obligatoirement équipé. Ce dispositif d'analyse de l'haleine empêche le démarrage du véhicule en cas d'alcoolémie supérieure au taux autorisé. À chaque démarrage, le conducteur souffle dans l'EAD et dispose d'un délai de 5 minutes pour mettre en route le véhicule. Le chauffeur peut redémarrer son véhicule sans utiliser l'EAD en cas d'arrêt du moteur de moins de 30 minutes. De la même manière, l'oculométrie est une technique permettant de détecter les mouvements des yeux grâce à des caméras infrarouges ou Eye-Tracker. Il est ainsi possible de suivre le regard du conducteur et donc, de détecter l'arrivée du sommeil. Aujourd'hui, plusieurs systèmes permettent de déceler les premiers signes du sommeil. En effet, celui-ci est précédé par une phase de micro-sommeil caractéristique : apparition de phases de clignements des yeux avec une multiplication de cette phase et accroissement de la durée des clignements. Ces systèmes permettent de détecter facilement les premiers symptômes du sommeil mais le problème est que cette période est déjà une phase

[8] Sagaspe, P., Taillard, J., Bayon, V., Lagarde, E., Moore, N., Boussuge, J., Chaumet, G., Bioulac, B., Philip, P., 2010. Sleepiness, near-misses and driving accidents among a representative population of french drivers. J Sleep Res 19 (4), 578-84.

[9] Verster, J.C., Taillard, J., Sagaspe, P., Olivier, B., Philip, P., 2011. Prolonged nocturnal driving can be as dangerous as severe alcohol-impaired driving. J Sleep Res.

de déconcentration et qu'elle peut durer de 6 à 10 secondes avant que l'Eye-Tracker ne la repère.

C'est pourquoi il nous parait important de créer un nouveau dispositif qui permettrait de détecter les premiers signes d'endormissement en amont, avant que l'utilisateur ne s'en rende compte. Un dispositif de BCI pourrait parfaitement remplir ce rôle, en analysant les oscillations cérébrales du conducteur. En effet, cette technique serait plus rapide et plus précise et permettrait de connaitre le moment critique où l'utilisateur bascule en phase de sommeil. Le « Wake up system » (BCI WUS) est un concept qui s'inscrit dans une démarche de prévention vis-à-vis de l'endormissement au volant dont peut être victime n'importe quel conducteur. Il aide à la prise de décision au volant car il permet de détecter l'état de sommeil du conducteur et le prévient en temps réel. En associant un casque EGG nouvelle génération à un boitier de traitement du signal nous pouvons enregistrer les oscillations cérébrales du conducteur et prévenir directement celui-ci en cas d'augmentation des effets du sommeil sur sa conduite.

Concrètement, notre système se base sur un casque EEG alimenté par une batterie d'une autonomie annoncée de 12h, relié via Wi-Fi au boitier IO permettant l'analyse et le traitement des données issues du casque (*Figure 1*). Ce dernier sera alimenté via l'allume cigare de la voiture. Le processus d'utilisation est simple :

1. Le conducteur s'assoie dans sa voiture, boucle sa ceinture de sécurité.
2. Il prend le casque Wus, le place sur sa tête, allume le système puis démarre la voiture.
3. Après quelques minutes, le boitier IO émet un bruit pour signaler que la phase de calibrage est terminée.
4. Wus surveille désormais le taux d'endormissement du conducteur.
5. Dès que ce taux atteint un seuil, la lumière du boitier clignote bleu et une voix prévient l'utilisateur de son état de fatigue.

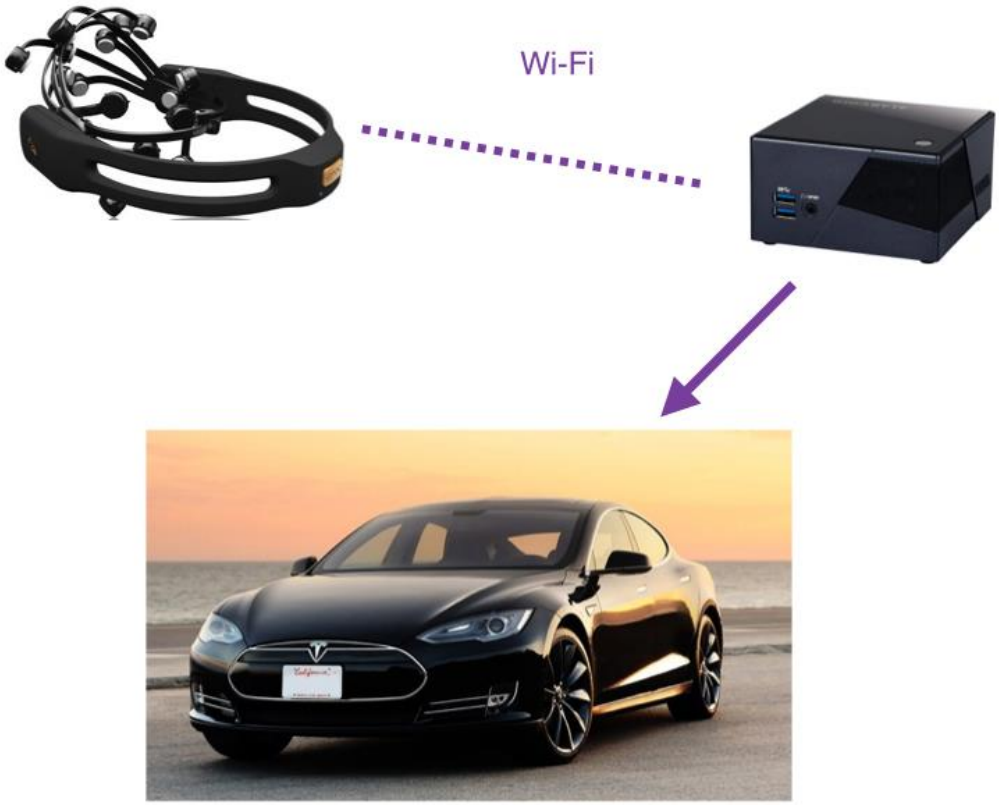


Figure 1. Représentation schématique du système BCI « Wake up »

Ce système est principalement destiné aux professionnels de la route, conducteurs de poids lourds, de bus ou de taxis mais peut également être bénéfique aux personnes souffrant de narcolepsie. La narcolepsie est un trouble du sommeil chronique. Elle se caractérise par un temps de sommeil excessif : l'individu ressent une extrême fatigue et peut s'endormir involontairement à un moment non-adapté, comme au travail, à l'école, ou dans la rue. Par ailleurs ces phases d'endormissement inopinées font que, dans certains pays comme la France, la narcolepsie est inscrite sur la liste des maladies interdisant la conduite automobile. Pour palier à la gestion des crises du patient, il parait très intéressant de pouvoir les prévenir assez tôt. Notre système permet, de la même manière que pour les utilisateurs non atteint de narcolepsie, d'enregistrer l'activité cérébrale du conducteur, et ainsi de percevoir cet état de crise avant qu'elle ne soit fatale.

Cet article, dédié à un nouveau concept de BCI, a donc trois objectifs principaux. Le premier objectif est d'offrir un bref panorama sur ce que sont les BCI, de mettre en avant les bases physiologiques développées et de comprendre leur

fonctionnement. Cette première approche permettra de mieux placer notre système parmi les technologies existantes. Le travail que nous avons effectué porte sur une BCI non invasive utilisant l'EEG comme méthode d'enregistrement. Le deuxième objectif est de présenter les différentes étapes de traitement du signal qui auront lieu lors de sa mise en route. Nous verrons en détail comment se déroule le traitement de l'activité cérébrale, l'extraction des caractéristiques d'intérêts mais aussi la classification de ce signal en temps réel. Le fonctionnement du boitier IO sera également explicité, tandis que nous mettrons en avant les différentes solutions possible en terme de « feedback ».. Enfin, nous exposerons les limites techniques et financières à franchir avant de faire du système « Wake Up » une technologie accessible et utilisable par tous.

I. Les BCI : principe et fonctionnement

Afin de comprendre précisément comment notre système de BCI peut avoir une place dans la société de demain, de par sa capacité à rendre les transports moins dangereux, il nous faut présenter d'une manière générale le domaine des interfaces cerveau-machine. Pour cela nous allons décrire le fonctionnement d'une BCI et définir la terminologie précise qui en découle. Nous y aborderons donc l'aspect physiologique avec les signaux corticaux par exemple, mais également la particularité des méthodes d'enregistrement qui sont au centre de toutes les attentions en BCI.

1) Qu'est-ce qu'une BCI ?

Une BCI est un dispositif qui permet la communication directe entre le cerveau d'un utilisateur et une machine, sans passer par les voies naturelles constituées de la moelle épinière, des nerfs et des muscles. Un exemple type serait une application dans laquelle un utilisateur, dont on mesure l'activité cérébrale, pourrait déplacer un curseur sur un écran, vers la gauche ou vers la droite. Pour ce faire, il imaginerait des mouvements de la main gauche ou de la main droite respectivement et ces mouvements imaginés seraient reconnus par la BCI. Dans notre cas, le système « Wake up » détecte le niveau d'endormissement de l'utilisateur par le biais de ses oscillations cérébrales, et renvoie un signal à celui-ci pour le prévenir.

Cela fait plus de 30 années que le Dr Vidal a prouvé qu'un tel concept était réalisable, et pourtant, d'un point de vue critique, les performances actuelles des BCI restent assez faibles. A titre d'exemple, le P300speller, qui est une BCI destinée à simuler un clavier, permet de taper environ 8 lettres par minute (Donchin et al., 2000)[10]. Nous devons nous rendre compte qu'à court terme, les BCI ne pourront pas remplacer les claviers. Cependant, il est certain qu'elles peuvent déjà apporter beaucoup à des personnes souffrant de lourdes paralysies car ces appareils sont leur seul moyen de communication avec l'extérieur. De plus, à moyen terme, les BCI peuvent être considérées comme un complément des interfaces traditionnelles (clavier, souris, manette, kinect). En effet, plusieurs firmes, dont la célèbre *Neurosky*, développent des BCI à des fins vidéo-ludique. A titre d'exemple, le casque « Emotiv » est livré avec une série de petits jeux qui permet à l'utilisateur d'avoir un feedback très intéressant sur ses propres oscillations cérébrales (*Figure 2*). C'est justement ce type de casque que nous utiliserons dans notre concept.

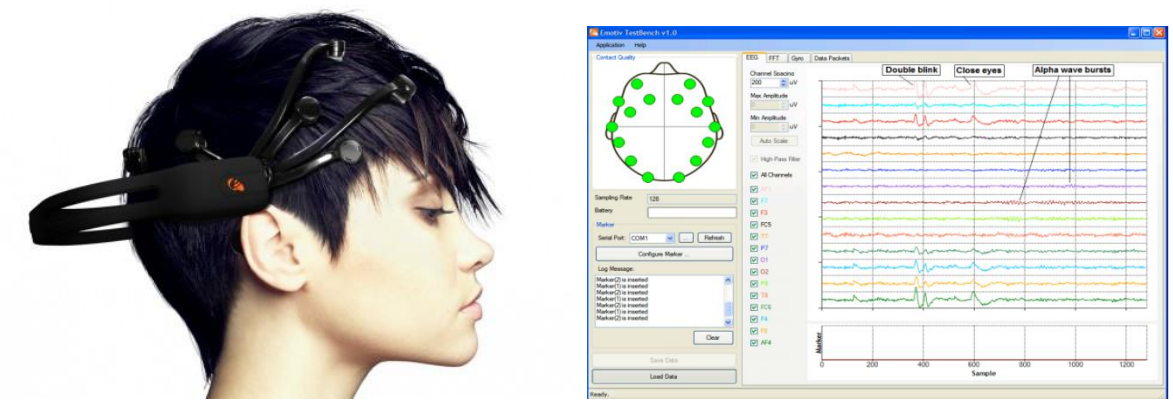


Figure 2. Visualisation d'un casque EEG Emotiv et de son interface permettant de lire les signaux EEG associés.

2) Quelques notions de neurophysiologie

Dans cette partie, nous développerons d'une façon générale, les notions nécessaires à la compréhension du signal électromagnétique que l'on enregistre en EEG. Puis nous étudierons d'une manière plus appliquée le signal que nous traiterons en temps réel, lorsque l'utilisateur sera au volant.

[10] Wolpaw J., Loeb G., Allison B., Donchin E., Nascimento O. do, HeetderksW. et al. (2006). BCI meeting 2005–workshop on signals and recording methods. IEEE Transaction on Neural Systems and Rehabilitation Engineering., vol. 14, no 2, p. 138-141.

A) La communication neuronale

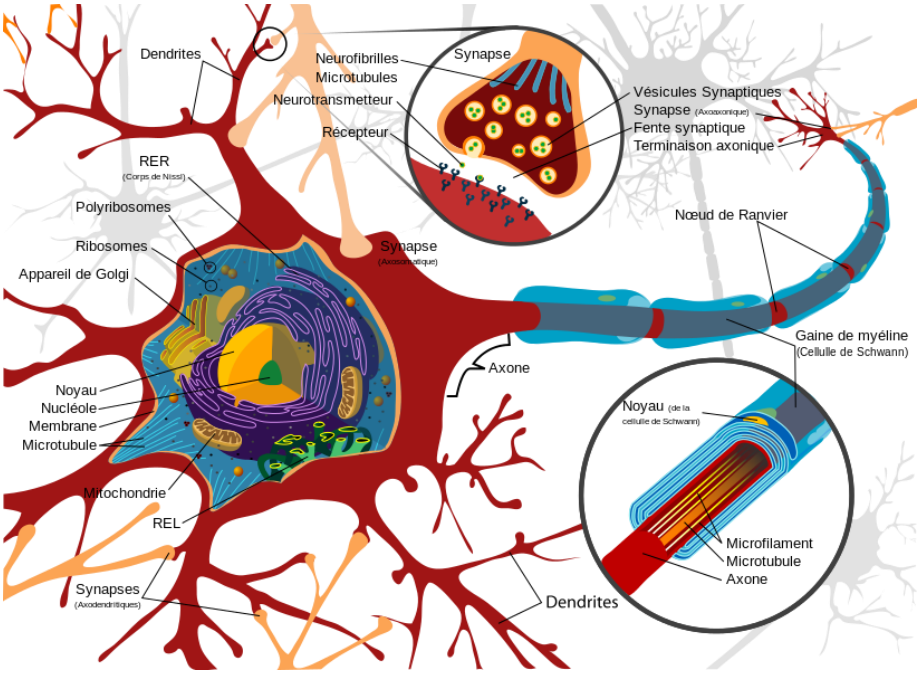


Figure 3. Schéma d'un neurone

Chaque neurone (*Figure 3*) reçoit des informations d'autres neurones. Il intègre ces informations et les transmet à son tour par l'intermédiaire de son axone. Pour que l'information puisse circuler d'un neurone à l'autre, plusieurs processus chimiques et électriques sont mis en œuvre.

Lorsque le potentiel électrique d'un neurone dépasse un certain seuil qui lui est propre, un potentiel d'action est émis. C'est grâce à lui que la communication commence, il est transmis le long de l'axone et sera amplifié à chaque nœud de Ranvier. Une fois que le potentiel d'action atteint la synapse, il permet la libération de neurotransmetteurs, ceux-ci traversent la fente synaptique et se fixent sur les récepteurs du neurone post-synaptique. Il existe plusieurs types de neurotransmetteurs, et selon leur rôle, ils activent différents canaux ioniques qui seront responsables de l'augmentation ou de la diminution du potentiel électrique. Ces variations de potentiel se propagent jusqu'au soma du neurone afférent qui entraine l'émission d'un nouveau potentiel d'action. L'enchaînement de ce mécanisme répétitif s'appelle «la communication neuronale».

B) Qu'est-ce que la technique d'EEG ?

En 1929, Hans Berger réalise une série d'expériences montrant qu'il est possible de mesurer l'activité électrique du cerveau humain en plaçant une électrode sur le scalp, en amplifiant le signal et en traçant les variations dans le temps des potentiels électriques (Berger, 1929)[11].

Figure 4. Exemple de casque EEG utilisé en laboratoire de recherche

Deux types d'activités électriques peuvent être associés aux neurones : les potentiels post-synaptiques et les potentiels d'action. Les potentiels post-synaptiques sont les changements transitoires de potentiels membranaires produits par l'ouverture des canaux ioniques. Les potentiels d'action sont des pics discrets de voltage, d'une durée d'environ 1ms, qui transitent rapidement depuis la base de l'axone.

Avec la technique d'EEG, on ne peut pas détecter les potentiels d'action pour des raisons de temporalité et d'organisation anatomique (Buzsaki et al., 2012)[12]. Il est donc généralement admis que le signal EEG représente l'activité post-synaptique des neurones pyramidaux des couches corticales 3 à 5 dont l'organisation anatomique permet une sommation des champs électriques (Gevins et al., 2002)[13].

[11] Berger H. (1929). Ueber das elektroenkephalogramm des menschen. Archiv für Psychiatrie und Nervenkrankheiten, vol. 87, p. 527-570.
[12] Buzsáki G., Anastassiou C.A., Koch C. (2012) The origin of extracellular fields and currents-EEG, ECoG, LFP and spikes, Nature Reviews Neuroscience, 13 : 407-420
[13] Gevins A. (2002) Electrophysiological Imaging of Brain Function, In : Brain Mapping : The methods (Toga A.W., Mazziotta J.C., eds.), 2nd edition, Amsterdam : Elsevier, pp. 175-188

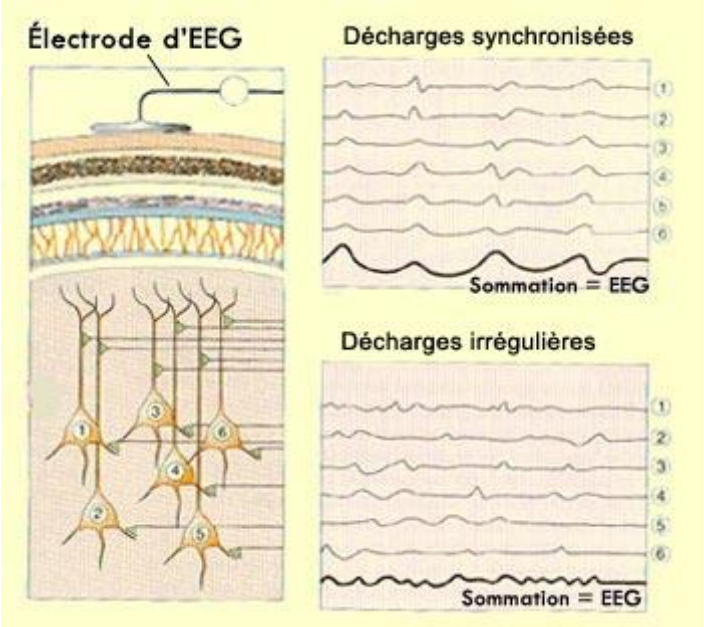


Figure 5. Représentation de la population des cellules pyramidales et synchronisation des cellules corticales générant un EEG de forte amplitude

C) Rythmes de l'EEG

Les rythmes de l'EEG varient fortement et sont corrélés à des comportements particuliers comme le niveau attentionnel, le sommeil ou l'éveil. Chaque variation est intéressante car elle peut être une piste à étudier dans le cadre des BCI. Les différents rythmes enregistrés sont classés selon leur bande de fréquence, et chaque bande est légendée par une lettre grecque. Ainsi, les rythmes β sont les plus rapides. Leur fréquence est supérieure à 14Hz environ et ils indiquent une activation globale du cortex. Les rythmes α, d'environ 8 à 13Hz, sont quant à eux associés à un état d'éveil calme. Les rythmes Φ, de 4 à 7Hz correspondent à certains états de sommeil. C'est ce dernier rythme que la BCI identifiera dans le signal de l'utilisateur au volant

Cependant, l'interprétation d'un EEG ne révélera jamais ce que pense exactement une personne, mais elle peut montrer si une personne est entrain de penser, de bouger, d'éprouver des émotions etc. Généralement les rythmes de haute fréquence et de faible amplitude sont associés à la vigilance et à l'éveil tandis que les rythmes de basse fréquence et de forte amplitude sont associés aux différentes phases de sommeil. Ces différentes informations théoriques sont intéressantes dans la mesure où elles nous permettront de réaliser un traitement correct du signal.

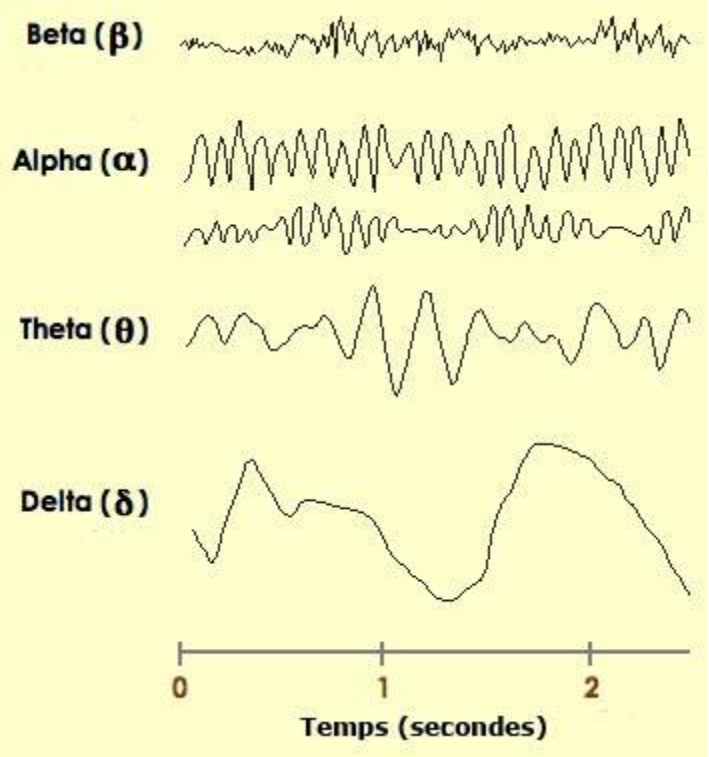


Figure 6. Représentation des différents rythmes cérébraux

D) Rythme EEG et phase d'endormissement

La recherche sur les BCI a permis d'identifier quelques signaux neurophysiologiques particuliers, présents dans les signaux EEG, qui serviront pour piloter les BCI. Par exemple, l'activité cérébrale qui résulte d'une imagination motrice, est connue pour générer des signaux EEG avec des propriétés particulières que l'on peut facilement identifier. Parmi ces signaux, le rebond beta est particulièrement robuste (Pfurthscheller., 2001)[14]. De la même manière, les émotions telles que le « stress » ou le « degré de concentration » d'un utilisateur peuvent être détectées assez rapidement dans le signal EEG.

A ce propos, les premières études qui ont utilisés la technique d'EEG portaient sur le sommeil. Celui-ci peut se découper en plusieurs phases qui forment un cycle du sommeil : la phase d'endormissement, le sommeil lent, le sommeil profond et le sommeil paradoxal. La première phase, celle où l'utilisateur commence à s'endormir, nous intéresse particulièrement. Durant cette phase, la littérature scientifique est

[14] Pfurtscheller G., Neuper C. (2001). Motor imagery and direct brain-computer communication.proceedings of the IEEE, vol. 89, n° 7, p. 1123-1134.

unanime, l'activité du rythme α diminue et s'évanouit progressivement. En parallèle, l'activité du rythme Φ augmente considérablement jusqu'à atteindre un pic important (Alloway et al., 1999)[15]. Ces deux critères seront discriminants pour analyser les données cérébrales du conducteur.

E) Enregistrement des oscillations cérébrales

L'enregistrement d'un EEG se trouve être relativement simple à réaliser. La méthode est non agressive et indolore. Un casque EEG est composé habituellement d'une vingtaine d'électrodes qui sont conventionnellement placées à des endroits définis du cuir chevelu (comme indiqué sur la *Figure 7*), et reliées à des consoles d'amplificateur et d'enregistrement. Des différences de potentiel de quelques dizaines de microvolts d'amplitude sont mesurées entre des paires d'électrodes données. Différentes régions du cerveau peuvent ainsi être examinées, en sélectionnant les paires d'électrodes correspondantes. Notre système sera composé d'un casque EEG nouvelle génération (*Figure 2*), et non d'un EEG conventionnel de laboratoire (*Figure 4*).

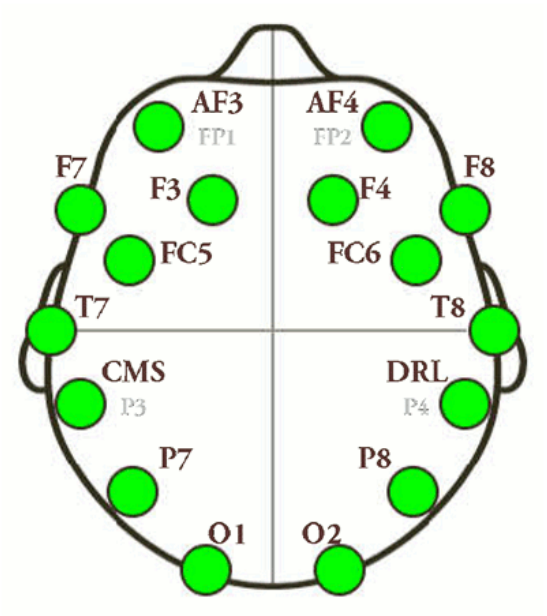


Figure 7. Positions des différentes électrodes sur le casque Emotiv.

[15] Alloway, C. E., Ogilvie, R. D. and Shapiro, C. M. EEG spectral analysis of the sleep-onset period in narcoleptic patients and normal sleepers. Sleep, 1999, 22: 191–203.

II. Fonctionnement du système « Wake up »

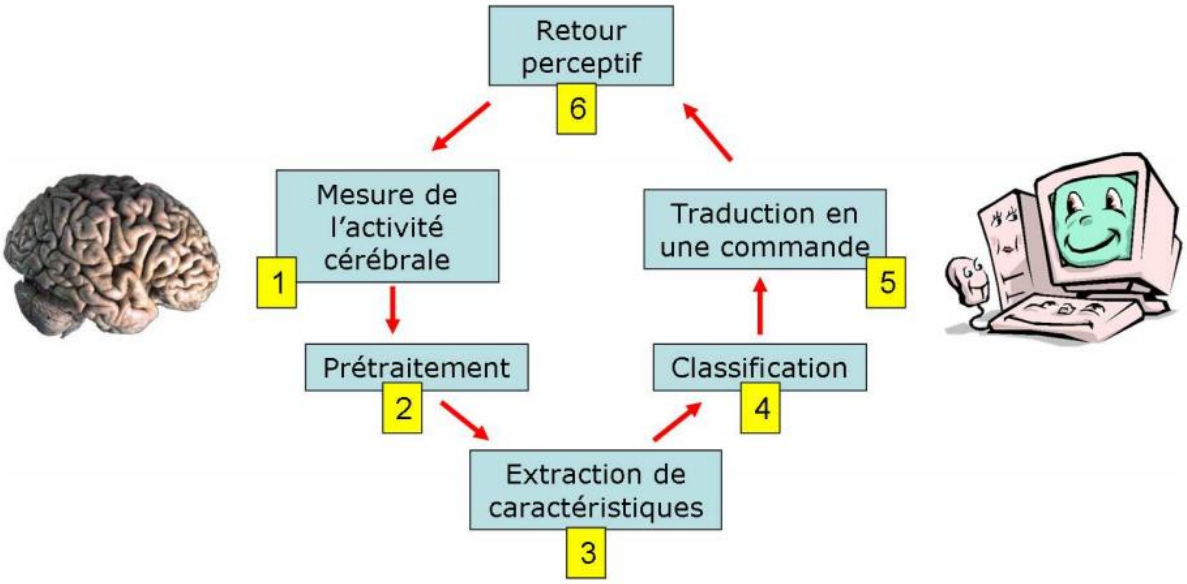


Figure 8. Schéma général du fonctionnement de notre BCI

Comme présenté sur la *figure 8*, le fonctionnement de notre BCI peut être découpé en plusieurs étapes que nous allons détailler dans les prochaines sections.

1) Mesure de l'activité cérébrale

En premier lieu, on mesure l'activité cérébrale à l'aide des capteurs de notre casque EEG. En effet, aujourd'hui, de nombreuses techniques sont disponibles afin d'évaluer les oscillations cérébrales d'un utilisateur : l'EEG, la magnétoencéphalographie (*MEG*), l'échoencéphalographie (*EcoEEG*) et l'imagerie par résonnance magnétique fonctionnelle (*IRMf*). Parmi elles, la technique d'EEG est celle qui nous intéresse particulièrement car elle s'avère être non invasive, c'est-à-dire qu'elle ne nécessite pas l'implantation d'électrodes au niveau du cortex cérébral. De plus, c'est une des techniques les moins couteuses, ce qui la rend attractive pour une probable commercialisation. Enfin, elle peut être transportée et dispose d'une bonne résolution temporelle. Cependant, le signal enregistré des BCI non invasives contient peu d'informations par rapport au signal enregistré en IRMf par exemple. En fait, le rapport signal/bruit est extrêmement faible. Ainsi, l'activité cérébrale enregistrée contiendra non seulement le signal d'intérêt que l'on recherche mais également des signaux nommés « bruit » dont il faudra faire abstraction lors de

l'analyse des données. Pour l'utilisation de notre BCI, l'analyse est réalisée « online », c'est-à-dire que le traitement des données est exécuté en temps réel.

2) Prétraitement de l'activité cérébrale

Lorsque le signal est récupéré, on dit qu'il est « brut » (*Figure 9*) car il n'a pas encore subi de traitement adéquat pour le « lisser ». Concrètement, cela consiste à nettoyer les signaux EEG afin de mettre en avant les informations pertinentes qu'ils contiennent (Bashashati et al., 2007)[16].

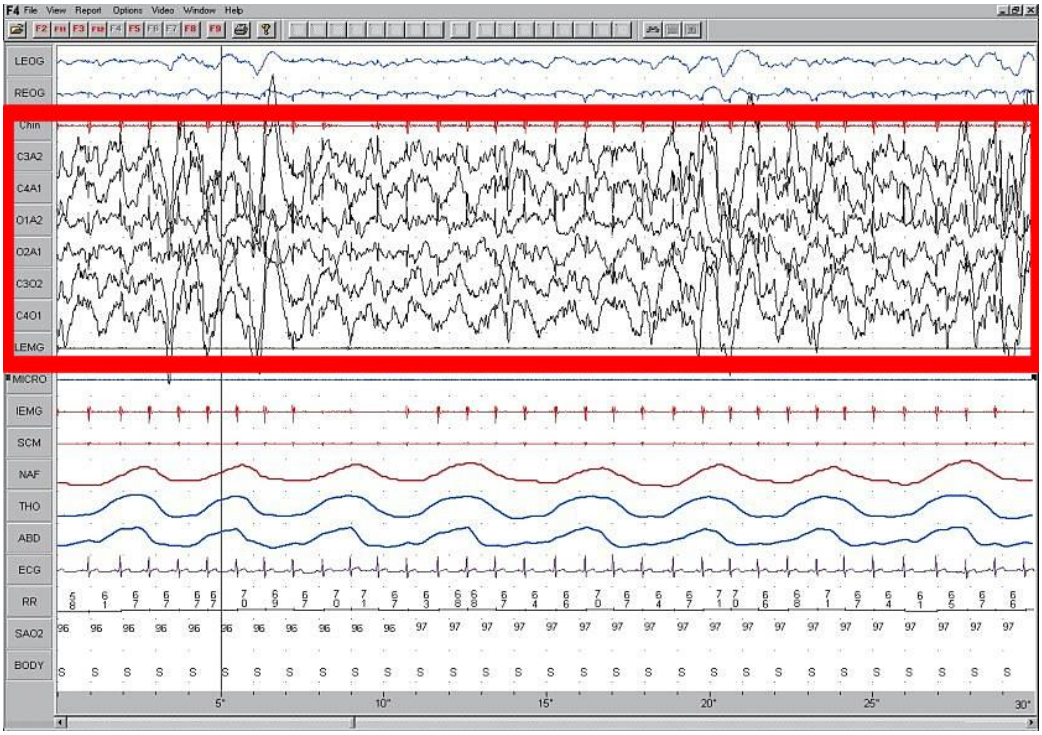


Figure 9. Exemple d'interface représentant le signal EEG brut pour les différentes électrodes

Précédemment nous avions mis en avant la nature « bruitée » de notre « futur » signal EEG non invasif. En effet, les signaux EEG sont dépendants de facteurs tels que les mouvements de l'utilisateur au moment où l'enregistrement a lieu (la contraction des mâchoires, par exemple, crée une forte modification dans le signal) mais aussi le fait de penser à autre chose durant la tâche que l'on souhaite accomplir. Le prétraitement du signal va permettre d'augmenter le rapport signal/bruit et d'éliminer les artefacts (visibles sur la *Figure 10*).

[16] Bashashati, A.; Fatourechi, M.;Ward R. K. & Birch, G. E. (2007). A survey of signal processing algorithms in brain-computer interfaces based on electrical brain signals, J. Neural Eng., June, Vol. 4, No. 2, pp. R32-R57.

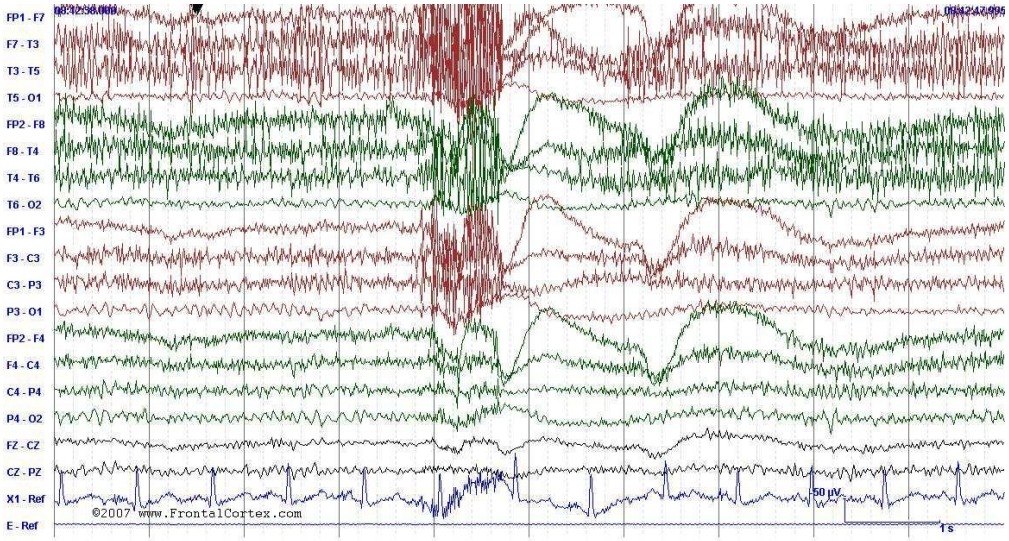


Figure 10 . Exemple d'artefact provoqué par une contraction musculaire de type mastoidienne.

Pour effectuer ce traitement, nous commencerons par appliquer un filtre fréquentiel. Ainsi, on va sélectionner une bande de fréquences spécifiques d'intérêts tout en éliminant celles qui contiennent du bruit et qui ne sont donc pas indispensables. A titre d'exemple, on sait que le courant 220V qui alimente les appareils, produit de nombreux artefacts au-delà de la fréquence 50 Hz. Nous filtrerons donc notre signal brut afin de ne garder que les oscillations α et Φ. Pour cela, il existe de nombreux filtres que l'on nomme « passe-bas » déjà implantés dans le logiciel OpenViBE. Ensuite, on peut appliquer un filtre spatial qui permet d'augmenter la résolution spatiale de l'EEG, c'est-à-dire de préciser d'où provient le signal d'intérêt. En effet, les oscillations alpha, lorsqu'elles disparaissent au cours de la phase d'endormissement, restent à l'arrière du cortex cérebral. Il est donc inutile d'utiliser l'ensemble du signal. Enfin il existe des techniques spécifiques de traitement qui permettent de supprimer les artefacts produits lorsque l'utilisateur cligne des yeux ou serre la mâchoire. Ce type de technique consiste en quelques lignes de codes sur le logiciel OpenViBE.

Si les BCI évoluent chaque jour, elles le doivent en partie au logiciel OpenViBE qui permet de concevoir, de tester et d'utiliser facilement des BCI. De nombreux professionnels allant du chercheur jusqu'au clinicien, en passant par les développeurs de nouveaux systèmes d'aides à la personne, l'utilisent. Il permet aujourd'hui de concevoir, de tester et d'utiliser facilement des interfaces cerveau-

ordinateur (*Figure 11*). En 2005, des chercheurs français ont collaboré ensemble afin de créer le projet OpenViBE. Celui-ci avait pour objectif principal de mener une recherche innovante sur les BCI et de développer un logiciel gratuit, permettant d'utiliser ces interfaces. Le projet rassemble l'INRIA, l'INSERM, le CEA, l'Association Française contre les Myopathies, le GIPSA Lab et France Télécom R&D.

A ce propos Anatole Lécuyer écrit sur Interstice : « *Résultant aujourd'hui de ce projet, le logiciel propose un outil simple d'accès, mis au service d'application dans les domaines du multimédia et de la santé. Il s'adresse aussi bien à un public d'initiés (laboratoire de recherche en traitement du signal pouvant l'utiliser pour réaliser des prototypes et tester des prototypes d'interfaces cerveau-ordinateur) que de non-spécialistes : cliniciens (souhaitant simplement utiliser une telle interface dans une application thérapeutique) ou entreprises (développeurs de jeux vidéos utilisant OpenViBE comme périphérique d'interaction). Les utilisateurs programmeurs peuvent développer leur propre code, tandis que les non-programmeurs peuvent se contenter d'utiliser l'interface graphique.* »[17].

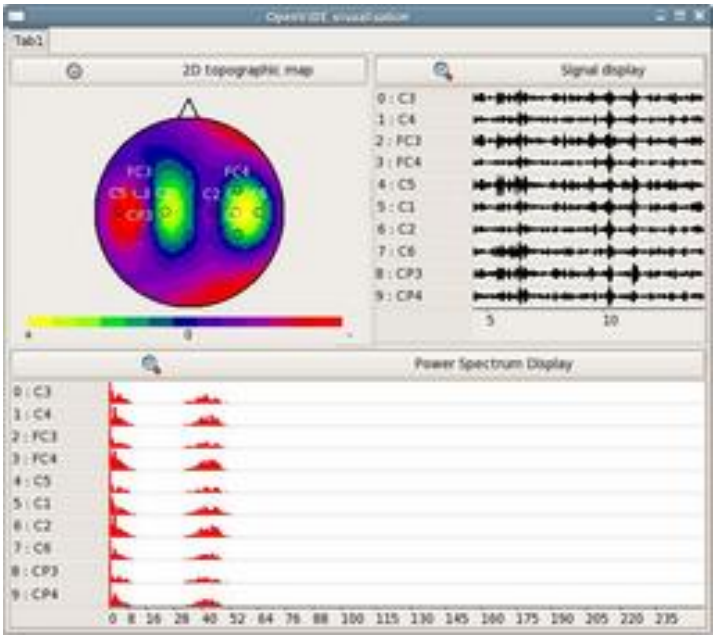


Figure 11. Exemple d'interface qu'offre le logiciel OpenViBE

[17] https://interstices.info/jcms/c_45638/openvibe-un-logiciel-pour-les-interfaces-cerveau-ordinateur

3) Extraction des caractéristiques

Cette étape est fondamentale, elle s'inscrit dans le cadre classique de la reconnaissance de forme. En effet, on va dans un premier temps extraire les caractéristiques qui se trouvent dans notre signal, puis nous les classifierons afin de nous fournir des indications sur les états mentaux de l'utilisateur (Duda et al., 2001)[18]. Pour satisfaire cette étape, il est nécessaire de classer les caractéristiques dans un « vecteur de caractéristiques » (Bashashati et al., 2007)[19]. En fonction du rôle de la BCI, les caractéristiques traitées ne seront pas les mêmes. On peut, par exemple, dans notre cas, se servir de la puissance dans certaines bandes de fréquence, ainsi on parle de BCI basées sur les rythmes sensori-moteurs . On peut choisir de s'attarder sur le décours temporel des signaux EEG. Dans ce type de caractéristiques, le temps va jouer un rôle essentiel et non la puissance du signal. Mais on peut aussi sélectionner des électrodes EEG d'intérêts. En effet, certaines se révéleront plus utiles que d'autres car elles peuvent être localisées au-dessus d'une région cérébrale impliquée dans les tâches mentales effectuées par l'utilisateur. Dans ce cas, les électrodes qui ne sont pas utiles ne sont pas traitées par le système.

Pour notre part, nous avons choisi de classer les caractéristiques dans deux vecteurs séparés. L'un contiendra le signal filtré dans les oscillations α, la puissance de ce rythme servira d'indication à l'état d'endormissement de l'utilisateur. En effet, la baisse de puissance dans ce rythme indiquera que le conducteur s'endort. L'autre vecteur contiendra le signal filtré dans les oscillations Φ. Cette fois-ci, une augmentation de la puissance dans cette fréquence montrera que le sujet commence à s'endormir. Afin de ne pas surcharger notre système de traitement, nous avons choisi de sélectionner uniquement les électrodes P7 et P8 pour les oscillations α. En effet, il a été récemment démontré que la baisse de puissance dans le rythme alpha était caractéristique du lobe pariétal (Schnitzler et al., 2010)[20].

[18] Duda R. O., Hart P. E., Stork D. G. (2001). Pattern recognition, second edition. WILEYINTERSCIENCE.
[19] Bashashati A., Fatourechi M., Ward R. K., Birch G. E. (2007). A survey of signal processing algorithms in brain-computer interfaces based on electrical brain signals. Journal of Neural engineering, vol. 4, no 2, p. R35-57.
[20] Schnitzler A, Salenius S, Salmelin R, Jousmäki V, Hari R (1997) Involvement of primary motor cortex in motor imagery: a neuromagnetic study. Neuroimage 6: 201–208.

4) Classification

Suite à l'extraction de caractéristiques de nos signaux EEG, nous sommes à même de les discriminer selon différentes catégories. Pour se faire, il convient d'utiliser des techniques comme l'analyse discriminante linéaire ou le perceptron multicouche[21].

A) A la base du fonctionnement du perceptron multicouche : le neurone artificiel

Un neurone artificiel (*Figure 12*) est un modèle de représentation d'un neurone présent dans le cerveau. Il dispose d'une ou plusieurs entrées, similaires aux dendrites. De la même manière, il possède une ou des sorties représentant l'axone d'un neurone biologique.

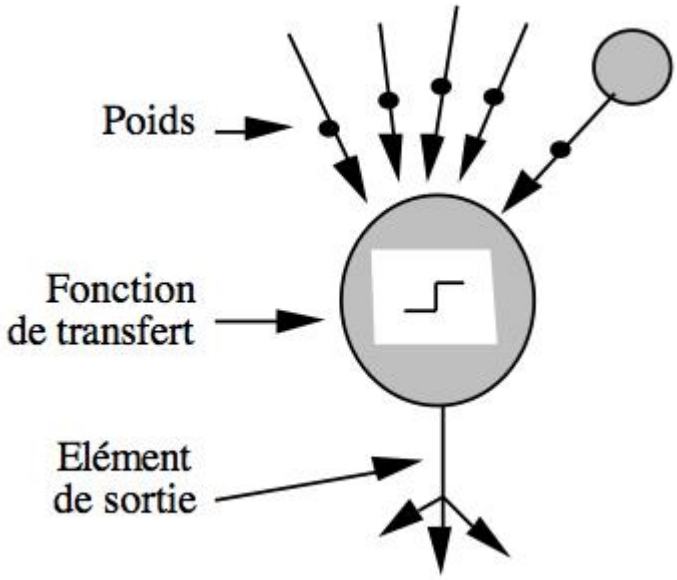


Figure 12. Schéma représentatif d'un neurone artificiel.

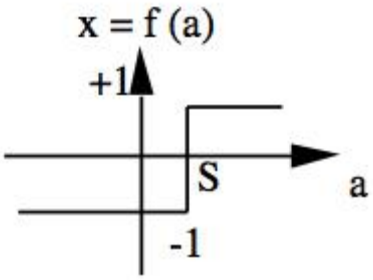
Afin de moduler l'influence de l'une ou l'autre des entrées, des poids sont affectés à chacune d'entre elles, ce qui permet de renforcer / diminuer leur influence sur le fonctionnement du neurone. Ce dernier effectue la somme pondérée de ces

[21] F Lotte, M Congedo, A L´ecuyer, F Lamarche and B Arnaldi, A Review of Classification Algorithms for EEG-based Brain-Computer Interfaces.

entrées et utilise une fonction à seuil, ou d'autres fonctions similaires comme la sigmoïde, pour déterminer sa valeur de sortie.

$$a = \sum (wi \,.\, ei)$$

Etape 1 : calcul de la somme pondérée



Etape 2 : calcul de la valeur de sortie

B) Structure de réseau de neurones

Le perceptron multicouche utilise un ensemble de neurones répartis en couches successives. Chacune des sorties de la couche n est alors reliée à l'ensemble des neurones de la couche n+1. On appelle cette structure un réseau multicouche (*Figure 13*). Il existe d'autres topologies possibles, comme les réseaux à connexions locales qui associent à un neurone seulement certains membres des couches précédentes / suivantes.

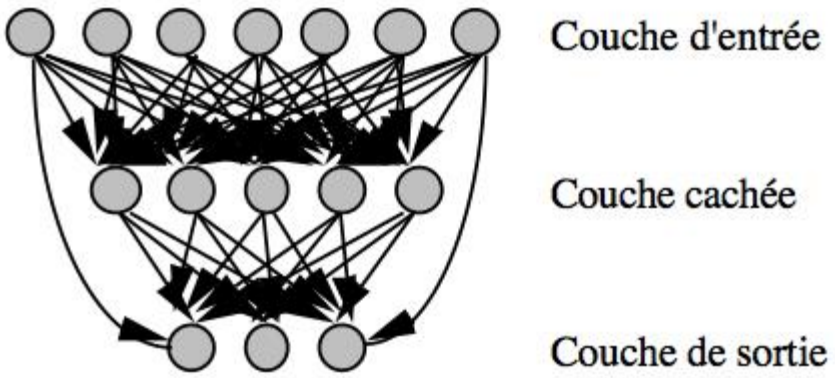


Figure 13.Représentation du perceptron multicouche

Dans le cadre de notre système, nous utiliserons un perceptron multicouche avec sur sa couche d'entrée deux neurones (un par type d'onde cérébrale), et deux neurones sur sa couche de sortie: un par groupe que nous souhaitons discriminer (endormissement vs éveil). En effet, il y a des différences significatives importantes au niveau des ondes α et Φ entre ces deux groupes.

C) Apprentissage du perceptron multicouche

L'apprentissage, dans les réseaux de neurones, s'appuie principalement sur la loi de Hebb : "*Si deux cellules sont activées en même temps alors la force de la connexion augmente*". Ce qui est modélisé par l'équation suivante :

$$\mathbf{wij(t+1) = wij(t) + \mu.(xi\ .\ xj)}$$

Au temps *t+1*, le poids de la connexion entre le neurone i et le neurone j est égal au poids de la connexion au temps précédent auquel on ajoute une représentation de la co-activité : *xi*. *x*j, correspondant au produit des valeurs des neurones *i* et *j*. On multiplie ce produit par un pas d'apprentissage.

Dans le cas du perceptron multicouche, l'apprentissage est complexifié avec la différence entre erreur globale et erreur individuelle: si l'on souhaite modifier le comportement de notre réseau de neurones, il faut modifier les poids inter-neurones qui ne correspondent pas. Cependant, pour ce faire, il faut connaitre la contribution

de chacun à l'erreur globale. Afin de permettre à notre perceptron d'apprendre à discriminer nos deux groupes (endormissement vs éveil), nous allons effectuer un apprentissage supervisé. Nous lui présenterons des données recueillies auprès de porteurs de casque EEG en phase d'endormissement ou non avec la possibilité de vérifier si le résultat final obtenu est correct. Nous pourrons donc calculer dans un premier temps l'erreur globale, puis l'erreur individuelle de chacun des neurones. Enfin, nous modifierons les poids des différents neurones de notre réseau.

Cette méthode permet, après une période d'apprentissage, de séparer nos données en plusieurs groupes. La période de test passée, les nouveaux échantillons vont être classés au sein des groupes déjà présents. Une fois le produit livré au client, il se spécialisera par rapport aux spécificités de son usager à l'aide de phases d'apprentissage, réalisées après chaque utilisation du casque.

5) Phase de calibrage

Il convient de préciser que les différentes étapes mentionnées précédemment concernent l'utilisation d'une BCI « *online* ». Avant d'utiliser ce type d'interface, il est important de mettre en place une étape de calibration. Ainsi, la machine trouvera par elle-même les paramètres les plus pertinents pour un utilisateur donné. Par exemple, cette phase peut permettre d'entraîner le classifieur à reconnaître les différentes classes de signaux, ou bien, elle peut aider à la sélection des meilleures positions pour les électrodes.

Dans notre système, le perceptron multicouche permettra l'entrainement du classifieur. Nous rajouterons à cette étape un calcul de la puissance moyenne des oscillations d'intérêts. C'est-à-dire que le système, grâce à cette phase, détectera la puissance moyenne de ces oscillations cérébrales pour chaque changement d'utilisateur. En effet, il a été montré que la puissance dans les rythmes α et Φ variait selon les individus. Ainsi, ce calibrage de quelques minutes permettra de revoir à la hausse/baisse le seuil maximal discriminant de la puissance dans le rythme cérébral d'intérêt lorsque le conducteur s'endort.

6) Feedback

Lorsque les états mentaux, en l'occurrence une diminution/augmentation de la puissance dans les oscillations α et Φ, a été identifiée, une commande est activée et l'utilisateur reçoit un « feedback ». Cette étape permettra au conducteur d'avoir un retour perceptif, signe que l'état mental a bien été reconnu par le système « Wake up ». La gestion du feedback n'est pas une question à prendre à la légère lors de la création d'une BCI (McFarland et al., 1998)[22]. En effet, le retour perceptif doit être clair pour l'utilisateur, être en lien direct avec la tâche à accomplir et ne doit pas entraîner une interaction avec la production des commandes. Imaginons par exemple qu'un utilisateur doit gérer son émotion pour faire avancer son personnage, et que le feedback entraine chez lui une nouvelle émotion, alors le retour perceptif sera en interaction avec les commandes et biaisera l'expérience.

Dans notre système, le feedback est là pour alerter l'utilisateur quand il se trouve en phase d'endormissement. Pour ce faire, nous utilisons une information visuelle et une information auditive : une LED qui va clignoter et une voix qui va informer l'utilisateur qu'il doit se reposer.

Nous avons décidé d'opter pour une LED clignotante de couleur bleue afin de renforcer l'impact sur l'utilisateur. En effet, le bleu a un effet positif sur la vigilance et permet de lutter contre l'endormissement. Selon le professeur Jacques Tailard, du laboratoire sommeil, attention et neuropsychiatrie de l'université de Bordeaux-Segalen-CNRS : « les cellules de notre rétine ne participent pas toutes au phénomène de la vision. Certaines sont impliquées dans le fonctionnement de notre horloge biologique, et notamment la production de mélatonine, l'hormone du sommeil. Or, la diffusion de lumière bleue bloque justement la création de mélatonine ». Ce n'est bien évidemment pas une raison pour continuer la conduite mais un moyen supplémentaire pour aider l'utilisateur à atteindre une aire de repos, après que le système « Wake up » l'ai averti.

[22] McFarland D., Schalk G., Sarnacki W., Krusienski D., Sellers E. et al. (2006). The wadsworth BCI research and development program: at home with BCI. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 14, no 2, p. 229-233.

7) Boitier IO

Le boitier IO est l'apport principal de notre solution par rapport aux casques électro-encéphalogrammes (EEG) classiques. Il inclut non seulement une unité de traitement mais également un avertisseur sonore et un indicateur lumineux.

L'analyse de données nécessite une puissance de calcul relativement importante et le choix de la solution du casque Emotiv apporte quelques contraintes supplémentaires. Notre unité de traitement devra posséder un CPU d'une puissance de 2.4 GHz associé à 1 GB de RAM.

Afin de permettre l'allumage d'une LED, le lancement d'un avertissement sonore et le traitement des données en temps réel de l'EEG, nous avons choisi d'utiliser comme boîtier un mini-PC GB-BXi5-4570R de Gigabyte. En effet, il dispose de nombreux avantages pour notre système. Il est compact (62 x 111.4 x 114.4 mm), il possède un CPU puissant (i5-4570R 3.20 GHz) et on peut disposer facilement de 2-4 Go de RAM (il convient de tester si 2Go de RAM sont suffisants pour faire fonctionner l'OS + les calculs nécessaires à l'EEG). De plus, on peut mettre le disque dur de notre choix (il faudrait tester l'apport d'un SSD par rapport au coût engendré) et il est possible de le faire fonctionner avec un OS de type Windows XP / 7 (pré-requis pour le casque Emotiv).

Il est à noter que ce mini-PC de Gigabyte est cité ici à titre d'exemple pour indiquer principalement que des conditions nécessaires au fonctionnement de notre système sont compatibles avec la situation dans laquelle il va se placer : besoin d'avoir un dispositif des plus compacts. Placé sur le tableau de bord, il conviendrait de tester en situation si les 6cm de hauteur ne viennent pas masquer une part trop importante du pare-brise auquel cas il existe des dispositifs moins cubiques : moins grand mais plus large.

III. Les enjeux et les limites du système « Wake up »

Afin que ce concept soit accessible au plus grand nombre de particuliers, le système d'acquisition devra remplir plusieurs conditions. En effet, il devra être peu couteux et portatif pour des raisons pratiques. Cependant, il reste quelques modifications à apporter au système « Wake up » afin qu'à l'avenir, chacun puisse utiliser ce système dans sa voiture. Selon Sellers, une BCI, à l'avenir, devra pouvoir « fonctionner sans fil et sans gel, être rapide à installer et simple à utiliser » (Sellers et al., 2010)[23].

1) Les nouveaux systèmes EEG

Parmi les nouveaux systèmes qui ont été développés récemment, on peut citer le système Emotiv EPO26 (*Figure 1*), qui est justement celui que l'on souhaite utiliser dans le domaine de l'aide à la personne au volant. En principale concurrente, la compagnie NeuroSky a développé le système MindWave27 avec un prix très attractif de 99$. Enfin, l'entreprise PLX devices utilise le même système que Neurosky mais dans un autre domaine puisque ses BCI concernent la pratique du sport dans les mondes virtuels. Il est indéniable que ces nouveaux systèmes sont attrayants. Cependant, certains chercheurs leurs reprochent d'enregistrer l'activité musculaire bien plus que l'activité cérébrale et d'avoir une précision limitée.

Récemment, d'autres systèmes ont été développés afin d'être plus fiables (Mc Donald and Soussou., 2011). Par exemple, les BCI Sahara de g.tec29, Enobio32 de Starlab ou le système Quasar30 sont utiles lors d'une activité physique et sont pour la plupart équipés de capteurs électrocardiographiques et électromyographiques. Le coût de ces systèmes est l'inconvénient majeur car il peut atteindre plusieurs milliers d'euros. Mais par contre, leur précision est indéniable et il pourrait être intéressant de réaliser les simulations adéquates afin d'observer si ce type de casque pourrait être utilisé au sein de notre problématique.

[23] Sellers E. et al. (2006). The wadsworth BCI research and development program: at home with BCI. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 14, no 2, p. 229-233. Vialatte F., Maurice M., Dauwels J., Cichocki A. (2010). Steady-state visually

2) L'analyse et le traitement des données

Les signaux EEG sont très nombreux et variables, cela rend complexe leur traitement et la classification qui en résulte. De nos jours, on arrive à résoudre ce problème en débutant par une phase de calibration qui permet à l'algorithme d'apprendre les caractéristiques des différentes classes. Pour l'utilisateur, cette phase est ennuyeuse, de par son aspect rébarbatif mais elle est aujourd'hui nécessaire. Dans notre cas, la phase d'apprentissage peut s'effectuer alors que l'utilisateur roule, ce qui fait qu'elle est peu contraignante. De plus, il ne faut que quelques minutes au système pour réaliser le calibrage adéquat. Il paraît important de s'affranchir dès que possible de cette étape et de développer des algorithmes adaptatifs. Ainsi, l'enjeu majeur des BCI se trouve dans la capacité de ces algorithmes à apprendre au fur et à mesure les caractéristiques propres à chaque utilisateur et ses fluctuations (Rachez et al.,2011)[24].

De plus, pour effectuer notre classification, nous utilisons ici un perceptron multicouche, qui a l'avantage d'être une technique relativement simple et facile à mettre en oeuvre. Mais il pourrait être intéressant d'utiliser des méthodes avec de meilleurs résultats comme les SVM (Support Vector Machines) ou s'intéresser à de nouvelles méthodes comme les SVC (Support Vector Clustering). Par ailleurs, pour obtenir de meilleurs résultats, il aurait fallu disposer de données d'apprentissage propre à l'utilisateur principal du dispositif et non des données "générales" obtenues à partir de plusieurs individus.

3) L'ergonomie

L'ergonomie du système n'est pas un facteur que l'on doit négliger. En effet, lors d'un trajet sur la route, les stimulations envoyées à l'utilisateur doivent être stratégiquement choisies afin de faciliter le contrôle de la BCI (Leeb et al., 2007)[25]. Par exemple, il faut s'assurer que l'interface visuelle n'est pas fatiguante pour les yeux car, dans le cas contraire, le système pourrait s'avérer être aux antipodes de

[24] Rachez A., Proix T., Maby E., Mattout J. and Daucé E. 2011 Direct policygradient for online learning in bci. International Journal of Bioelectromagnetism 13 52-3.

[25] Leeb R., Lee F., Keinrath C., Scherer R., Bischof H., Pfurtscheller G. (2007). Brain-computer communication: Motivation, aim and impact of exploring a virtual apartment. *IEEE, Transactions on Neural Systems & Rehabilitation Engineering*, vol. 15, no 4, p. 473 - 482.

son objectif, à savoir protéger le conducteur et ses passagers. De plus, si la notion d'ergonomie est importante dans certains domaines, elle l'est encore plus dans le domaine des BCI. En effet, « *toute stimulation engendre des modifications de l'activité cérébrale, lesquelles peuvent être éventuellement prédites et même utilisées pour optimiser l'interaction. Ainsi, les choix ergonomiques peuvent être un moyen d'augmenter l'efficacité des BCI, non seulement parce qu'ils satisferont au confort de l'utilisateur mais aussi parce qu'ils peuvent susciter dans le même temps des signaux mieux exploitables.* » (Joan Fruiter, 2013)[26]

4) Critères d'évaluation

Si l'on souhaite améliorer notre système, il faut pouvoir l'évaluer correctement. Ainsi, il faudrait réaliser des pré-tests et distribuer un questionnaire aux différents conducteurs. Ces questions concernent généralement le confort et la simplicité du casque EEG. Malheureusement, les résultats associés à ces questionnaires sont très subjectifs. En fait, la seule mesure objective, pouvant évaluer une BCI, est le taux d'erreurs que l'utilisateur atteindra au cours de l'application.

[26] Joan Fruiter, Thèse sur le sujet «Interfaces Cerbeau-Machines basées sur l'imagination des mouvements brefs : vers des boutons contrôlés par la pensée », équipe Athena,INRIA, Université Sophia antopolis, 2013.

Conclusion et perspectives d'avenir

Au cours de ce dossier de présentation, nous avons pu avoir un aperçu du potentiel de la BCI « Wake up ». Ce système de communication permet à un utilisateur d'interagir avec un ordinateur en utilisant uniquement son activité cérébrale. Celle-ci étant reconnue, le système peut lui renvoyer un signal sous forme de « feedback ». Les interfaces cerveau-machine, de par leur principe et leur fonctionnement, permettent d'envisager une multitude d'applications d'aide à la personne. En effet, le domaine grand public, s'il continue à investir en ce sens, peut engendrer le développement rapide des BCI.

Cet article a ainsi offert un rappel physiologique et terminologique du monde des BCI. Il était nécessaire de faire le tour de ces questions, essentiellement théoriques, afin de comprendre le fonctionnement d'une interface cerveau-machine.

La deuxième partie a présenté une vision technique du fonctionnement de notre BCI. Par ailleurs, le projet openViBE, qui est une plateforme logicielle gratuite et open-source, permet à chacun, et même à ceux qui ne disposent pas de notions approfondies en programmation, de concevoir, tester et utiliser facilement une BCI en temps réel (Renard et al., 2010)[27]. Nous avons pu voir, que le traitement du signal capté en EEG comportait de nombreuses étapes. Ensuite, nous avons montré qu'il était possible de traiter ce signal grâce à perceptron multi-couches. L'approche de la classification est centrale dans la gestion de nouveaux dispositifs d'aide à la personne comme « Wake up ».

Enfin, la dernière partie de l'article nous a permis de dresser une liste non exhaustive des éléments inhérents du système qu'il faudrait améliorer à l'avenir. En effet, la recherche des interfaces cerveau-machine est assez récente et il reste de nombreux défis scientifiques à relever. Par exemple, il est primordial de faire en sorte que les BCI n'existent pas seulement dans les laboratoires afin de populariser au maximum cette nouvelle technologie. De plus, il faudrait réduire le temps de

[27] Renard Y., Lotte F., Gibert G., Congedo M., Maby E., Delannoy V. et al. (2010). OpenViBE: An open-source software platform to design, test and use brain-computer interfaces in real and virtual environments. Presence: teleoperators and virtual environments, vol. 19, no 1, p. 35-53.

« calibrage » d'une BCI, qui est aujourd'hui relativement long (Blankertz et al., 2008)[28]. La prise en compte des performances limitées des BCI, en comparaison d'autres interfaces, est importante. En effet, lorsque l'utilisateur bouge il est assez complexe d'avoir un signal correct (Fatourechi et al., 2007)[29].

Il est certain que les BCI, de par leur popularisation imminente, doivent s'adapter à des problèmes qui n'existaient pas en laboratoire. Mais il paraît également probable que les BCI ont la capacité de s'adapter. En effet, certaines approches existent déjà afin de solutionner le problème de la mobilité de l'utilisateur (Fujisawa et al., 2009)[30]. De plus, des électrodes sèches, qui ne nécessitent pas l'application d'un gel de conduction, ont pu être proposées (Popescu et al., 2007)[31].

Finalement notre concept est prometteur mais il doit encore répondre à quelques interrogations. Même si l'application n'a pas pu être réellement développé, elle est possible théoriquement. Ainsi, une personne narcoleptique n'aurait plus peur de faire des longs trajets en voiture. Par ailleurs, il sera possible bientôt d'isoler de meilleurs changements dans le signal EEG lors de l'endormissement de l'utilisateur. Cela implique que les recherches en neurosciences doivent progresser assez rapidement, afin d'identifier les états mentaux liés aux différentes émotions et degrés de concentrations, et pouvant être perçus dans le signal EEG. Néanmoins, Blankertz et ses collaborateurs ont montré qu'il y avait de fortes chances pour que cela soit possible dans l'avenir (Blankertz et al., 2010)

[28] Blankertz B., Losch F., Krauledat M., Dornhege G., Curio G., Müller K.-R. (2008). The berlin brain-computer interface: Accurate performance from first-session in BCI-naive subjects. IEEE Trans Biomed Eng, vol. 55, no 10, p. 2452-2462.
[29] Fatourechi M., Bashashati A., Ward R., Birch G. (2007). EMG and EOG artifacts in brain computer interface systems: A survey. Clinical Neurophysiology, vol. 118, no 3, p. 480-494.
[30] Lotte F., Fujisawa J., Touyama H., Ito R., Hirose M., Lécuyer A. (2009). Towards ambulatory brain-computer interfaces: A pilot study with P300 signals. In 5th advances in computer entertainment technology conference (ace), p. 336-339.
[31] Popescu F., Fazli S., Badower Y., Blankertz B., Müller K.-R. (2007). Single trial classification of motor imagination using 6 dry EEG electrodes. PLoS ONE, vol. 2, no 7, p. e637.

Bilan personnel

La réalisation d'un dispositif innovant, d'un bout à l'autre, c'est-à-dire de sa conception à l'état d'idée jusqu'à son aboutissement dans la réalité, nous a permis de découvrir de nombreuses choses. En effet, la mise en place d'un nouveau concept et la volonté de le développer sous un angle innovant nécessite une intense réflexion. Une fois que les bonnes questions sont posées, il faut y répondre par la recherche d'une solution possible afin de faire vivre réellement le concept innovant.

La première question que nous nous sommes posée concernait le domaine d'intérêt où nous pourrions apporter une innovation. Nous avons alors choisi le secteur de l'aide à la personne, de par notre intérêt à mettre l'innovation technologique au service de l'Homme. Par la suite, nous avons réalisé un état des lieux de nos connaissances et de nos compétences. Sachant que nous sommes un groupe composé d'individus aux parcours divers : Sébastien est par exemple, issu des neurosciences, alors que Valentin et Nicolas proviennent d'un cursus Informatique et Sciences cognitives. Nous avons donc cherché à associer les compétences de chacun pour trouver un projet innovant dans le domaine de l'aide à la personne.

Nous sommes partis de nos projets tutorés respectifs pour trouver une liaison entre nos domaines. Sébastien, travaille sur les systèmes EEG et la reconnaissance de signaux cérébraux lors du mouvement volontaire alors que Valentin et Nicolas utilisent un eye-tracker pour valider l'hypothèse d'une relation entre odeur et couleur.

Nous nous sommes intéressés aux problématiques qui pouvaient concernées nos deux sujets d'études, c'est alors que nous avons découvert un article utilisant l'eye tracker afin de détecter l'endormissement d'un utilisateur au volant. La limite de cette technologie résidait dans le fait qu'une caméra peut seulement détecter le moment où le conducteur s'endort, et non la phase précédant le sommeil. Nous avions alors l'élément clef de notre projet : la détection du sommeil. Grâce à ses connaissances sur le sujet, Sébastien a émis l'hypothèse qu'il était possible de détecter cette phase de pré-endormissement, en analysant l'activité cérébrale d'une personne. C'est à

partir de là que nous avons effectué un travail de recherche bibliographique sur différents articles scientifiques, qui pouvaient lier les différentes phases de sommeils au signal EEG.

Au cours de ces recherches, la lecture de nombreux articles nous a permis de nous rendre compte de l'importance des références. En effet, les articles de vulgarisation sont très nombreux sur internet, cependant, ils ne permettent pas d'aller au fond des choses, et surtout de mener la conception d'un tel projet dans son intégralité. En règle générale, Sébastien a pris en charge l'aspect biologique du système alors que Nicolas s'est intéressé particulièrement à la partie hardware du système. Valentin, quant à lui, s'est penché sur la problématique d'un point de vue fonctionnel. Dans l'ensemble, toutes les recherches et les avancées ont été réalisées ensemble et ont pu être possible grâce à une bonne cohésion du groupe.

Une grande difficulté a été de définir le profil type des futurs clients de notre système, de comprendre et prédire si notre projet pouvait convenir à des particuliers, aux entrepreneurs ou aux grandes entreprises du transport. Il était également complexe de savoir quel feedback était le plus approprié pour chacun de nos utilisateurs (avertissement, blocage du véhicule). Enfin, la question des contraintes techniques que le conducteur est capable de supporter a été longuement débattue (port du casque, étape de calibrage). Pour cela, nous avons cherché à connaître au maximum les composantes de notre système ainsi que les connaissances théoriques nécessaires à la conception du projet. Chaque détail avait son importance car il pouvait influer sur l'état cérébral du client, ce qui pose un véritable problème dans le domaine des BCI.

Enfin, ce module nous a permis de structurer un travail d'innovation et ainsi de bien faire la différence entre la recherche d'une idée, libre et sans contrainte, et la conception de celle-ci, appliquée à la réalité.

Références bibliographiques

Alloway, C. E., Ogilvie, R. D. and Shapiro, C. M. EEG spectral analysis of the sleep-onset period in narcoleptic patients and normal sleepers. Sleep, 1999, 22: 191–203.

Bashashati, A.; Fatourechi, M.;Ward R. K. & Birch, G. E. (2007). A survey of signal processing algorithms in brain-computer interfaces based on electrical brain signals, J. Neural Eng., June, Vol. 4, No. 2, pp. R32-R57.

Berger H. (1929). Ueber das elektroenkephalogramm des menschen. Archiv für Psychiatrie und Nervenkrankheiten, vol. 87, p. 527-570.

Blankertz B., Müller K. R., Krusienski D. J., Schalk G.,Wolpaw J. R., Schlögl A. et al. (2006).The BCI competition III: Validating alternative approaches to actual BCI problems. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 14, no 2, p. 153-159.

Blankertz B., Losch F., Krauledat M., Dornhege G., Curio G., Müller K.-R. (2008). The berlin brain-computer interface: Accurate performance from first-session in BCI-naive subjects. IEEE Trans Biomed Eng, vol. 55, no 10, p. 2452-2462.

Buzsáki G., Anastassiou C.A., Koch C. (2012) The origin of extracellular fields and currents-EEG, ECoG, LFP and spikes, Nature Reviews Neuroscience, 13 : 407-420

Duda R. O., Hart P. E., Stork D. G. (2001). Pattern recognition, second edition. WILEYINTERSCIENCE.

Elbert T, Rockstroh B, Lutzenberger W, Birbaumer N. Biofeedback of slow cortical potentials. Electroenceph clin Neurophysiol 1980;48:293–301.

Fatourechi M., Bashashati A., Ward R., Birch G. (2007). EMG and EOG artifacts in brain computer interface systems: A survey. Clinical Neurophysiology, vol. 118, no 3, p. 480-494.

Joan Fruiter, Thèse sur le sujet «Interfaces Cerbeau-Machines basées sur l'imagination des mouvements brefs : vers des boutons contrôlés par la pensée », équipe Athena,INRIA, Université Sophia antopolis, 2013.

Gevins A. (2002) Electrophysiological Imaging of Brain Function, In : Brain Mapping : The methods (Toga A.W., Mazziotta J.C., eds.), 2nd edition, Amsterdam : Elsevier, pp. 175-188

https://interstices.info/jcms/c_45638/openvibe-un-logiciel-pour-les-interfaces-cerveau-ordinateur.

Kübler A., Kotchoubey B., Kaiser J., Wolpaw J. R., Birbaumer N. (2001). Brain-computer communication: unlocking the locked in. Psychology Bulletin, vol. 127, no 3, p. 358-375.

Leeb R., Lee F., Keinrath C., Scherer R., Bischof H., Pfurtscheller G. (2007). Brain-computer communication: Motivation, aim and impact of exploring a virtual apartment. *IEEE, Transactions on Neural Systems & Rehabilitation Engineering*, vol. 15, no 4, p. 473 - 482.

Lotte F., Fujisawa J., Touyama H., Ito R., Hirose M., Lécuyer A. (2009). Towards ambulatory brain-computer interfaces: A pilot study with P300 signals. In 5th advances in computer entertainment technology conference (ace), p. 336-339.

F Lotte, M Congedo, A L´ecuyer, F Lamarche and B Arnaldi, A Review of Classification Algorithms for EEG-based Brain-Computer Interfaces.

McFarland D., Schalk G., Sarnacki W., Krusienski D., Sellers E. et al. (2006). The wadsworth BCI research and development program: at home with BCI. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 14, no 2, p. 229-233.

Niedermeyer E., Silva F. L. da. (2005). Electroencephalography: basic principles, clinical applications, and related fields (5th éd.). Lippincott Williams & Wilkins, ISBN 0781751268

Pfurtscheller G., Neuper C. (2001). Motor imagery and direct brain-computer communication.proceedings of the IEEE, vol. 89, no 7, p. 1123-1134.

Popescu F., Fazli S., Badower Y., Blankertz B., Müller K.-R. (2007). Single trial classification of motor imagination using 6 dry EEG electrodes. PLoS ONE, vol. 2, no 7, p. e637.

Rachez A., Proix T., Maby E., Mattout J. and Daucé E. 2011 Direct policygradient for online learning in bci. International Journal of Bioelectromagnetism 13 52-3.

Renard Y., Lotte F., Gibert G., Congedo M., Maby E., Delannoy V. et al. (2010). OpenViBE: An open-source software platform to design, test and use brain-computer interfaces in real and virtual environments. Presence: teleoperators and virtual environments, vol. 19, no 1, p. 35-53.

Sagaspe, P., Taillard, J., Bayon, V., Lagarde, E., Moore, N., Boussuge, J., Chaumet, G., Bioulac, B., Philip, P., 2010. Sleepiness, near-misses and driving accidents among a representative population of french drivers. J Sleep Res 19 (4), 578-84.

Sellers E. et al. (2006). The wadsworth BCI research and development program: at home with BCI. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 14, no 2, p. 229-233. Vialatte F., Maurice M., Dauwels J., Cichocki A. (2010). Steady-state visually

Schnitzler A, Salenius S, Salmelin R, Jousmäki V, Hari R (1997) Involvement of primary motor cortex in motor imagery: a neuromagnetic study. Neuroimage 6: 201–208.

“The future of brain controlled devices”, CNN.com, 4 janvier 2010.

Verster, J.C., Taillard, J., Sagaspe, P., Olivier, B., Philip, P., 2011. Prolonged nocturnal driving can be as dangerous as severe alcohol-impaired driving. J Sleep Res.

Vidal J. J. (1973). Toward direct brain-computer communication. Annual Review of Biophysicsand Bioengineering, vol. 2, p. 157-180.

Wolpaw J., Birbaumer N., McFarland D., Pfurtscheller G., Vaughan T. (2002). Brain-computer interfaces for communication and control. Clinical Neurophysiology, vol. 113, no 6, p. 767-791.

Wolpaw J., Loeb G., Allison B., Donchin E., Nascimento O. do, HeetderksW. et al. (2006). BCI meeting 2005–workshop on signals and recording methods. IEEE Transaction on Neural Systems and Rehabilitation Engineering., vol. 14, no 2, p. 138-141