

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE
SCIENTIFIQUE

UNIVERSITE M'HAMED BOUGARA-BOUMERDES



Faculté de Technologie

Département Ingénierie des Systèmes Electriques

Mémoire de Master

Présenté par

CHALEL NOUREDDINE ET DERRICHE ADNANE

Filière : Electronique

Spécialité : Electronique des systèmes embarqués

Exploitation du casque Emotiv Epoc + pour la commande d'un fauteuil roulant par la pensée

Soutenu le 09/07/2024 devant le jury :

MESSAOUDI	Noureddine	Professeur	UMBB	Président
BELKACEM	Samia	MCA	UMBB	Examineur
ZERROUKI	Fodil	MAB	UMBB	Promoteur

Année Universitaire : 2023/2024

Dédicaces

Nous dédions humblement ce travail à nos chers parents, qui ont été nos piliers, notre inspiration et notre motivation tout au long de ce parcours. À nos pères, pour leur soutien inébranlable, et à nos mères, pour leur lumière, leur amour inconditionnel et leur patience infinie. Que Dieu les protège et les bénisse.

À Mr. Zerrouki Fodil, notre encadrant, dont les conseils avisés, les orientations précieuses et le soutien constant ont été d'une aide inestimable dans l'élaboration de ce mémoire.

À nos frères et sœurs, qui ont été nos complices, nos confidentes et nos meilleurs supporters. Votre présence a été un réconfort constant.

À nos tantes, oncles, cousins et cousines, dont le soutien et les encouragements ont été une source de force et de courage.

À nos amis, Abdelhakim, Abderrahmane, Houssemeddine, Ahmed..., qui ont partagé nos joies, nos peines et nos succès. Votre amitié est un trésor que nous chérirons toujours.

Enfin, nous dédions ce travail à toutes les personnes qui nous ont aimé et soutenu, qui ont cru en nous et nous ont encouragés. Votre confiance en nous a été notre plus grande motivation et nous vous en sommes infiniment reconnaissants.

Remerciements

Nous tenons tout d'abord à remercier Dieu ALLAH le tout puissant et miséricordieux, qui nous a donné le courage, la force et la patience d'accomplir ce modeste travail durant ces longues années d'étude.

Nous tenons exprimer ma profonde gratitude à toutes les personnes qui ont contribué à la réalisation de ce mémoire.

En premier lieu, nous remercies chaleureusement notre encadrant, ZERROUKI Fodil, pour l'orientation de notre travaille, ses conseils avisés et son soutien constant tout au long de ce projet de fin d'étude. Son expertise et sa disponibilité ont été indispensables à l'aboutissement de ce travail.

Nous vifs remerciements aux membres du jury pour l'honneur qu'ils nous ont fait en jugeant notre travail.

Enfin, Nous souhaitons également remercier nos professeurs et enseignants qui nous ont accompagné tout au long de notre parcours universitaire. Leurs enseignements et leurs encouragements ont grandement enrichi notre expérience académique.

Résumé

Cette mémoire explore la faisabilité du contrôle d'un prototype de fauteuil roulant électrique par la pensée, en utilisant le casque EEG Emotiv EPOC +, un ordinateur portable et un petit véhicule à deux roues. L'étude met en évidence l'utilisation de l'application Hitibrain pour l'acquisition et la manipulation des signaux EEG, démontrant ainsi que même en exploitant des casques grand public, souvent moins précis par rapport à ceux des laboratoires, il est incontestablement possible de commander un fauteuil roulant par la pensée. Cette recherche ouvre de nouvelles perspectives dans le domaine des technologies d'assistance, permettant aux personnes handicapées de contrôler directement leur fauteuil roulant par la pensée. Les travaux futurs se concentreront sur l'optimisation de la précision et de la fiabilité des signaux bruts pour des applications plus avancées dans divers environnements.

Mots-clés : interface cerveau-ordinateur, signaux EEG, contrôle par la pensée, fauteuil roulant électrique, technologie d'assistance.

Abstract

This **study** examines the feasibility of controlling a prototype of an electric wheelchair using the power of thought, utilizing the EEG Emotiv EPOC headset, a laptop, and a small two-wheeled vehicle. The study highlights the use of the Hitibrain application for the acquisition and manipulation of EEG signals, thus demonstrating the viability of brain-machine interfaces with affordable consumer devices. By allowing disabled individuals to directly control their wheelchair through their thoughts, this research opens up new possibilities in the field of assistive technology. Future work will focus on optimizing the accuracy and reliability of raw signals for more advanced applications in various environments.

Keywords : brain-computer interface, EEG signals, thought control, electric wheelchair, assistive technology.

ملخص:

تستكشف هذه الرسالة إمكانية التحكم في نموذج أولي لكروسي متحرك كهربائي عبر إشارات الدماغ، باستخدام EPOC+ Emotiv لقياس النشاط الكهربائي في الدماغ، وجهاز كمبيوتر محمول، ومركبة صغيرة ذات عجلتين. تسلط الدراسة الضوء على استخدام تطبيق Hitibrain لاستقبال وتلاعب الإشارات الكهربائية في الدماغ، مما يُظهر أنه حتى باستخدام خوذات المستهلكين، التي غالبًا ما تكون أقل دقة مقارنة بالأجهزة المخبرية، من الممكن بلا شك التحكم في كروسي متحرك عبر التفكير. تفتح هذه البحوث آفاقًا جديدة في مجال التقنيات المساعدة، مما يتيح للأفراد ذوي الإعاقة التحكم المباشر في كروسيهم المتحرك بواسطة أفكارهم. ستمحور الأبحاث المستقبلية على تحسين دقة وموثوقية الإشارات الخام لتطبيقات أكثر تقدمًا في بيئات متنوعة.

الكلمات الرئيسية: واجهة العقل والآلة، إشارات EEG، التحكم بالأفكار، كروسي متحرك كهربائي.

Table des matières

Dédicaces	i
Remerciements	ii
Résumé	iii
Abstract	iv
ملخص	v
Table des matières	vi
Liste des abréviations	xii
Liste des figures	xiii
Introduction générale.....	1
Chapitre I : Généralités sur les interfaces cerveau-machine	2
Introduction	2
1 Présentation des ICM	2
1.1 Définition et Historique	2
1.2 Types des ICM.....	3
1.2.1 ICM Non Invasives (Extra crâniennes)	3
1.2.2 CM Invasives (Intracrâniennes).....	4
1.3 Principe de fonctionnement d'une ICM.....	4
1.3.1 Acquisition des signaux neuronaux	4
1.3.2 Prétraitement des signaux	5
1.3.3 Analyse et décodage des signaux.....	5
1.3.4 Génération de commandes.....	5
1.3.5 Feedback et ajustement.....	5
1.4 Les principales applications des ICM	5
1.4.1 Saisie de texte par la pensée.....	6

1.4.2	Contrôle de fauteuils roulants	6
1.4.3	Commande de prothèses	6
1.4.4	Nouvelle façon de jouer aux jeux vidéo	6
1.4.5	Traitement de maladies neurologiques et rééducation.....	6
1.5	Les principaux paradigmes	6
1.5.1	SSVEP	6
1.5.2	Imagerie Motrice	8
1.5.3	Potentiels évoqués P300	9
2	Les signaux Electroencéphalographies (EEG).....	9
2.1	Définition et histoire	9
2.2	L'origine des signaux EEG.....	11
2.2.1	Potentiel de repos.....	11
2.2.2	Stimulation.....	11
2.2.3	Dépolarisation.....	12
2.2.4	Potentiel d'action.....	12
2.2.5	Propagation du potentiel d'action.....	12
2.2.6	Transmission synaptique.....	12
3	L'anatomie du cerveau et les différentes aires cérébrales.....	12
3.1	Les lobes cérébraux.....	13
3.1.1	Lobe frontal	13
3.1.2	Lobe pariétal	13
3.1.3	Lobe temporal	13
3.1.4	Lobe occipital	13
3.2	Les aires cérébrales	14
3.2.1	Aires primaires sensibles	14
3.2.2	Cortex moteur primaire.....	14
3.2.3	Aires associatives.....	14
3.2.4	Aires hétéro-modales	14
3.3	Les ondes cérébrales	14
3.3.1	Onde Delta	14

3.3.2 Onde Thêta.....	15
3.3.3 Onde Alpha.....	15
3.3.4 Onde Beta	15
3.3.5 Onde Gamma.....	15
4 Aperçu sur le traitement de signal des ICM.....	16
4.1 La chaîne de traitement de signal d'une ICM.....	16
4.1.1 Acquisition des signaux EEG.....	16
4.1.2 Prétraitement pour la suppression des artefacts.....	17
4.1.3 Extraction des caractéristiques.....	17
4.1.4 Classification et estimation de la classe.....	17
4.2 Intelligence artificielle et apprentissage automatique dans les ICM	17
4.2.1 Contrôle de prothèses de membres	17
4.2.2 Assistance à la mobilité	18
4.2.3 Communication améliorée.....	18
Conclusion.....	19
Chapitre II : Acquisition des signaux EEG.....	22
Introduction	22
1 Les systèmes d'acquisition EEG.....	22
1.1 Les électrodes	23
1.1.1 Les électrodes Tampon.....	23
1.1.2 Les électrodes Cupules	23
1.1.3 Les électrodes aiguille	24
1.1.4 Les électrodes sèches.....	24
1.1.5 Électrodes utilisant un gel.....	25
1.1.6 Les électrodes actives et les électrodes passives	25
1.2 Les Amplificateurs.....	26
1.3 Les Filtres	26
1.4 Système de numérisation	27
1.5 Interface de données	27

1.6 Logiciels d'acquisition et d'analyse.....	27
2 Aperçu sur les cartes d'acquisition à microcontrôleurs	27
2.1 Schéma global.....	27
2.2 Exemples de Cartes d'Acquisition EEG à base de Microcontrôleurs	28
2.2.1 OpenBCI Cyton Board.....	28
2.2.2 Muse Headband	29
2.2.3 NeuroSky MindWave	29
2.2.4 Ganglion Board (OpenBCI).....	29
2.2.5 Emotiv EPOC+	29
3 Le casque EMOTIV EPOC.....	30
3.1 Présentation de la partie matérielle	31
3.1.1 Les électrodes	31
3.1.1.1 Les électrodes	31
3.1.1.2 Positionnement.....	32
3.1.2 Structure et Design.....	32
3.1.3 Connectivité.....	33
3.1.4 Alimentation	33
3.1.5 Interface Utilisateur	33
3.1.6 Aperçu sur les capteurs embarqués.....	34
3.1.6.1 Quaternions.....	34
3.1.6.2 Accéléromètre 3 axes	34
3.1.6.3 Magnétomètre 3 axes.....	34
3.2 Présentation de la partie logicielle	34
3.2.1 Emotiv PRO.....	34
3.2.2 Emotiv BCI.....	35
3.3 Quelques applications	36
3.3.1 Contrôle des appareils.....	36
3.3.2 Communication assistée	37
3.3.3 Recherche en Neurosciences	37
Conclusion.....	38

Chapitre III : Commande du fauteuil roulant par la pensée.....	41
Introduction	41
1 Présentation de la solution développée	41
1.1 Le schéma global	41
1.2 Stratégies de Commande pour un Fauteuil Roulant Électrique par ICM.....	41
1.3 Fonctionnement de la solution.....	45
1.3.1 Phase d'apprentissage (Training).....	45
1.3.1.1 Collecte des données EEG	45
1.3.1.2 Prétraitement des signaux.....	45
1.3.1.3 Extraction des caractéristiques.....	46
1.3.1.4 Algorithme de classification	46
1.3.1.5 Importance du nombre de répétitions.....	46
1.3.2 Phase de fonctionnement (Test).....	46
2. Architecture de notre solution.....	47
2.1 Présentation de la partie logicielle	47
2.1.1 Emotiv Pro	47
2.1.2 Hitibrain.....	47
2.1.2.1 Connexion transparente.....	48
2.1.2.2 Compatibilité avec Arduino.....	48
2.1.2.3 Compatibilité avec les casques Emotiv.....	48
2.1.3 Sketch Arduino	48
2.2 Présentation de la partie matérielle	51
2.2.1 Le casque Emotiv Epoc +	51
2.2.1.1 Capture des signaux cérébraux	51
2.2.1.2 Transmission des données.....	51
2.2.1.3 Analyse des données	51
2.2.2 La carte Arduino Uno	51
2.2.2.1 Contrôle des actions du fauteuil roulant.....	52
2.2.2.2 Fonctionnement de l'Arduino Uno dans notre projet.....	52
2.2.3 Le driver L298N	52

2.2.4 Moteurs DC.....	53
2.2.5 Source d'Alimentation.....	53
2.2.6 Câblage	53
2.2.6.1 Connexion des moteurs au Driver L298N.....	53
2.2.6.2 Connexion du Driver L298N à la carte Arduino Uno	53
2.2.6.3 Alimentation	53
3. Résultat et discussion	54
Conclusion.....	54
Conclusion générale	56
Bibliographie	57

Liste des abréviations

BCI	Brain Computer Interface.
BLE	Bluetooth Low Energy.
CAN	Convertisseur Analogique-Numérique.
DC	Direct current
ECoG	Électrocorticogramme.
EEG	Électroencéphalogramme.
GND	Ground
IA	Intelligence Artificielle.
ICM	Interface Cerveau-Machine.
ML	Machine Learning (Apprentissage Automatique).
SSVEP	Steady State Visually Evoked Potentials
SVM	Support Vector Machine (Machines à Vecteurs de Support).

Liste des figures

Figure 1: Schéma global d'une ICM	4
Figure 2: Le paradigme de la SSVEP	7
Figure 3: Paradigme Imagerie Motrice	8
Figure 4: La P300 Speller Machine	9
Figure 5: L'électroencéphalographie EEG	10
Figure 6 : Anatomie du cerveau	13
Figure 7 : Les Ondes Cérébrales	15
Figure 8: Traitement de signal d'une ICM	16
Figure 9 : schéma synoptique d'un système d'acquisition EEG. (22)	22
Figure 10 : Les électrodes Tampon	23
Figure 11 : Les électrodes Cupules	24
Figure 12 : Les électrodes aiguille	24
Figure 13 : Electrode sèche	25
Figure 14 : Electrodes utilisant un gel	25
Figure 15 : Les électrodes actives	26
Figure 16 : Schéma global de carte d'acquisition a microcontrôleurs	28
Figure 17 : OpenBCI Cyton Board	28
Figure 18 : Quelques cartes d'acquisition EEG	30
Figure 19 : Le Casque Emotiv Epoc. (26)	31
Figure 20: Le capteur utilisé dans le casque EEG Emotiv Epoc	31
Figure 21 : Positionnement des électrodes du casque Emotiv Epoc +	32
Figure 22 : Interface du logiciel Emotiv Pro	35
Figure 23 : EmotivBCI	36
Figure 24 : Commande d'un tapis roulant de course par Emotiv Epoc	37
Figure 25: Exploitation d'Emotiv Epoc dans la P300 Speller Machine	37
Figure 26 : Schéma global de l'application développée	41
Figure 27 : Les signaux EEG lorsqu'il n'y a aucune action	42
Figure 28 : Les signaux EEG lors du clignement simultané des deux yeux	43
Figure 29 : Les signaux EEG lors du serrage des dents	43
Figure 30 : es signaux EEG lors du clignement de l'œil gauche	44

Figure 31 : Les signaux EEG lors du clignement de l'œil gauche	44
Figure 32: Schéma global de la phase traitement de signal de notre ICM	45
Figure 33 : Hitibrain.....	47
Figure 34 : La carte Arduino Uno.....	51
Figure 35 : Driver L298N	52
Figure 36 : Prototype miniature d'un fauteuil roulant électrique	54

Introduction générale

Introduction générale

Le développement rapide des technologies de l'information et des neurosciences a ouvert des horizons passionnants pour l'interaction entre l'esprit humain et les systèmes technologiques. Parmi ces avancées, les interfaces cerveau-machine (ICM) se distinguent par leur potentiel révolutionnaire dans le domaine de la mobilité assistée. Ce mémoire de master se penche spécifiquement sur l'utilisation des signaux électroencéphalographiques (EEG) pour le contrôle par la pensée d'un fauteuil roulant.

Les ICM incarnent une convergence fascinante entre les neurosciences, l'informatique et l'ingénierie, permettant la traduction des signaux cérébraux en commandes motrices. Cela ouvre des perspectives novatrices pour la mobilité.

Les ICM établissent une connexion directe entre le cerveau et des dispositifs externes tels que des ordinateurs, des prothèses ou des fauteuils roulants. Leur potentiel est immense, offrant aux personnes avec des handicaps moteurs une nouvelle façon d'interagir avec leur environnement. Il suffit de penser à un mouvement pour que le fauteuil roulant réagisse instantanément, sans nécessiter de gestes physiques.

L'EEG, une méthode non invasive d'enregistrement de l'activité électrique du cerveau à travers des électrodes placées sur le cuir chevelu, présente l'avantage d'être portable et relativement abordable, malgré une précision inférieure à d'autres techniques d'imagerie cérébrale. Le casque Emotiv Epoc+, utilisé dans cette étude, illustre un dispositif EEG accessible au grand public. L'objectif principal de notre travail est de démontrer la faisabilité de la commande par la pensée d'un fauteuil roulant, en exploitant directement les signaux EEG.

Ce mémoire est structuré en trois parties principales :

1. **Généralités sur les Interfaces cerveau-machine** : Ce chapitre explore les principaux paradigmes des ICM, analyse diverses méthodes de traduction des signaux cérébraux en commandes motrices, avec un accent particulier sur leur application dans le domaine de la mobilité.
2. **Acquisition des signaux EEG** : Ce chapitre examine les systèmes d'acquisition EEG, en particulier le casque Emotiv Epoc+, en détaillant ses caractéristiques techniques, ses avantages et ses limites. Il aborde également les protocoles de préparation des sujets et les

Introduction générale

bonnes pratiques pour obtenir des mesures fiables, soulignant l'importance de la qualité des données EEG pour des résultats précis.

3. **Mise en Application de la commande du fauteuil roulant par la pensée :** Ce chapitre présente l'application pratique développée. Il décrit comment le casque Emotiv EPOC+ est utilisé pour interpréter les signaux EEG et contrôler le fauteuil roulant.

Chapitre I : Généralités sur les interfaces cerveau-machine(ICM)

Chapitre I : Généralités sur les interfaces cerveau-machine

Introduction

Les interfaces cerveau-machine (ICM) sont des technologies innovantes qui permettent une communication directe entre le cerveau humain et des dispositifs externes tels que des ordinateurs ou des prothèses. Elles détectent les signaux neuronaux au moyen d'électrodes (EEG ou ECoG, électrodes intra-corticales) et utilisent des algorithmes pour interpréter ces signaux en commandes. Dans ce premier chapitre, nous présenterons cette technologie extraordinaire des ICM, en mettant l'accent sur les principaux paradigmes. Nous explorerons également le rôle central du cerveau dans les ICM, en tenant compte de l'importance du positionnement précis des électrodes en fonction des différentes applications choisies.

1 Présentation des ICM :

1.1 Définition et Historique :

Une interface cerveau-machine (ICM), également appelée interface cerveau-ordinateur, est une technologie de pointe qui facilite l'interaction directe entre le cerveau humain et un gadget extérieur, tel qu'un ordinateur, un membre artificiel ou tout autre appareil électronique. Les ICM enregistrent les signaux cérébraux, les analysent et les interprètent, puis les transforment en commandes utilisables par des machines, le tout sans nécessiter de mouvements physiques. Ces interfaces offrent des méthodes non conventionnelles de gestion et de communication, en particulier pour les personnes souffrant de handicaps moteurs importants, en convertissant les signaux cérébraux en actions tangibles. (1)

Des étapes importantes ont marqué l'histoire des interfaces cerveau-machine (ICM) depuis les années 1960. Les travaux de pionniers comme José Delgado, qui ont montré qu'il était possible de contrôler le comportement des animaux par stimulation électrique du cerveau, ont fortement influencé les premières tentatives. (2)

Dans les années 1970, les premières tentatives de communication cerveau-ordinateur utilisant l'électroencéphalographie (EEG) ont vu le jour, mais ces progrès étaient limités en termes de précision et de sophistication des commandes. (1) (3)

Chapitre I : Généralités sur les interfaces cerveau-machine(ICM)

Dans les années 1980 et 1990, Jacques Vidal et d'autres chercheurs ont contribué à façonner le concept d'ICM en introduisant le terme « interface cerveau-ordinateur » et en concevant des méthodes de décodage des signaux cérébraux en vue de leur manipulation par l'ordinateur. Les progrès réalisés dans le domaine du traitement des signaux, de l'informatique et de l'interprétation des données au cours de cette période ont permis d'améliorer la connaissance des mécanismes nécessaires au développement d'interfaces cerveau-ordinateur authentiques. (3) (2)

Le début du 21e siècle a été marqué par un essor de la recherche et des progrès technologiques, avec des initiatives telles que le projet de l'université de Brown, qui a démontré la possibilité d'utiliser des électrodes implantées pour permettre aux personnes paralysées de faire fonctionner des appareils externes. (4)

Les années 2010 et suivantes ont été marquées par des progrès et une expansion continue dans le domaine des interfaces cerveau-ordinateur implantables, avec des initiatives révolutionnaires telles que Neuralink, qui s'efforcent d'intégrer ces innovations dans les activités quotidiennes. (5)

L'évolution des ICM témoigne d'une progression graduelle depuis les premiers essais jusqu'aux utilisations de pointe actuelles, ce qui témoigne des progrès impressionnants réalisés dans les domaines de la neuro-technologie, de l'intelligence artificielle et de l'ingénierie biomédicale.

1.2 Types des ICM :

Selon la méthode sélectionnée pour l'acquisition des signaux EEG, les interfaces cerveau machine peuvent être divisées en deux grandes classes à savoir :

1.2.1 ICM Non Invasives (Extra crâniennes) :

Ces ICM utilisent des techniques d'acquisition des signaux neuronaux qui ne nécessitent pas de chirurgie ou d'implants. Par exemple, l'électroencéphalographie (EEG) enregistre l'activité cérébrale à travers des électrodes placées sur le cuir chevelu.

Chapitre I : Généralités sur les interfaces cerveau-machine(ICM)

1.2.2 ICM Invasives (Intracrâniennes) :

Ces ICM impliquent l'utilisation d'électrodes implantées directement dans le cerveau pour enregistrer les signaux neuronaux avec une plus grande résolution spatiale et temporelle. Les techniques incluent l'électrocorticographie (ECoG) et les électrodes intra corticales. (6) (7) (8)

1.3 Principe de fonctionnement d'une ICM :

Le concept fondamental d'une interface cerveau-machine (ICM) implique une série d'étapes essentielles qui facilitent l'interaction directe entre le cerveau humain et un outil externe, tel qu'un ordinateur, un fauteuil roulant, une prothèse ou autre.

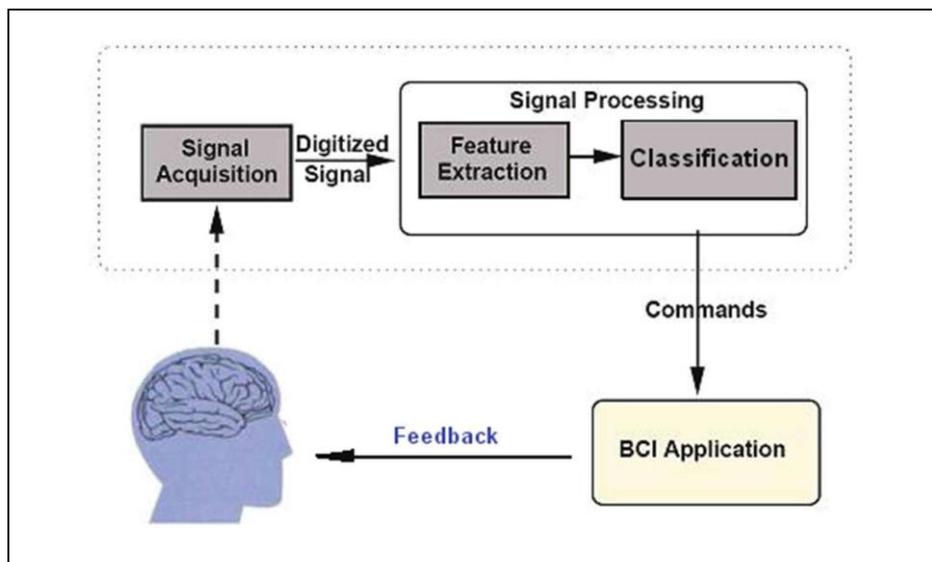


Figure 1: Schéma global d'une ICM.

1.3.1 Acquisition des signaux neuronaux :

Les ICM exploitent des systèmes d'acquisition pour recueillir les signaux électriques du cerveau produits par l'activité des neurones. Ces signaux peuvent être captés de manière non invasive par des électrodes placées sur le cuir chevelu (EEG) ou de manière invasive par des électrodes insérées directement dans le cerveau (ECoG, électrodes intra corticales).

Chapitre I : Généralités sur les interfaces cerveau-machine(ICM)

1.3.2 Prétraitement des signaux :

Les signaux neuronaux enregistrés peuvent être déformés et nécessiter un prétraitement afin de découvrir les données utiles qu'ils contiennent. Des méthodes telles que le filtrage et la correction des artefacts sont appliquées pour améliorer les informations extraites de ces signaux et supprimer toute perturbation indésirable.

1.3.3 Analyse et décodage des signaux :

Les signaux qui ont été traités au préalable sont ensuite examinés et déchiffrés afin de reconnaître les schémas neuronaux et les intentions. Les algorithmes de décodage, qui utilisent fréquemment des méthodes d'apprentissage automatique et de traitement des signaux, sont utilisés pour convertir l'activité cérébrale en instructions compréhensibles par des dispositifs externes.

1.3.4 Génération de commandes

Les informations qui ont été déchiffrées sont utilisées pour produire des instructions qui régissent les fonctions d'un outil externe, comme le mouvement d'un curseur sur un écran, le fonctionnement d'une prothèse ou toute autre tâche prédéterminée.

1.3.5 Feedback et ajustement

Certains systèmes avec ICM sont dotés de mécanismes de retour d'information qui aident l'utilisateur à améliorer sa capacité à donner des commandes précises. Les paramètres du système sont capables de changer en fonction des fluctuations des signaux neuronaux de l'utilisateur pour une interaction cohérente et efficace. .

Donc, une ICM fonctionne en capturant les signaux électriques du cerveau, en les traitant pour en extraire les informations pertinentes, en les décodant pour en comprendre les intentions, et enfin en générant des commandes pour contrôler des dispositifs externes, offrant ainsi une voie de communication directe entre le cerveau et la technologie. (7)

1.4 Les principales applications des ICM :

Les Interfaces Cerveau-Machine (ICM) ont des applications variées, chacune avec ses avantages spécifiques. Voici quelques-unes des principales utilisations des ICM :

Chapitre I : Généralités sur les interfaces cerveau-machine(ICM)

1.4.1 Saisie de texte par la pensée :

Les ICM permettent d'écrire du texte en utilisant uniquement la pensée, offrant une alternative aux claviers et aux écrans tactiles.

1.4.2 Contrôle de fauteuils roulants :

Les ICM permettent de commander des fauteuils roulants électriques par la pensée, améliorant l'autonomie des personnes à mobilité réduite.

1.4.3 Commande de prothèses :

Les ICM permettent de contrôler des prothèses par la pensée, offrant une meilleure interaction avec ces dispositifs.

1.4.4 Nouvelle façon de jouer aux jeux vidéo :

Les ICM offrent une expérience de jeu immersive en permettant de contrôler des personnages virtuels par la pensée.

1.4.5 Traitement de maladies neurologiques et rééducation :

Les ICM sont utilisées pour aider à gérer certaines maladies neurologiques et faciliter la rééducation des patients. (7) (9)

1.5 Les principaux paradigmes :

En ce qui suit nous allons essayer de présenter les trois principaux paradigmes utilisés dans la grande partie des interfaces cerveau-machine :

1.5.1 SSVEP :

Le paradigme de la SSVEP repose sur une technique d'EEG qui consiste à exposer des individus à des lumières clignotantes à des fréquences spécifiques, généralement comprises entre 1 et 100 Hz. Ces lumières déclenchent des signaux électriques synchronisés dans les neurones du cortex visuel lorsqu'elles sont observées. Lorsque le cerveau perçoit ces signaux visuels réguliers,

Chapitre I : Généralités sur les interfaces cerveau-machine(ICM)

les capteurs EEG situés sur le cuir chevelu peuvent capturer les schémas SSVEP correspondants, révélant ainsi la réponse du cerveau aux stimuli visuels.

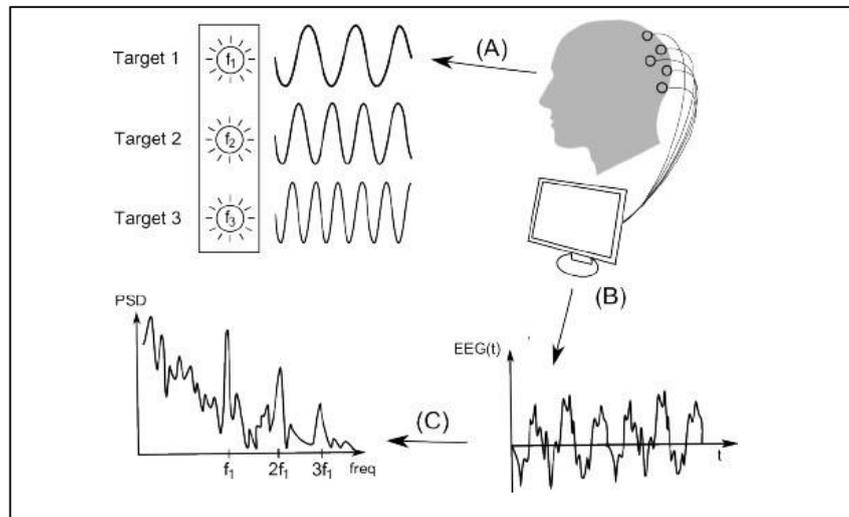


Figure 2: Le paradigme de la SSVEP.

Ce paradigme peut être exploité dans diverses applications telle que le contrôle des fauteuils roulants par la pensée. Pour cela on présente à l'individu des sources lumineuses clignotantes placées dans différentes directions, notamment vers l'avant, vers l'arrière, vers la gauche et vers la droite. Chaque source lumineuse clignotante est liée à une **fréquence spécifique**. Par exemple, la fréquence du clignotement de la lumière représentant « avant » peut être de 10 Hz, tandis que celle de « tourner à droite » peut être de 15 Hz. L'utilisateur peut ainsi choisir une action par les quatre (Avancer, Reculer, Tourner à gauche et Tourner à droite) en se concentrant sur l'image correspondante.

Grâce à l'analyse des signaux EEG générés suite à la concentration du patient sur l'une des images, notamment dans le domaine fréquentiel (en appliquant la transformée de Fourier par exemple) il sera possible de déterminer avec une grande précision l'image sur laquelle le sujet s'est beaucoup concentré et par conséquent déduire l'action que le sujet désire envoyer au fauteuil roulant.

Cette approche offre un moyen non invasif et potentiellement efficace pour permettre à des individus ayant des limitations de mobilité de contrôler leur environnement et leur déplacement à

Chapitre I : Généralités sur les interfaces cerveau-machine(ICM)

l'aide de signaux EEG générés par leur activité cérébrale en réponse à des stimuli visuels spécifiques. (10) (11) (12)

1.5.2 Imagerie Motrice :

Lorsque nous imaginons un mouvement, les zones cérébrales responsables s'activent de manière similaire à l'exécution réelle de ce mouvement. Ce principe peut être utilisé dans une interface cerveau-machine pour envoyer des commandes en imaginant simplement ces mouvements. Ce phénomène on le constate souvent dans des régions du cortex moteur responsable de la motricité des différents membres de notre corps, et peuvent être mesurés à l'aide de techniques telles que l'EEG (électroencéphalographie) ou l'IRMf (imagerie par résonance magnétique fonctionnelle). (13)

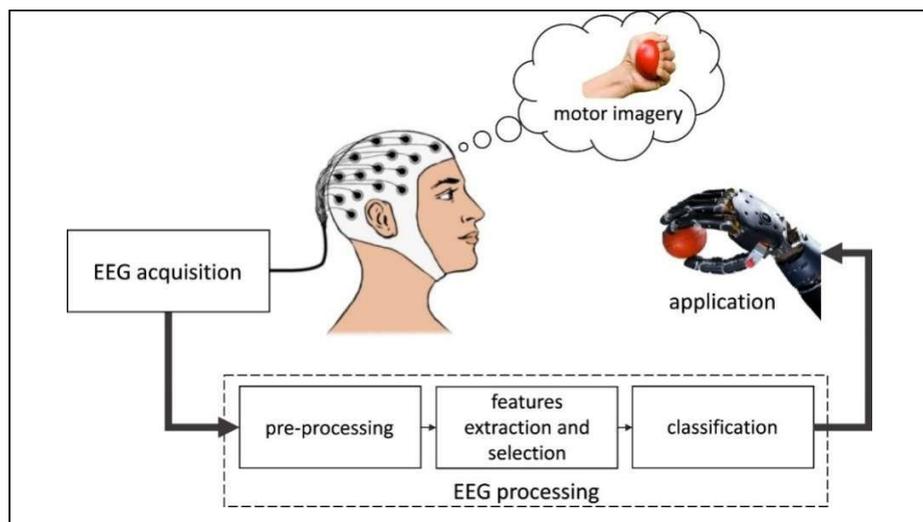


Figure 3: Paradigme Imagerie Motrice.

Comme on peut le voir à travers la figure précédente il est possible d'exploiter l'imagerie motrice pour commander un bras d'un robot. Pour cela il suffit d'imaginer seulement le mouvement de la main pour que le robot attrape la petite Ball (14) (15).

Chapitre I : Généralités sur les interfaces cerveau-machine(ICM)

1.5.3 Potentiels évoqués P300 :

Les potentiels évoqués P300 représentent un paradigme hyper important dans le domaine des interfaces cerveau-machine. La P300 désigne un potentiel cérébral électrophysiologique, une onde positive qui apparait environ 300 ms après l'apparition d'un stimulus visuel rares.

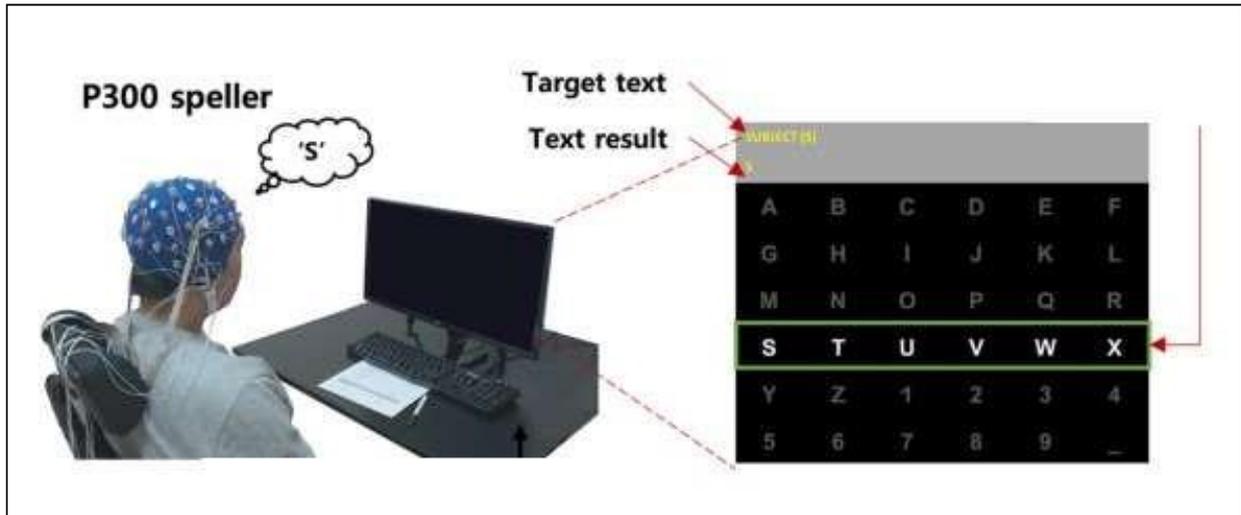


Figure 4: La P300 Speller Machine.

Ce type de système est particulièrement avantageux pour les personnes souffrant de problèmes de motricité ou de communication, car il leur offre un moyen de communiquer et de saisir du texte en utilisant uniquement leur activité cérébrale, sans avoir besoin de recourir aux muscles ou aux dispositifs de saisie traditionnels tels qu'un clavier ou une souris. (16)

2 Les signaux Electroencéphalographies (EEG) :

2.1 Définition et histoire :

L'électroencéphalographie (EEG) est une technique d'enregistrement non invasive qui permet de mesurer en temps réel l'activité électrique du cerveau. En plaçant des électrodes sur le cuir chevelu selon un montage spécifique, l'EEG capte les variations de potentiel électrique générées par l'activité neuronale. Cette méthode permet de visualiser et d'analyser différentes ondes cérébrales, chacune associée à des états mentaux distincts tels que la relaxation, la concentration ou le sommeil. L'EEG a de nombreuses applications cliniques, notamment dans le

Chapitre I : Généralités sur les interfaces cerveau-machine(ICM)

diagnostic et le suivi des troubles neurologiques tels que l'épilepsie, les lésions cérébrales et les troubles du sommeil. Dans le domaine de la recherche, l'EEG est utilisé pour étudier les processus cognitifs, émotionnels et perceptifs, améliorant ainsi notre compréhension du fonctionnement du cerveau et de ses interactions avec le comportement humain. Grâce aux avancées technologiques telles que l'EEG haute densité, cette technique offre des perspectives de plus en plus précises et détaillées pour l'exploration du cerveau humain. (17)

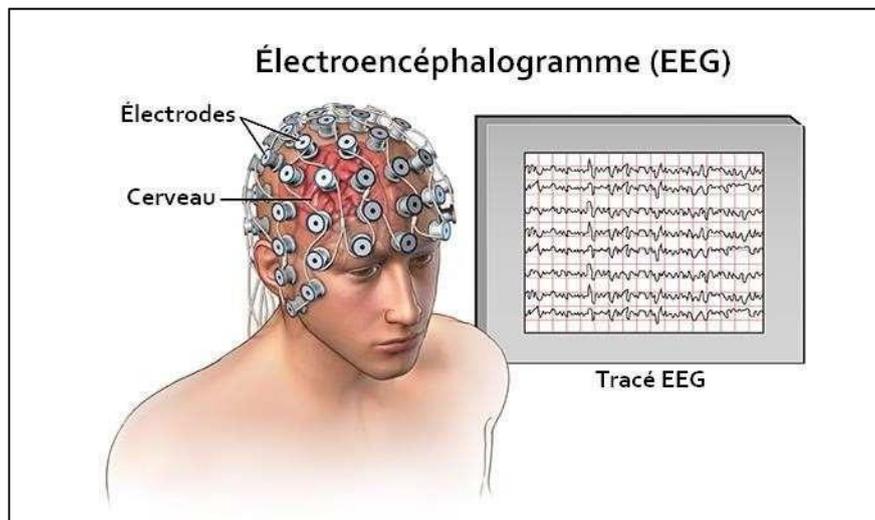


Figure 5: L'électroencéphalographie EEG.

L'électroencéphalographie (EEG) a une histoire fascinante qui remonte au début du 20^e siècle. Les origines remontent à 1875, lorsque le neurologue allemand Richard Caton a mené des expériences sur des animaux en enregistrant des courants électriques dans leur cerveau. Cependant, le véritable pionnier de l'EEG est Hans Berger, un psychiatre allemand, qui a enregistré pour la première fois des électroencéphalogrammes humains en 1924. Berger a découvert les ondes alpha et bêta, jetant ainsi les bases de l'étude de l'activité électrique du cerveau. (18) (19)

Dans les années qui ont suivi, la technologie de l'EEG a connu des avancées significatives. Des améliorations ont été apportées aux électrodes et aux amplificateurs, ce qui a permis de réaliser des enregistrements plus précis et plus fiables. Dans les années 1950 et 1960, l'EEG est devenu un outil essentiel en neurologie et en neurophysiologie, des chercheurs tels que Grey Walter contribuant à l'identification et à la compréhension des différentes ondes cérébrales. (19) (20)

Chapitre I : Généralités sur les interfaces cerveau-machine(ICM)

L'émergence de la technologie informatique dans les années 1970 et 1980 a révolutionné l'EEG. Les données EEG ont commencé à être traitées numériquement, ce qui a permis des analyses plus approfondies et des progrès dans la compréhension des mécanismes cérébraux. Au fil des décennies, de nouvelles techniques et applications sont apparues, telles que l'EEG à haute densité, qui permet une cartographie plus détaillée de l'activité cérébrale. (19) (20)

Aujourd'hui, l'EEG est largement utilisé dans les domaines de la médecine et de la recherche. Il joue un rôle essentiel dans le diagnostic et le suivi des troubles neurologiques tels que l'épilepsie, les troubles du sommeil et les lésions cérébrales. Dans le domaine de la recherche, l'EEG est un outil essentiel pour l'étude des processus cognitifs, émotionnels et perceptifs, contribuant ainsi à une meilleure compréhension du fonctionnement du cerveau humain. (18)

2.2 L'origine des signaux EEG :

Les signaux EEG (électroencéphalographie) du cuir chevelu sont le résultat de l'activité électrique complexe qui se produit dans le cerveau humain. Au niveau microscopique, cette activité prend naissance dans les neurones, qui sont les unités de base du système nerveux. Lorsque ces neurones communiquent entre eux, ils génèrent des impulsions électriques appelées potentiels d'action. Ces potentiels d'action sont le résultat de processus bioélectriques complexes qui se produisent à l'intérieur de la membrane cellulaire des neurones. (21)

La génération d'un signal électrique à l'échelle des neurones implique un processus complexe de communication électrique entre ces cellules nerveuses.

2.2.1 Potentiel de repos :

Au repos, le neurone présente une différence de potentiel électrique entre l'intérieur et l'extérieur de sa membrane cellulaire. L'intérieur porte une charge négative par rapport à l'extérieur, ce qui donne ce que l'on appelle le potentiel de repos, typiquement autour de -70 millivolts.

2.2.2 Stimulation :

Lorsqu'un neurone est activé, soit par des signaux provenant d'autres neurones, soit par des stimuli externes, cette activation peut entraîner un changement soudain du potentiel de la membrane.

Chapitre I : Généralités sur les interfaces cerveau-machine(ICM)

2.2.3 Dépolarisation :

Si la stimulation est suffisamment forte pour atteindre le seuil d'excitation, elle déclenche l'ouverture de canaux ioniques spécifiques dans la membrane du neurone, permettant aux ions chargés tels que le sodium (Na^+) et le potassium (K^+) de traverser la membrane.

2.2.4 Potentiel d'action :

Le flux ionique entraîne une inversion temporaire de la polarité électrique de la membrane, ce qui conduit à la création d'un potentiel d'action. Cela implique un pic de dépolarisation rapide suivi d'une repolarisation.

2.2.5 Propagation du potentiel d'action :

Une fois déclenché, le potentiel d'action se déplace le long de l'axone du neurone, activant les régions voisines de la membrane et provoquant la libération de neurotransmetteurs au niveau des synapses.

2.2.6 Transmission synaptique :

Au niveau des synapses, les neurotransmetteurs libérés par le neurone pré-synaptique activent les récepteurs du neurone postsynaptique, déclenchant ainsi des potentiels postsynaptiques excitateurs ou inhibiteurs. (21)

3 L'anatomie du cerveau et les différentes aires cérébrales :

Compte tenu de l'importance cruciale de la résolution spatiale dans le domaine des interfaces cerveau-machine (ICM), il est essentiel d'examiner de plus près l'anatomie du cerveau. Cela nous permettra de mieux comprendre où positionner les électrodes pour chaque type d'ICM. En effet, la précision de l'emplacement des électrodes a un impact direct sur la qualité des signaux enregistrés et, par conséquent, sur les performances de l'interface. Lorsque nous plaçons des électrodes sur le cerveau, nous devons tenir compte des régions cérébrales impliquées : Chaque tâche ou commande que nous souhaitons détecter (comme le mouvement d'un exosquelette ou la commande d'une prothèse) est associée à des régions spécifiques du cerveau. Par exemple, pour contrôler un exosquelette, nous nous intéresserons aux zones motrices et pré-motrices.

Chapitre I : Généralités sur les interfaces cerveau-machine(ICM)

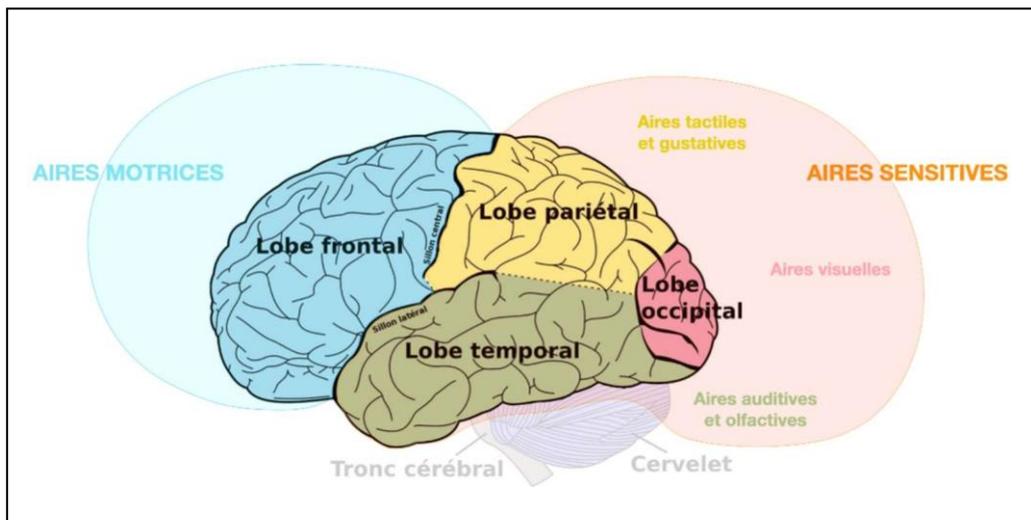


Figure 6 : Anatomie du cerveau.

3.1 Les lobes cérébraux :

Commençons par les lobes cérébraux. Ils sont essentiels pour comprendre le fonctionnement du cerveau et son rôle dans les interfaces cerveau-machine. Voici une explication claire et simple :

3.1.1 Lobe frontal :

Situé à l'avant du cerveau, il est impliqué dans la prise de décision, la planification, la personnalité et la coordination motrice volontaire.

3.1.2 Lobe pariétal :

Il se trouve derrière le lobe frontal et gère le sens du toucher, la perception spatiale et la conscience corporelle.

3.1.3 Lobe temporal :

Ce lobe traite l'ouïe, l'odorat, la mémoire et la reconnaissance faciale.

3.1.4 Lobe occipital :

À l'arrière du cerveau, il est responsable du traitement visuel.

Chapitre I : Généralités sur les interfaces cerveau-machine(ICM)

3.2 Les aires cérébrales :

Ce sont des zones plus petites qui se trouvent à l'intérieur des lobes et qui sont cruciales pour les interfaces cerveau-machine :

3.2.1 Aires primaires sensibles :

Elles reçoivent directement les stimuli somesthésiques, auditifs, visuels et gustatifs. Elles sont essentielles pour la perception sensorielle.

3.2.2 Cortex moteur primaire :

Il génère les mouvements volontaires.

3.2.3 Aires associatives :

Elles jouent un rôle dans la planification et l'exécution d'activités motrices complexes. Chaque aire d'association uni-modale est adjacente à sa zone sensorielle primaire correspondante.

3.2.4 Aires hétéro-modales :

Elles reçoivent des informations de nombreuses aires sensorielles et motrices, permettant des interactions complexes.

En comprenant ces structures, nous pouvons optimiser la résolution spatiale et le placement des électrodes pour des interfaces cerveau-machine plus efficaces.

3.3 Les ondes cérébrales :

Les ondes cérébrales sont des oscillations électriques produites par l'activité synchronisée des neurones dans le cerveau. Elles sont classifiées en fonction de leur fréquence et sont associées à différents états mentaux et niveaux de conscience.

3.3.1 Onde Delta :

Oscillant à des fréquences allant de 0,5 à 4 Hz, ces ondes sont corrélées à des états de sommeil profond, de méditation profonde et de relaxation intense. Elles caractérisent un état de

Chapitre I : Généralités sur les interfaces cerveau-machine(ICM)

conscience dans lequel la conscience de l'environnement est diminuée et le temps est perçu comme inexistant.

3.3.2 Onde Thêta :

Dans la gamme des 4 à 7 Hz, ces ondes sont associées à des états de somnolence, d'hypnose ou de méditation profonde. Elles sont également présentes pendant la phase de sommeil à mouvements oculaires rapides (REM), qui s'accompagne souvent de rêves.

3.3.3 Onde Alpha :

Dans la gamme de fréquences de 8 à 13 Hz, ces ondes sont liées à un état de conscience tranquille, de légère relaxation et d'éveil paisible. Elles favorisent la synchronisation entre les deux hémisphères cérébraux et sont propices à la créativité et à l'apprentissage.

3.3.4 Onde Beta :

Oscillant à partir de 14 Hz, ces ondes sont typiques des activités quotidiennes, de la concentration intense et de l'anxiété.

3.3.5 Onde Gamma :

Dépassant 35 Hz, ces ondes sont associées à des processus de liaison perceptive et à des activités mentales intenses, telles que des calculs mathématiques ou physiques complexes. (17)

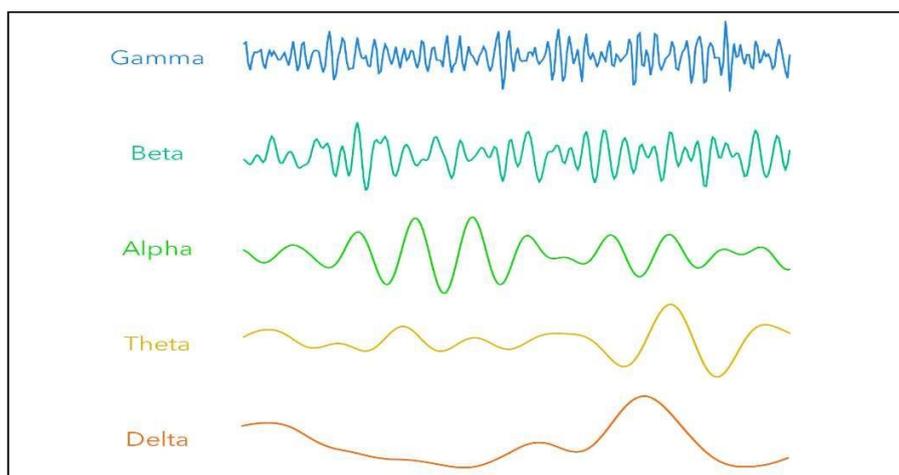


Figure 7 : Les Ondes Cérébrales.

Chapitre I : Généralités sur les interfaces cerveau-machine(ICM)

4 Aperçu sur le traitement de signal des ICM :

4.1 La chaîne de traitement de signal d'une ICM :

La chaîne de traitement des signaux est une série d'opérations qui permettent de traiter, d'analyser et d'interpréter les signaux pour en extraire des informations utiles.

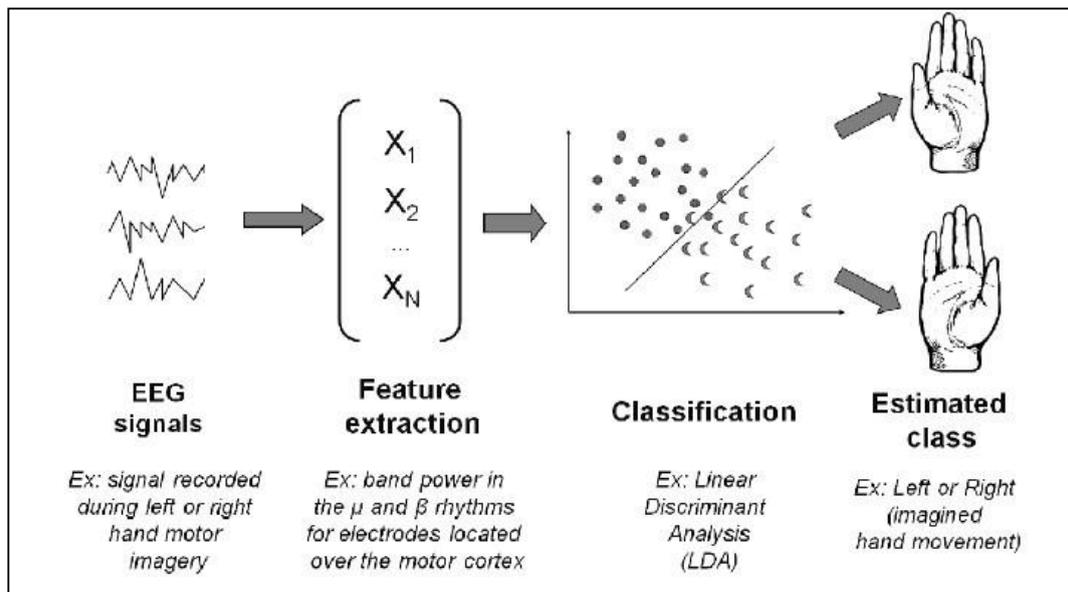


Figure 8: Traitement de signal d'une ICM.

Les interfaces cerveau-machine (ICM) sont des systèmes qui permettent la communication directe entre le cerveau d'un individu et une machine, sans passer par les canaux de communication traditionnels comme les nerfs périphériques et les muscles. Voici une description simplifiée de la chaîne de traitement des signaux dans une ICM :

4.1.1 Acquisition des signaux EEG :

Des électrodes sont placées sur le crâne, le cortex ou à l'intérieur du cerveau pour enregistrer l'activité électrique des neurones. Les signaux EEG (électroencéphalographiques) sont captés en temps réel pendant que l'utilisateur pense ou effectue une tâche.

Chapitre I : Généralités sur les interfaces cerveau-machine(ICM)

4.1.2 Prétraitement pour la suppression des artefacts :

Les signaux EEG peuvent contenir des artefacts (parasites) dus aux mouvements oculaires, musculaires, etc. Le prétraitement consiste à filtrer, réduire le bruit et éliminer ces artefacts pour obtenir des signaux propres.

4.1.3 Extraction des caractéristiques :

Les caractéristiques pertinentes sont extraites des signaux EEG. Par exemple, des fréquences spécifiques, des amplitudes, des pics, etc. Ces caractéristiques servent de base pour la classification.

4.1.4 Classification et estimation de la classe :

Différents algorithmes de classification (comme les SVM, réseaux de neurones, etc.) sont utilisés pour attribuer une classe à l'échantillon. Par exemple, si l'utilisateur pense "mouvement vers la droite", la machine doit détecter cette intention et la classer correctement.

En résumé, l'ICM enregistre les signaux EEG, les nettoie, extrait des caractéristiques pertinentes et utilise des algorithmes pour déterminer l'intention de l'utilisateur. Cela permet de contrôler des dispositifs ou des applications par la pensée.

4.2 Intelligence artificielle et apprentissage automatique dans les ICM :

Les interfaces cerveau-machine (ICM) représentent une avancée majeure dans la communication entre le cerveau humain et les dispositifs électroniques, avec une intégration croissante de l'intelligence artificielle (IA) et de l'apprentissage automatique (ML) pour optimiser leur fonctionnement.

Pour illustrer cela, considérons trois exemples d'ICM et leur utilisation de méthodes d'IA pour améliorer la précision et la fiabilité :

4.2.1 Contrôle de prothèses de membres :

Une ICM destinée à contrôler une prothèse de bras capte les signaux neuronaux du cerveau de l'utilisateur. Ces signaux sont interprétés par des algorithmes de Machine Learning qui utilisent

Chapitre I : Généralités sur les interfaces cerveau-machine(ICM)

des techniques de classification pour identifier les intentions de l'utilisateur, telles que lever, baisser ou saisir un objet. Par l'entraînement continu du modèle avec les données neurales collectées, l'IA permet d'améliorer la capacité du système à prédire avec précision les actions désirées.

4.2.2 Assistance à la mobilité :

Une autre application d'ICM est dans les dispositifs d'assistance à la mobilité pour les personnes paralysées. Ici, l'IA est utilisée pour interpréter les signaux neuronaux associés aux mouvements des membres inférieurs, aidant à prédire les intentions de déplacement comme marcher, s'arrêter ou tourner. Cette capacité prédictive est essentielle pour fournir des commandes précises et réactives qui correspondent aux besoins de l'utilisateur.

4.2.3 Communication améliorée :

L'IA est impliquée dans les modèles de reconnaissance des potentiels évoqués de type P300 qui sont exploités dans la machine de saisie de texte par la pensée. En perfectionnant ces modèles grâce à l'entraînement continu, les systèmes peuvent offrir une communication plus fluide et précise pour les personnes souffrant de conditions affectant leur capacité à parler ou à écrire.

En pratique, ces systèmes commencent par collecter et analyser les données de l'activité cérébrale de l'utilisateur lorsqu'il envisage une action particulière. Les algorithmes de machine learning traitent ensuite ces données pour identifier les motifs significatifs et entraîner des modèles capables de prédire les intentions de manière efficace et adaptable. Cette capacité à s'adapter aux variations naturelles de l'activité cérébrale au fil du temps est rendue possible par l'IA, garantissant ainsi une utilisation continue et fiable des ICM dans divers environnements.

En somme, l'intégration de l'IA dans les interfaces cerveau-machine ne se limite pas à améliorer la précision des commandes, mais également à renforcer leur robustesse et leur généralisation dans des contextes réels. Ces avancées promettent d'améliorer significativement la qualité de vie des individus en situation de handicap et d'ouvrir de nouvelles perspectives dans les domaines de la réhabilitation neurologique et de l'assistance technologique.

Chapitre I : Généralités sur les interfaces cerveau-machine(ICM)

Conclusion

Dans ce premier chapitre, nous avons exploré les interfaces cerveau-machine (ICM) de manière globale, en nous penchant sur les principaux paradigmes utilisés dans les différentes ICM exploitant les signaux EEG. Dans le prochain chapitre, nous allons approfondir l'acquisition des signaux EEG, en mettant l'accent sur le casque Emotiv EPOC+.

Chapitre II : Acquisition des signaux EEG

Chapitre II : Acquisition des signaux EEG

Introduction :

L'acquisition des signaux EEG consiste à recueillir et à capter les signaux électriques produits par l'activité cérébrale, généralement en utilisant des électrodes placées sur le cuir chevelu ou intracrâniennes. Les signaux sont amplifiés, filtrés et échantillonnés pour être traités numériquement et analysés pour détecter des anomalies ou des changements dans l'activité cérébrale.

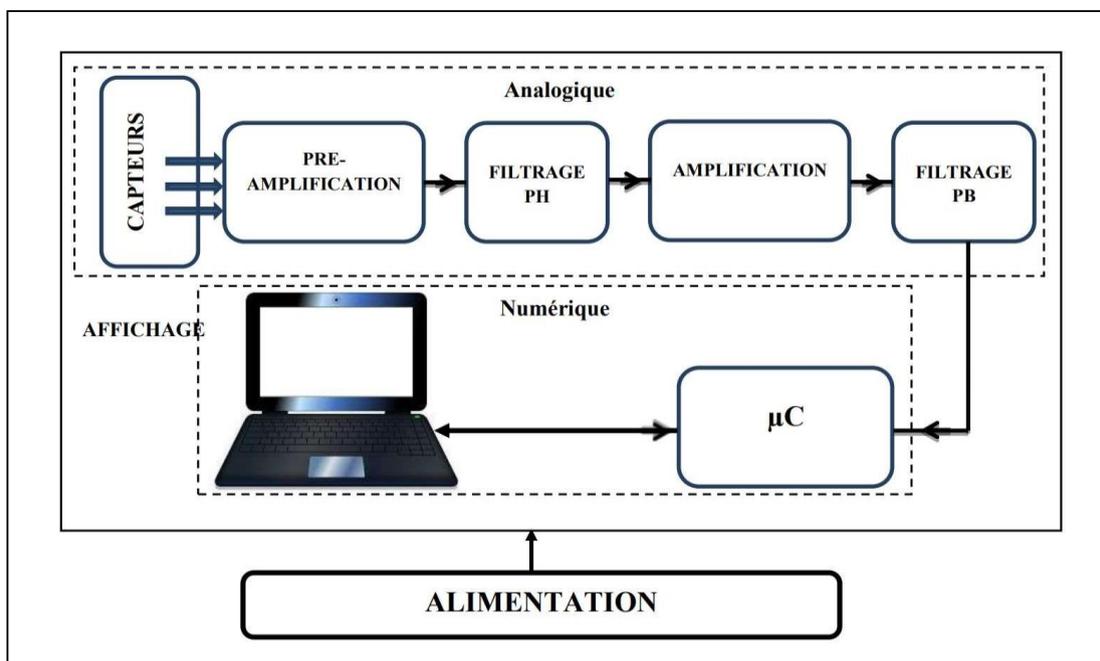


Figure 9 : schéma synoptique d'un système d'acquisition EEG. (22)

1 Les systèmes d'acquisition EEG :

Les systèmes d'acquisition EEG comprennent plusieurs composants de base pour acquérir, amplifier et enregistrer les signaux électriques du cerveau. Voici les principaux composants d'un tel système :

Chapitre II : Acquisition des signaux EEG

1.1 Les électrodes :

Les électrodes sont les capteurs placés sur le cuir chevelu et qui détectent les signaux électriques provenant des neurones du cerveau qui se propage sur l'ensemble du scalp. Elles peuvent être de différents types, comme des électrodes à surface sèche ou humide, des électrodes à disque ou des électrodes intracrâniennes pour des applications plus spécialisées. Le placement précis des électrodes est crucial pour obtenir des enregistrements EEG de haute qualité. Il existe plusieurs types d'électrodes :

1.1.1 Les électrodes Tampon :

Les composants comprennent une tige en chlorure d'argent avec de la mousse et du tissu à une extrémité. Ces composants sont fixés par un chevalet qui est relié aux sangles en caoutchouc du casque autour de la tête à l'aide d'un crochet. En raison de la nécessité de re-chloration des électrodes, cette approche n'est pas idéale pour des périodes d'utilisation prolongées (maximum d'une heure). (22)



Figure 10 : Les électrodes Tampon.

1.1.2 Les électrodes Cupules :

Un disque d'argent de 5 mm de diamètre est utilisé dans ces électrodes, qui comportent une coupelle centrale pour appliquer la pâte conductrice. Le bord du disque est soudé à un fil de connexion qui le relie à l'entrée de la carte d'acquisition. Ces électrodes sont parfaites pour une utilisation prolongée. (22)

Chapitre II : Acquisition des signaux EEG



Figure 11 : Les électrodes Cupules.

1.1.3 Les électrodes aiguille :

Leurs pointes sont en acier inoxydable ou plaquées argent et sont insérées dans l'épaisseur du cuir chevelu. Ces aiguilles sous-cutanées à usage unique peuvent provoquer une certaine gêne, mais elles assurent un excellent contact électrique et maintiennent une résistance constante entre la peau et l'électrode. Leur utilisation est nécessaire lorsqu'il est crucial d'obtenir l'EEG dans les meilleures conditions techniques, par exemple pour évaluer les états comateux profonds. (22)

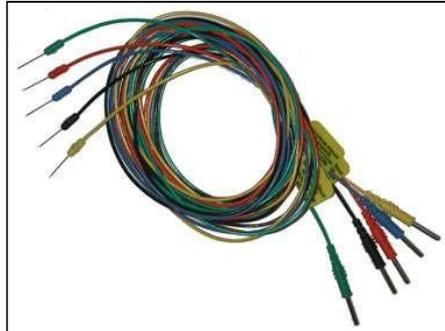


Figure 12 : Les électrodes aiguille.

1.1.4 Les électrodes sèches :

Sont des électrodes qui ne nécessitent pas de gel conducteur et sont couramment utilisées dans des situations où la préparation est rapide et simple. Elles ont tendance à être plus confortables pour les patients, bien qu'elles puissent avoir une résistance d'interface plus élevée que les électrodes à base de gel.

Chapitre II : Acquisition des signaux EEG

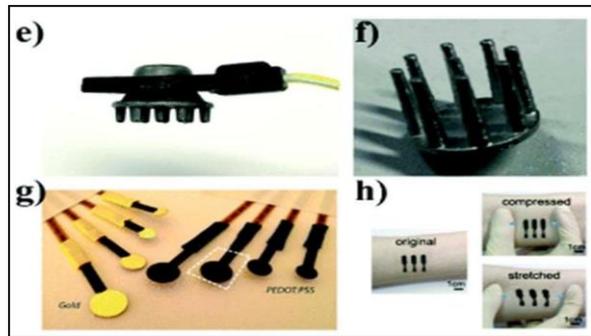


Figure 13 : Electrode sèche.

1.1.5 Électrodes utilisant un gel :

Ces électrodes utilisent un gel conducteur pour améliorer la conductivité entre le cuir chevelu et l'électrode. Elles sont généralement utilisées pour effectuer des enregistrements EEG de longue durée ou nécessitant une grande précision.

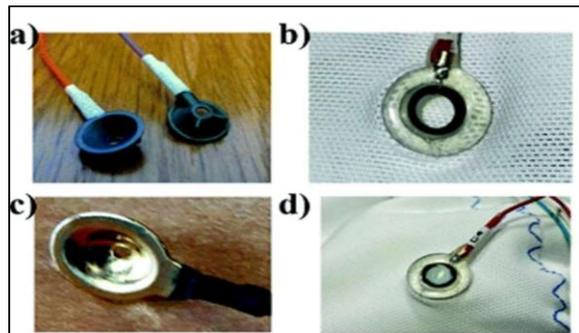


Figure 14 : Electrodes utilisant un gel.

1.1.6 Les électrodes actives et les électrodes passives :

Les électrodes actives sont dotées d'un amplificateur intégré qui amplifie le signal électrique capté directement au niveau du cuir chevelu. Elles sont plus sensibles et offrent une meilleure qualité de signal, car l'amplification se fait près de la source. Cependant, elles nécessitent une alimentation électrique (généralement fournie par le casque ou l'appareil EEG).

Chapitre II : Acquisition des signaux EEG



Figure 15 : Les électrodes actives.

Les électrodes passives sont simplement des conducteurs qui enregistrent le signal sans amplification intégrée. Elles sont plus simples à utiliser et ne nécessitent pas d'alimentation externe. Cependant, elles peuvent être plus sensibles aux artefacts et aux interférences. (22)

1.2 Les Amplificateurs :

Les signaux EEG ont une **très faible amplitude**, de l'ordre du **microvolt**, et il est donc nécessaire d'utiliser des amplificateurs pour augmenter l'intensité du signal tout en minimisant l'introduction d'un bruit excessif.

Les signaux EEG, qui sont faibles au départ, doivent être amplifiés dans un premier temps à l'aide d'un préamplificateur à faible bruit afin d'éviter l'ajout de bruit supplémentaire. Les signaux sont ensuite amplifiés à l'aide d'amplificateurs opérationnels afin de les renforcer et de les préparer à la numérisation

1.3 Les Filtres :

Les filtres sont essentiels pour éliminer les sons et les perturbations indésirables, tels que les filtres passe-bas, passe-haut et coupe-bande qui ciblent des fréquences spécifiques comme les interférences de 50/60 Hz.

Les filtres passe-haut se débarrassent des éléments de courant continu et des fréquences extrêmement basses, tandis que les filtres passe-bas atténuent les hautes fréquences et les interférences électromagnétiques.

Chapitre II : Acquisition des signaux EEG

1.4 Système de numérisation :

Les signaux analogiques qui ont été amplifiés sont transformés en signaux numériques à l'aide de convertisseurs analogiques-numériques (CAN) afin d'être compatibles avec le traitement informatique (par un ordinateur).

1.5 Interface de données :

Cette plateforme permet le transfert d'informations numériques vers un ordinateur où elles peuvent être sauvegardées et traitées ultérieurement. Il peut s'agir de connexions câblées telles qu'USB ou Ethernet, ou de connexions sans fil telles que Bluetooth et Wi-Fi.

1.6 Logiciels d'acquisition et d'analyse :

Des logiciels avancés sont utilisés pour capturer, présenter et examiner les signaux EEG. Il peut s'agir d'utilitaires de traitement des signaux, d'analyse spectrale, de cartographie de l'activité cérébrale et d'identification de certaines manifestations telles que les crises d'épilepsie. . (23)

2 Aperçu sur les cartes d'acquisition à microcontrôleurs :

Les cartes d'acquisition de signaux EEG basées sur des microcontrôleurs sont des outils essentiels utilisés pour enregistrer, améliorer, convertir en format numérique et analyser les signaux électriques générés par le cerveau. Ces cartes jouent un rôle essentiel dans toute une série de domaines, notamment la recherche en neurosciences, les interfaces cerveau-ordinateur et les utilisations médicales.

2.1 Schéma global :

En ce qui suit le schéma global d'une carte d'acquisition de signaux EEG exploitant un microcontrôleur :

Chapitre II : Acquisition des signaux EEG

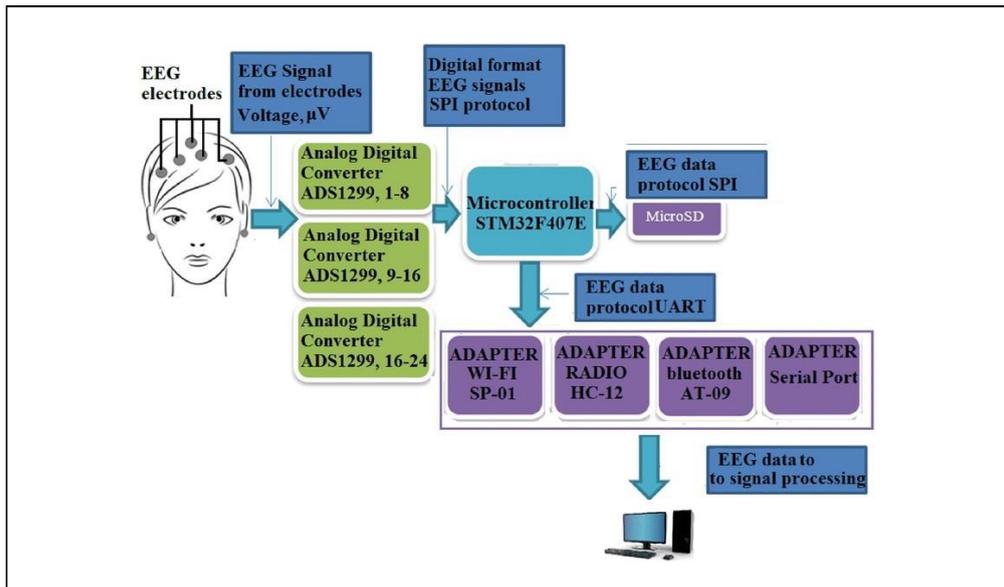


Figure 16 : Schéma global de carte d'acquisition à microcontrôleurs.

2.2 Exemples de Cartes d'Acquisition EEG à base de Microcontrôleurs :

2.2.1 OpenBCI Cyton Board :

La carte Cyton d'OpenBCI est conçue pour capturer les signaux EEG à l'aide d'amplificateurs d'instrumentation.

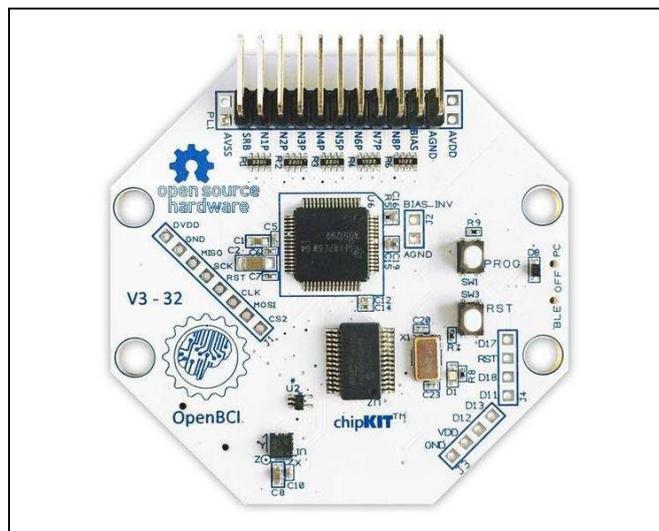


Figure 17 : OpenBCI Cyton Board.

Chapitre II : Acquisition des signaux EEG

Grâce à l'utilisation d'un microcontrôleur PIC32 pour la transmission et le traitement des données, elle constitue un choix populaire pour la recherche universitaire.

2.2.2 Muse Headband :

Le Muse est un bandeau qui utilise la technologie EEG pour favoriser la relaxation et la santé. Des électrodes sèches sont utilisées, ainsi qu'un microcontrôleur ARM Cortex-M4 pour le traitement instantané des données EEG. En outre, des capteurs de mouvement ont été intégrés pour améliorer la précision des mesures.

2.2.3 NeuroSky MindWave :

Le MindWave est un casque EEG conçu pour des applications grand public. Il intègre un microcontrôleur ATmega328 pour traiter les signaux EEG et transmettre les données via Bluetooth. Ce dispositif est couramment utilisé dans les jeux et les applications éducatives. Le Muse est un bandeau qui utilise la technologie EEG pour promouvoir la relaxation et le bien-être. Des électrodes sèches sont utilisées, ainsi qu'un microcontrôleur ARM Cortex-M4 pour le traitement instantané des données EEG. En outre, des capteurs de mouvement ont été inclus pour améliorer la précision des mesures.

2.2.4 Ganglion Board (OpenBCI) :

La carte Ganglion d'OpenBCI est une alternative plus petite et plus rentable à la carte Cyton, avec 4 canaux EEG. La carte utilise le microcontrôleur nRF52832 pour la gestion et la transmission sans fil des informations EEG à l'aide de la technologie Bluetooth Low Energy (BLE). (24) (25)

2.2.5 Emotiv EPOC+ :

Emotiv EPOC+ est un appareil portable conçu pour la recherche et les applications liées au contrôle de l'esprit. Il utilise un microcontrôleur ARM Cortex-M3 pour traiter les signaux et fournit une haute résolution avec ses 14 canaux. En outre, il est équipé de capteurs gyroscopiques et d'accéléromètres pour la collecte de données supplémentaires.

Chapitre II : Acquisition des signaux EEG

Carte	Microcontrôleur	Canaux	Transmission	Usage Principal
OpenBCI Cyton Board	PIC32MX250F128B	8	USB/Bluetooth	Recherche, biohacking
Muse Headband	ARM Cortex-M4	4	Bluetooth	Méditation, bien-être
NeuroSky MindWave	ATmega328	1	Bluetooth	Jeux, éducation
Emotiv EPOC+	ARM Cortex-M3	14	USB/Bluetooth	Recherche, BCI
Ganglion Board	Nordic nRF52832	4	Bluetooth LE	Projets DIY, éducation

Figure 18 : Quelques cartes d'acquisition EEG.

Ces exemples montrent la diversité des cartes d'acquisition EEG disponibles, chacune adaptée à des besoins spécifiques, allant de la recherche scientifique à des applications grand public. Ces montrent aussi le rôle central que jouent les microcontrôleurs des différentes familles dans les systèmes d'acquisition EEG de nos jours.

3 Le casque EMOTIV EPOC :

Le casque EMOTIV EPOC+ est un appareil sophistiqué conçu pour capturer les données de l'électroencéphalogramme (EEG) avec 14 électrodes et 2 électrodes de référence.

Ces électrodes sont placées stratégiquement selon le système 10-20 couramment utilisé dans la recherche sur l'EEG. Le casque enregistre les signaux cérébraux à un taux d'échantillonnage de 128 Hz avec une résolution de 14 bits, ce qui permet de recueillir des données de haute qualité essentielles pour analyser avec précision les états mentaux et l'activité cérébrale.

Son système sans fil fonctionnant grâce à la technologie Bluetooth offre une grande mobilité et permet d'effectuer des enregistrements dans différents environnements, ce qui est bénéfique pour les recherches menées en dehors des laboratoires traditionnels.

Les données EEG recueillies peuvent être utilisées à diverses fins, notamment pour des études neuroscientifiques, des formations en Neurofeedback, la création de jeux vidéo interactifs et des applications de bien-être. Les chercheurs et les développeurs ont accès à des logiciels utiles comme Emotiv PRO pour l'analyse des données, EmotivBCI pour le développement d'interfaces

Chapitre II : Acquisition des signaux EEG

de contrôle mental et MyEmotiv pour le suivi des performances cognitives et des états émotionnels.
(26)



Figure 19 : Le Casque Emotiv EPOC. (26)

3.1 Présentation de la partie matérielle :

Le casque EMOTIV EPOC+ se caractérise par sa structure matérielle avancée, ce qui assure une collecte exacte et stable des données EEG. Découvrez ci-dessous une présentation détaillée de ses éléments de construction :

3.1.1 Les électrodes :

3.1.1.1 Les électrodes :

Le casque EMOTIV EPOC+ est équipé de 14 électrodes actives, et 2 électrodes de référence, en faisant un dispositif capable de capturer une large gamme de signaux EEG.



Figure 20: Le capteur utilisé dans le casque EEG Emotiv EPOC.

Chapitre II : Acquisition des signaux EEG

Ce casque utilise des électrodes à base de saline, qui sont en effet des capteurs actifs. Ces électrodes humides offrent une bonne qualité de signal tout en minimisant les artefacts.

3.1.1.2 Positionnement :

Les électrodes sont positionnées selon le système international 10-20, une norme largement acceptée pour les enregistrements EEG.

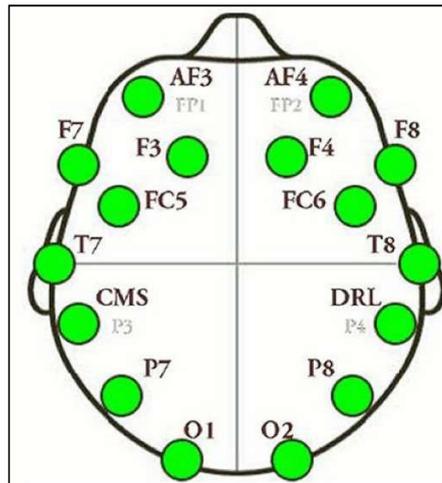


Figure 21 : Positionnement des électrodes du casque Emotiv EPOC+.

Ces électrodes sont des capteurs humides, sans gel adhésif, et sont positionnées sur les zones AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8 et AF4 selon le système international 10-20%. Ce positionnement stratégique couvre les régions frontale, centrale, pariétale et occipitale du cuir chevelu, offrant une vue d'ensemble de l'activité cérébrale.

3.1.2 Structure et Design :

Le casque est conçu pour être facile à utiliser et confortable, ce qui permet de le porter longtemps sans problème. Sa structure personnalisable s'adapte aux différentes tailles de tête. Fabriqué avec des matériaux de première qualité et durables, le casque est conçu pour résister à une utilisation fréquente tout en offrant un confort inégalé.

Chapitre II : Acquisition des signaux EEG

3.1.3 Connectivité :

La connectivité sans fil est possible grâce à la technologie **Bluetooth**, ce qui permet une connexion transparente aux ordinateurs ou aux appareils mobiles. Cette souplesse de mouvement est essentielle pour les tâches interactives et la recherche en extérieur. La portée de la connexion Bluetooth s'étend jusqu'à environ 10 mètres, ce qui permet une utilisation polyvalente dans différents lieux.

3.1.4 Alimentation :

Le casque EMOTIV EPOC+ repose sur une batterie lithium-ion rechargeable, offrant jusqu'à 12 heures d'utilisation ininterrompue. Cette autonomie prolongée est cruciale pour les sessions d'enregistrement prolongées, permettant aux utilisateurs de mener des expériences ou des recherches sans interruption. La batterie peut être rechargée à l'aide d'un câble USB standard, ce qui simplifie le processus et le rend compatible avec un grand nombre d'appareils. Il faut environ 3 heures pour recharger complètement la batterie, ce qui permet aux utilisateurs de recharger rapidement le casque pour une utilisation ultérieure et de s'assurer que l'appareil est toujours disponible pour une utilisation efficace.

3.1.5 Interface Utilisateur :

Le casque EMOTIV EPOC+ est conçu avec une interface simple pour rendre son utilisation facile et directe. Elle comprend principalement des voyants lumineux qui fournissent des informations importantes sur l'état de la connexion, la durée de vie de la batterie et d'autres facteurs nécessaires.

Ces voyants permettent aux utilisateurs de voir et de comprendre facilement le fonctionnement de l'oreillette, ce qui est particulièrement utile pendant de longues périodes d'utilisation ou dans différents contextes.

En outre, l'oreillette comprend des boutons tactiles qui permettent de manipuler directement des fonctions essentielles spécifiques. Ces boutons permettent aux utilisateurs d'allumer et d'éteindre l'appareil sans effort et de synchroniser la connexion Bluetooth avec d'autres appareils compatibles. Cette caractéristique rationalise l'interaction avec l'utilisateur en facilitant l'accès aux

Chapitre II : Acquisition des signaux EEG

tâches habituelles, ce qui profite aussi bien aux nouveaux utilisateurs qu'aux utilisateurs chevronnés. Par conséquent, l'interface utilisateur bien conçue du casque EMOTIV EPOC+ joue un rôle dans la promotion d'une utilisation transparente et efficace de l'appareil, enrichissant en fin de compte l'expérience globale de l'utilisateur.

3.1.6 Aperçu sur les capteurs embarqués :

En plus des électrodes EEG, le casque EMOTIV EPOC+ intègre d'autres capteurs :

3.1.6.1 *Quaternions* :

Mesure l'orientation spatiale (rotation dans l'espace).

3.1.6.2 *Accéléromètre 3 axes* :

Détecte les mouvements linéaires (par exemple, inclinaison ou secousses).

3.1.6.3 *Magnétomètre 3 axes* :

Mesure le champ magnétique terrestre et peut aider à détecter l'orientation.

Ces capteurs supplémentaires améliorent les capacités du casque au-delà de l'enregistrement EEG. Ils permettent des applications telles que la reconnaissance des gestes, le suivi des mouvements de la tête et l'interaction avec des environnements virtuels. (27)

3.2 Présentation de la partie logicielle :

Le casque Emotiv Epoc + est livré avec une suite logicielle performante qui permet de capturer, d'analyser et d'interpréter les signaux EEG. Voici un aperçu des principaux logiciels et plateformes compatibles :

3.2.1 **Emotiv PRO** :

Est un logiciel professionnel proposé par Emotiv qui est utilisé pour l'analyse des données et l'interprétation des signaux cérébraux.

Chapitre II : Acquisition des signaux EEG

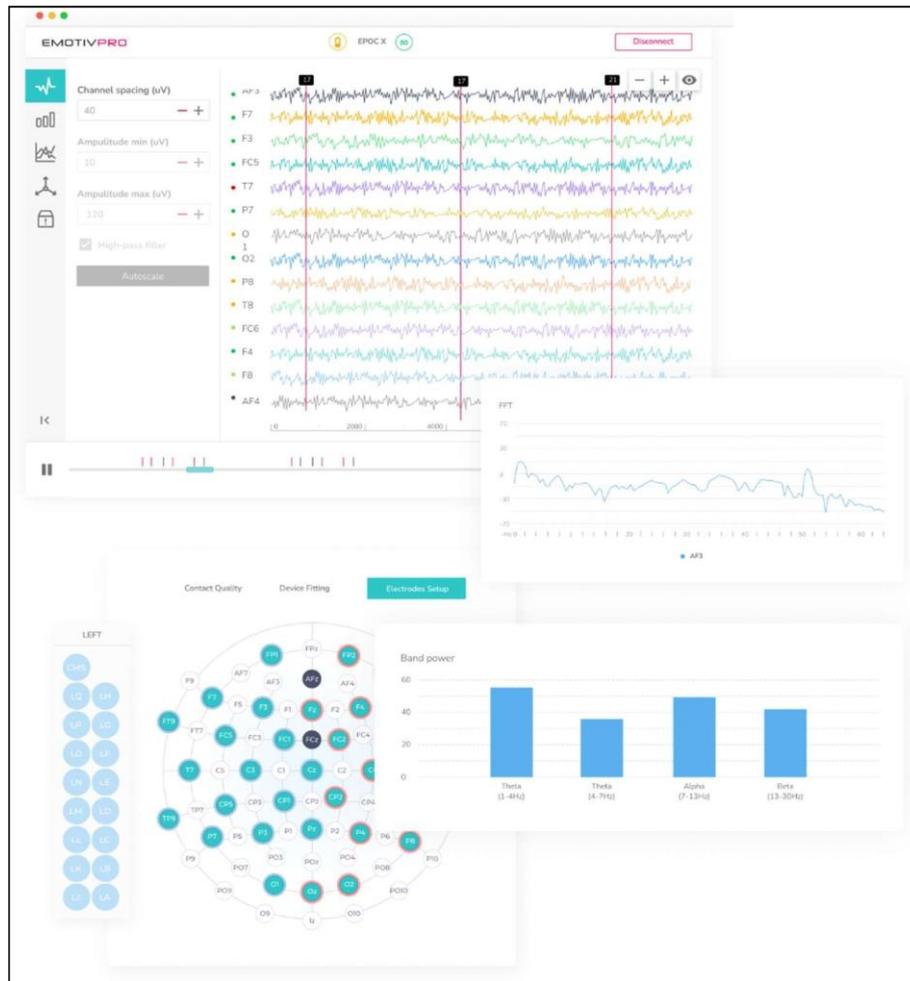


Figure 22 : Interface du logiciel Emotiv Pro.

Ce logiciel constitue la principale interface logicielle permettant de faire l'acquisition des signaux EEG en provenance du casque Emotiv Epoc. Il permet l'enregistrement des signaux en temps réel, la visualisation des données et l'application de divers filtres et analyses.

Principalement utilisé par les chercheurs pour recueillir et analyser les données EEG en laboratoire ou sur le terrain.

3.2.2 Emotiv BCI :

Plate-forme dédiée à la création d'interfaces cerveau-ordinateur (BCI).

Chapitre II : Acquisition des signaux EEG

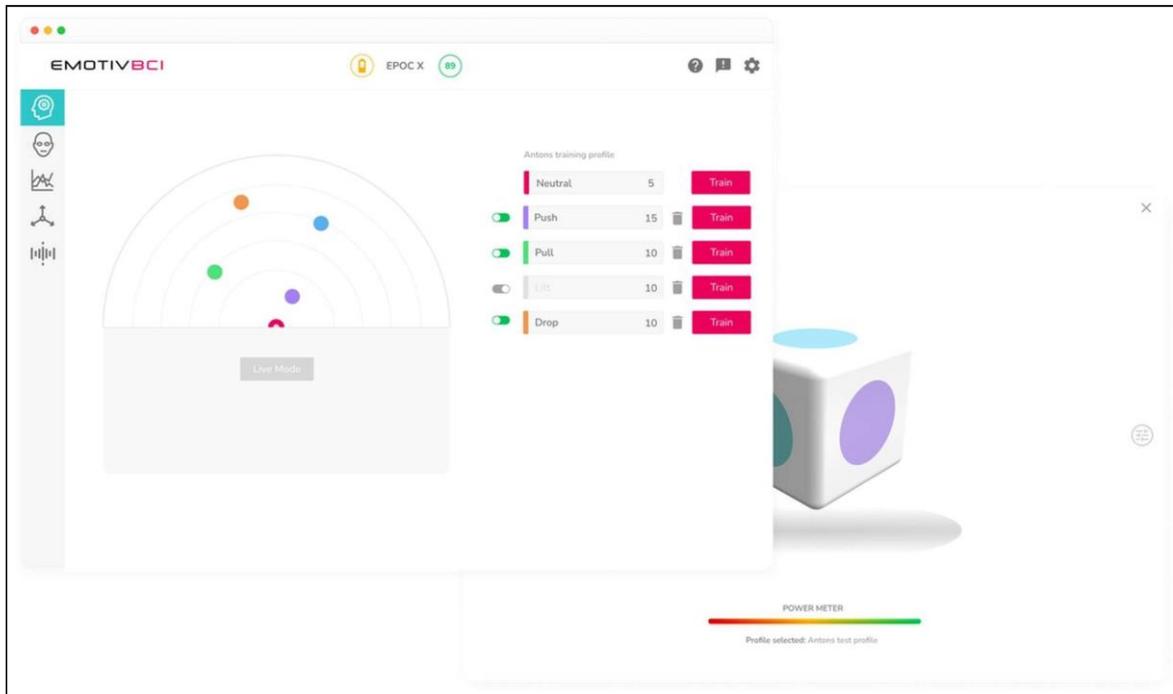


Figure 23 : EmotivBCI.

Elle permet d'associer les signaux EEG à des commandes spécifiques pour contrôler des applications et des appareils externes.

Utilisée pour développer des applications dans lesquelles les utilisateurs peuvent interagir avec des ordinateurs ou des appareils par la pensée. (27)

3.3 Quelques applications :

Le casque Emotiv EPOC est un appareil neuro-technologique portable qui utilise l'électroencéphalographie (EEG) pour enregistrer l'activité électrique du cerveau. Voici quelques applications possibles du casque Emotiv EPOC :

3.3.1 Contrôle des appareils :

Le casque EEG Emotiv EPOC peut être facilement utilisé pour le contrôle de différents types d'appareils électroniques tels que un fauteuil roulant électrique, un drone, une prothèse, un tapis roulant de sport, etc.

Chapitre II : Acquisition des signaux EEG

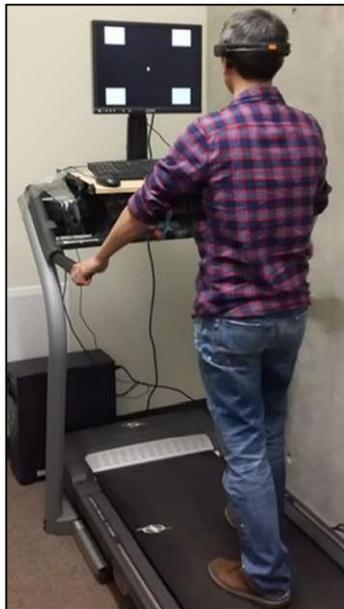


Figure 24 : Commande d'un tapis roulant de course par Emotiv EPOC.

3.3.2 Communication assistée :



Figure 25: Exploitation d'Emotiv EPOC dans la P300 Speller Machine.

Le casque Emotiv EPOC + peut aussi être utilisé dans une application dédiée à la saisie de texte par la pensée afin de fournir un nouveau moyen aux handicapés d'échanger avec les gens qui les entourent.

3.3.3 Recherche en Neurosciences :

Les scientifiques peuvent utiliser le casque pour étudier comment se manifestent les différents états émotionnels et mentaux dans l'activité cérébrale.

Chapitre II : Acquisition des signaux EEG

Les scientifiques peuvent aussi exploiter ce casque dans le Neurofeedback qui permet aux utilisateurs de s'entraîner à contrôler leur activité cérébrale afin d'améliorer leur concentration et réduire leur stress, etc.

Conclusion :

Dans ce deuxième chapitre nous avons essayé de présenter l'essentiel sur les systèmes d'acquisitions des signaux EEG avec une focalisation particulière sur le casque Emotiv EPOC + que nous avons utilisé pour la commande d'un prototype miniature du fauteuil roulant électrique à deux roues qu'on verra dans le prochain chapitre.

Chapitre III : Commande du fauteuil roulant par la pensée

Chapitre III : Commande du fauteuil roulant par la pensée

Introduction

Dans ce troisième et dernier chapitre nous allons présenter la solution développée en exploitant le casque EEG Emotiv Epoc pour redonner un moyen aux patients handicapés de se mouvoir en commandant le fauteuil roulant directement par leur cerveau.

1 Présentation de la solution développée :

1.1 Le schéma global :

La figure suivante donne un aperçu sur le schéma global de l'application que nous avons développée pour la commande d'un prototype miniature de fauteuil roulant électrique à deux roues directement par la pensée en exploitant le casque Emotiv Epoc + :

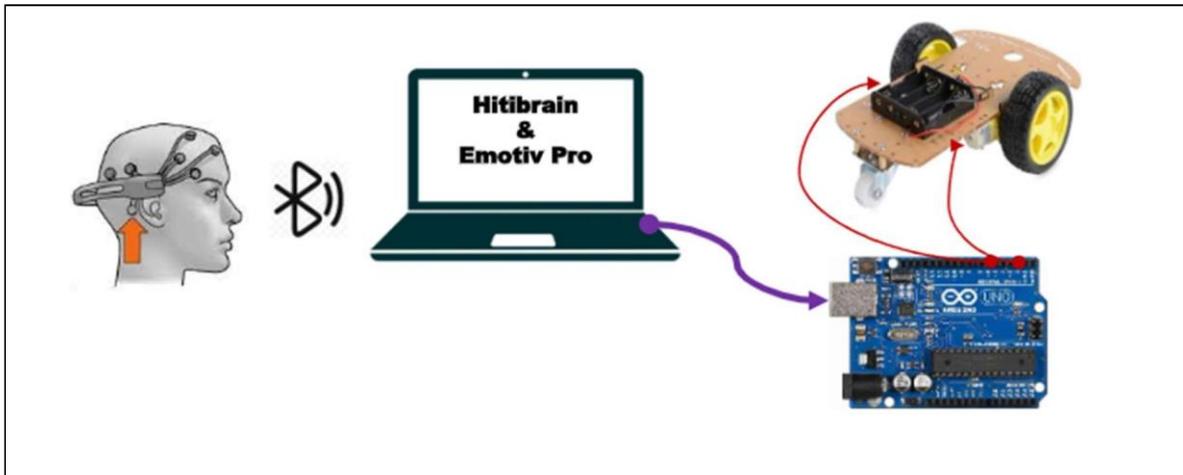


Figure 26 : Schéma global de l'application développée.

1.2 Stratégies de Commande pour un Fauteuil Roulant Électrique par ICM :

Pour permettre un déplacement facile et précis du fauteuil roulant dans toutes les directions, il est nécessaire de prendre en compte les quatre actions suivantes :

- 1) ACTION 1 : Avancer vers l'avant;
- 2) ACTION 2 : Reculer vers l'arrière ;
- 3) ACTION 3 : Tourner à droite ;
- 4) ACTION 4 : Tourner à gauche.

Chapitre III : Commande du fauteuil roulant par la pensée

Une fois les actions à assurer sont bien définies, nous passons à la détermination des quatre opérations que le patient devrait faire pour assurer chacune des 4 actions permettant le déplacement correct et précis du fauteuil roulant.

Compte tenu des opérations donnant souvent lieu à des variations remarquables des signaux EEG nous avons opté pour les quatre suivantes :

- 1) Serrage des dents pour avancer le fauteuil ;
- 2) Clignement simultané des deux yeux pour le faire reculer ;
- 3) Clignement de l'œil droit pour tourner à droite ;
- 4) Clignement de l'œil gauche pour tourner à gauche.

Ces choix ont été basés sur une **analyse visuelle** approfondie, pendant laquelle nous avons observé les principales actions entraînant des variations significatives du signal EEG, facilement détectables à l'œil nu. Par exemple, lorsque l'utilisateur serre les dents ou cligne d'un œil, le signal change de manière facilement remarquable en faisant apparaître une augmentation significative de la fréquence du signal de l'électrode concernée.

En ce qui suit des figures qui montrent la variation remarquable des signaux EEG pour les quatre différentes opérations que le patient devrait faire pour assurer le contrôle total du fauteuil roulant électrique :

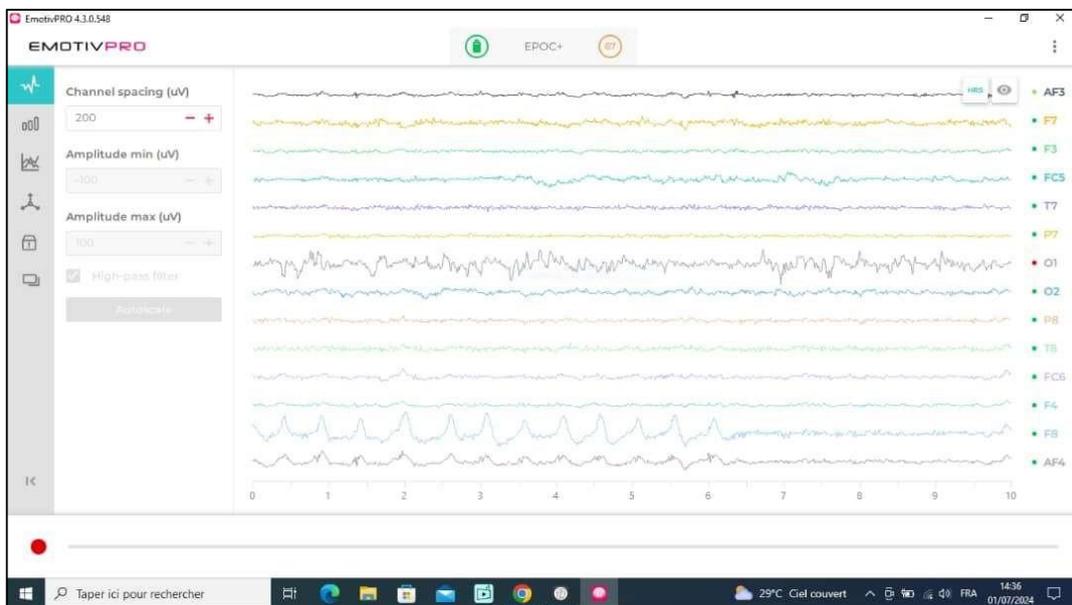


Figure 27 : Les signaux EEG lorsqu'il n'y a aucune action.

Chapitre III : Commande du fauteuil roulant par la pensée



Figure 28 : Les signaux EEG lors du clignement simultané des deux yeux.

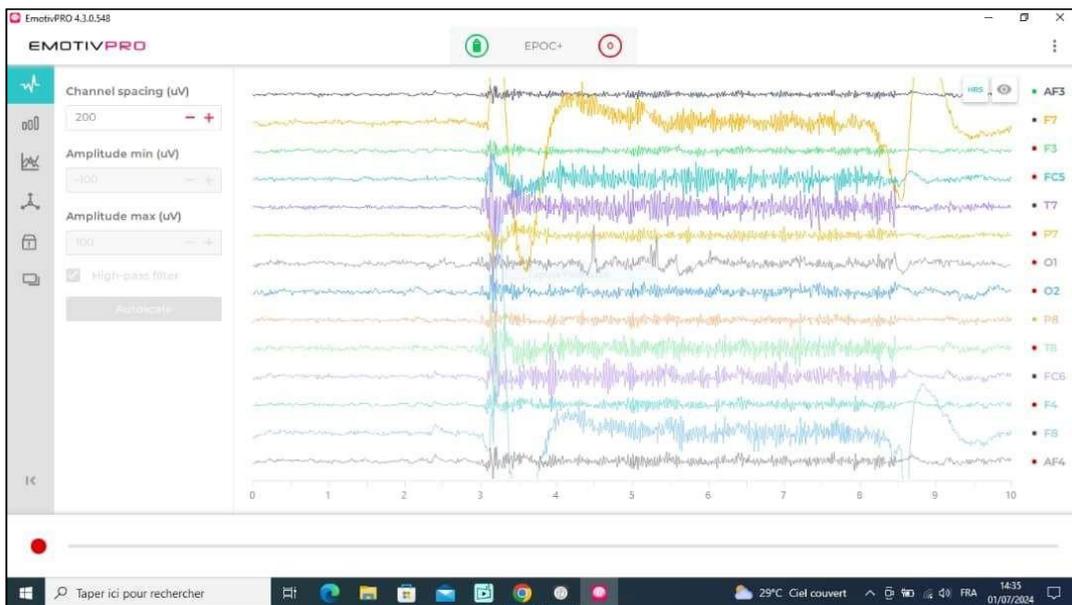


Figure 29 : Les signaux EEG lors du serrage des dents.

Chapitre III : Commande du fauteuil roulant par la pensée

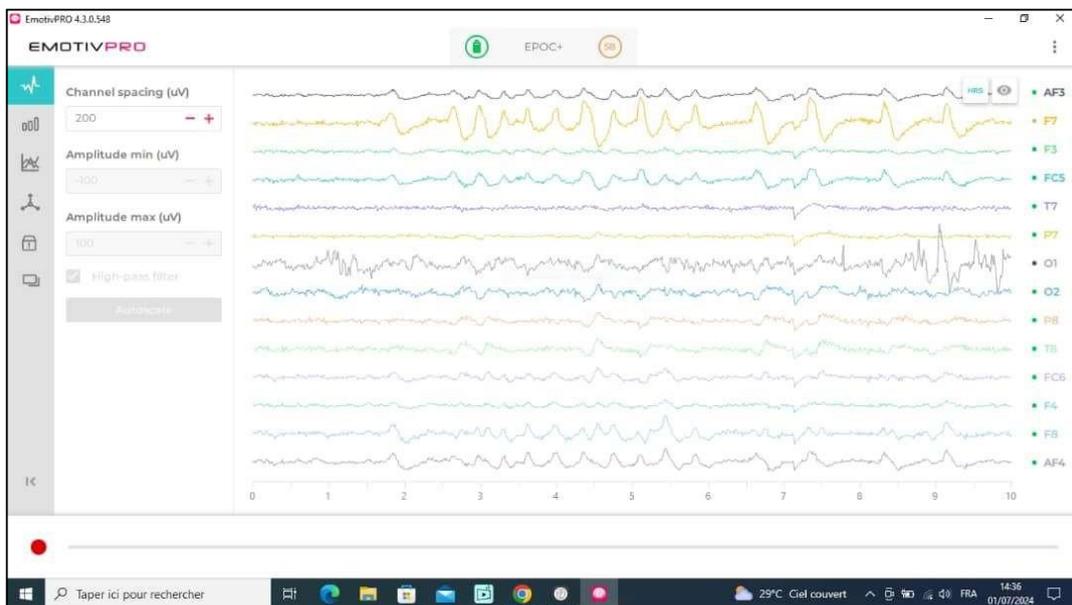


Figure 30 : es signaux EEG lors du clignement de l'œil gauche.



Figure 31 : Les signaux EEG lors du clignement de l'œil gauche.

Chapitre III : Commande du fauteuil roulant par la pensée

1.3 Fonctionnement de la solution :

Notre application, intégrée au vaste domaine de l'intelligence artificielle et de l'apprentissage automatique, se divise en deux phases essentielles :

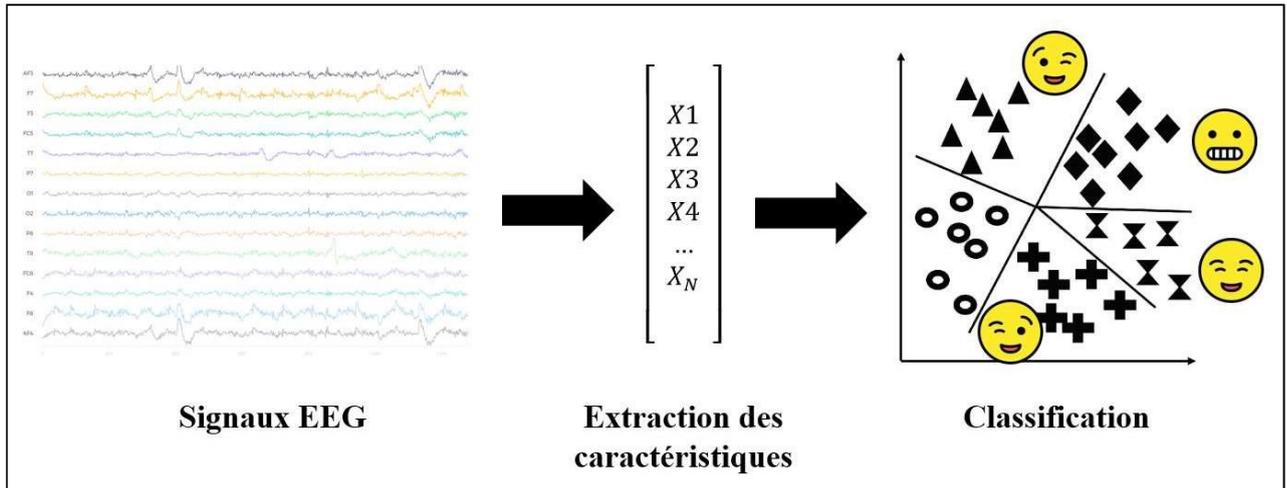


Figure 32: Schéma global de la phase traitement de signal de notre ICM.

1.3.1 Phase d'apprentissage (Training) :

1.3.1.1 Collecte des données EEG :

Pendant cette phase, Hitibrain enregistre les signaux EEG lorsque l'utilisateur effectue différentes actions (comme serrer les dents ou cligner des yeux).

Exemple : L'utilisateur serre les dents, et le casque EEG détecte et enregistre toutes les variations électriques qui se produisent sur le scalp de l'individu pendant le serrage des dents uniquement.

1.3.1.2 Prétraitement des signaux :

Les données EEG brutes contiennent du bruit et des artefacts. Hitibrain les nettoie pour obtenir des signaux plus propres et plus fiables. Il sera donc question de procéder à un filtrage afin d'éliminer des fréquences indésirables (par exemple, filtre passe-bas pour réduire le bruit car on sait très bien que le signal utile pour nos applications ne dépassera pas les 30 HZ).

Chapitre III : Commande du fauteuil roulant par la pensée

1.3.1.3 Extraction des caractéristiques :

Il s'agit ici d'une phase très importante qui consiste à trouver les meilleurs descripteurs ou caractéristique qui décrit le mieux possible la variation du signal EEG. Cela se fait souvent par le calcul de statistiques (moyenne, variance) sur des fenêtres temporelles.

Par exemple pour le serrage des dents, on peut extraire la fréquence dominante de l'onde bêta en d'autres termes l'augmentation de la fréquence dans la bande bêta (12 à 30 Hz) au niveau des électrodes frontales peut être utilisé comme l'une des meilleures caractéristiques pour le serrage des dents.

Un autre exemple pour mieux comprendre cette phase d'extraction de caractéristiques est celui du clignement des yeux. Dans ce deuxième cas nous remarquons des ondes lentes (alpha ou thêta) avec amplitude élevée, détectées par les électrodes occipitales. Du coup dans ce deuxième cas on peut exploiter l'amplitude pour mieux décrire le clignement des yeux.

1.3.1.4 Algorithme de classification :

Hitibrain utilise un algorithme de machine learning pour attribuer une action à chaque signal.

Parmi l'algorithme les plus utilisés on peut citer les SVM (Support Vector Machine).

En phase d'entraînement les caractéristiques extraites (**fréquence, amplitude**) sont utilisées pour former le modèle SVM.

En phase de Classification lorsqu'un nouveau signal arrive, le SVM prédit l'action correspondante (avancer, reculer, etc.)

1.3.1.5 Importance du nombre de répétitions :

Il est important de rappeler que plus le nombre de répétitions d'actions en phase d'apprentissage est élevé, plus précis sera le contrôle par la pensée.

1.3.2 Phase de fonctionnement (Test) :

Une fois l'apprentissage terminé l'algorithme de classification (SVM, réseau de neurone ou autre) sera prêt pour reconnaître les futures actions en classifiant les nouveaux signaux qui arrivent en temps réel. L'utilisateur pourra ainsi contrôler entièrement le fauteuil roulant miniature avec grande précision.

Chapitre III : Commande du fauteuil roulant par la pensée

Dans la suite nous allons présenter les deux parties constituant la solution que nous proposons : la « **partie logicielle** » permettant d'assurer la bonne réception des signaux et leur manipulation dans le but de déterminer, en temps réel, les commandes que le sujet désire envoyer au fauteuil roulant et la « **partie matérielle** » permettant d'une part l'acquisition des signaux EEG qui se diffusent sur le crâne des individus et la carte électronique ainsi que la voiture qui représente le prototype miniature du fauteuil roulant électrique a deux roues.

2. Architecture de notre solution :

2.1 Présentation de la partie logicielle :

2.1.1 Emotiv Pro :

Comme nous l'avons vu dans le chapitre précédent, le logiciel **Emotiv PRO** est une boîte à outils complète conçue spécifiquement pour assurer la connexion avec un terminal et la réception des signaux EEG en temps réel. Avec le logiciel Emotiv PRO, les données EEG non filtrées peuvent être affichées en temps réel sur un PC ou une tablette lorsqu'un casque EEG Emotiv est y connecté. (28)

2.1.2 Hitibrain :

Hitibrain est un logiciel d'interface cerveau-ordinateur spécifiquement développé pour établir une connexion entre un casque EEG Emotiv et une carte Arduino, permettant la manipulation d'appareils par le biais de commandes mentales.

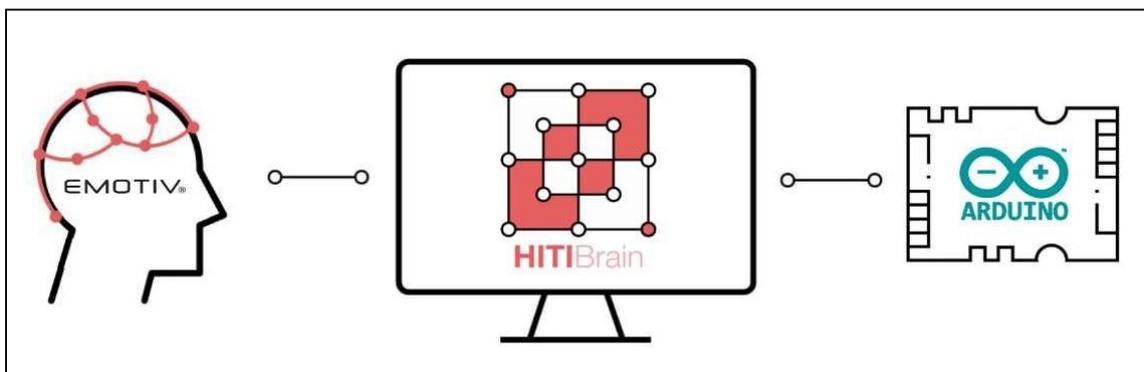


Figure 33 : Hitibrain.

Chapitre III : Commande du fauteuil roulant par la pensée

Ci-dessous les principales caractéristiques et fonctionnalités de Hitibrain (29):

2.1.2.1 Connexion transparente :

Hitibrain permet une connexion simple et directe entre le casque EEG Emotiv et la carte Arduino.

2.1.2.2 Compatibilité avec Arduino :

Hitibrain est compatible avec diverses cartes Arduino, y compris les cartes AVR, Arduino Uno, Méga AVR et MKR, garantissant la compatibilité avec un large éventail de projets.

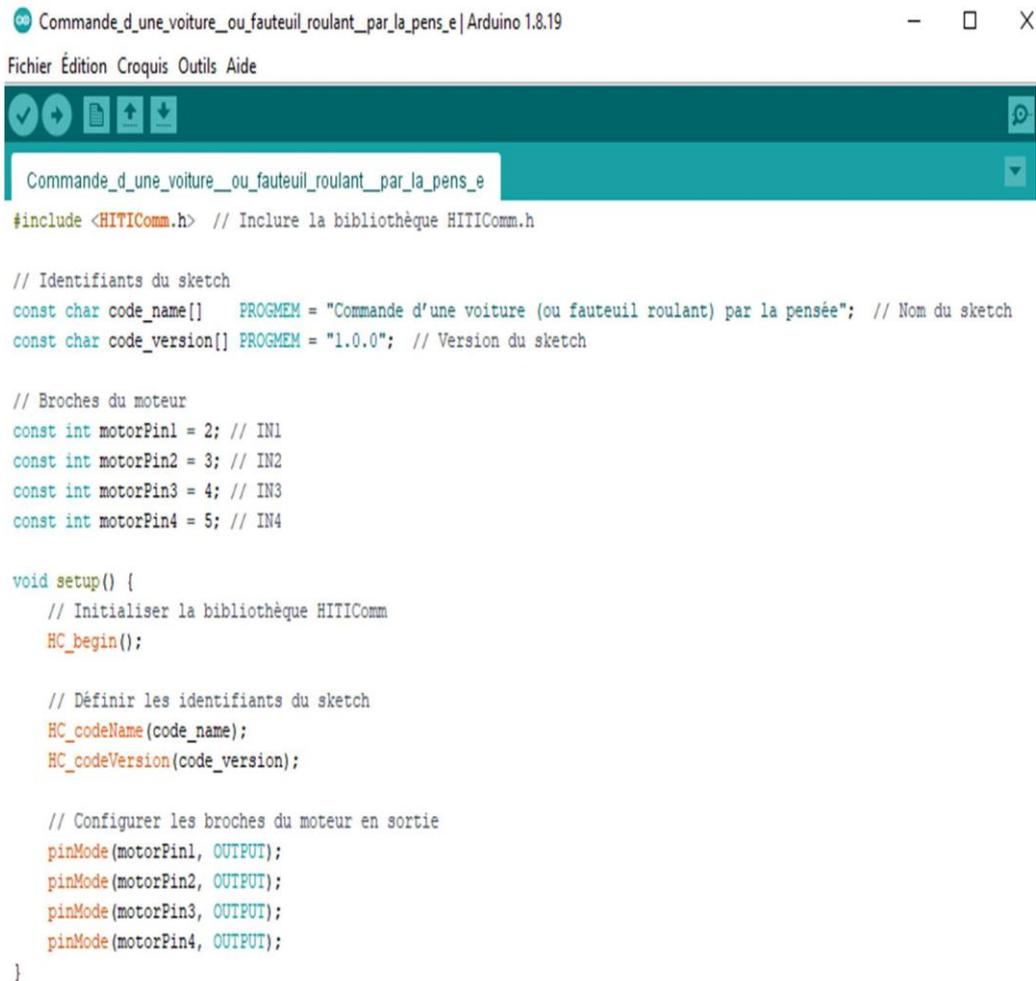
2.1.2.3 Compatibilité avec les casques Emotiv :

Hitibrain est compatible avec les casques Emotiv, Epoc+ et Epoc X, spécialement conçus pour les interfaces cerveau-ordinateur. (29)

2.1.3 Sketch Arduino:

En ce qui suit le programme développé pour la carte Arduino afin de recevoir les commande en provenance de l'ordinateur et de les exécuter en temps réel en fonction des commandes que le patient désire envoyer au fauteuil roulant :

Chapitre III : Commande du fauteuil roulant par la pensée



```
Commande_d_une_voiture_ou_fauteuil_roulant_par_la_pens_e | Arduino 1.8.19
Fichier Édition Croquis Outils Aide
Commande_d_une_voiture_ou_fauteuil_roulant_par_la_pens_e
#include <HITIComm.h> // Inclure la bibliothèque HITIComm.h

// Identifiants du sketch
const char code_name[]   PROGMEM = "Commande d'une voiture (ou fauteuil roulant) par la pensée"; // Nom du sketch
const char code_version[] PROGMEM = "1.0.0"; // Version du sketch

// Broches du moteur
const int motorPin1 = 2; // IN1
const int motorPin2 = 3; // IN2
const int motorPin3 = 4; // IN3
const int motorPin4 = 5; // IN4

void setup() {
  // Initialiser la bibliothèque HITIComm
  HC_begin();

  // Définir les identifiants du sketch
  HC_codeName(code_name);
  HC_codeVersion(code_version);

  // Configurer les broches du moteur en sortie
  pinMode(motorPin1, OUTPUT);
  pinMode(motorPin2, OUTPUT);
  pinMode(motorPin3, OUTPUT);
  pinMode(motorPin4, OUTPUT);
}
```

Chapitre III : Commande du fauteuil roulant par la pensée

```
void loop() {
  // Communiquer avec HITIBrain
  HC_communicate();

  // Actions continues :
  // => Déclenchées par un interrupteur virtuel sur la donnée numérique 0
  // (l'action s'exécute tant que l'interrupteur virtuel est activé)
  if (HC_digitalDataRead(0)) {
    // Avancer : broches 1 et 3 HIGH, broches 2 et 4 LOW
    digitalWrite(motorPin1, HIGH);
    digitalWrite(motorPin2, LOW);
    digitalWrite(motorPin3, HIGH);
    digitalWrite(motorPin4, LOW);
  } else if (HC_digitalDataRead(1)) {
    // Reculer : broches 1 et 3 LOW, broches 2 et 4 HIGH
    digitalWrite(motorPin1, LOW);
    digitalWrite(motorPin2, HIGH);
    digitalWrite(motorPin3, LOW);
    digitalWrite(motorPin4, HIGH);
  } else if (HC_digitalDataRead(2)) {
    // Tourner à droite : broche 2 HIGH, broches 1, 3 et 4 LOW
    digitalWrite(motorPin1, LOW);
    digitalWrite(motorPin2, HIGH);
    digitalWrite(motorPin3, LOW);
    digitalWrite(motorPin4, LOW);
  } else if (HC_digitalDataRead(3)) {
    // Tourner à gauche : broche 4 HIGH, broches 1, 2 et 3 LOW
    digitalWrite(motorPin1, LOW);
    digitalWrite(motorPin2, LOW);
    digitalWrite(motorPin3, LOW);
    digitalWrite(motorPin4, HIGH);
  } else {
    // Arrêter : toutes les broches LOW
    digitalWrite(motorPin1, LOW);
    digitalWrite(motorPin2, LOW);
    digitalWrite(motorPin3, LOW);
    digitalWrite(motorPin4, LOW);
  }
}
```

Chapitre III : Commande du fauteuil roulant par la pensée

2.2 Présentation de la partie matérielle :

2.2.1 Le casque Emotiv Epoc + :

Le casque Emotiv Epoc+ est un dispositif d'interface cerveau-ordinateur avancé. Il est équipé de 14 électrodes qui captent avec précision les signaux électriques du cerveau. Voici comment il fonctionne pour notre solution :

2.2.1.1 Capture des signaux cérébraux :

Le casque place plusieurs électrodes sur le cuir chevelu pour détecter des activités cérébrales spécifiques, telles que le serrage des dents, le clignement des yeux, etc.

2.2.1.2 Transmission des données :

Une fois les signaux captés, le casque transmet ces données à un ordinateur via une connexion.

2.2.1.3 Analyse des données :

Les logiciels Hitibrain et Emotiv Pro analysent ensuite ces données à l'aide d'algorithmes avancés pour déterminer l'état mental du porteur du casque (par exemple, concentration, clignement des yeux, etc.).

2.2.2 La carte Arduino Uno :

La carte Arduino Uno, basée sur le microcontrôleur ATmega328 cadencé à 16 MHz, est une option populaire et simple à utiliser pour le développement électronique et la programmation.



Figure 34 : La carte Arduino Uno.

Chapitre III : Commande du fauteuil roulant par la pensée

Voici grossièrement son rôle dans notre projet :

2.2.2.1 Contrôle des actions du fauteuil roulant :

La carte Arduino Uno reçoit les informations du casque Emotiv Epoc+ et les traduit en commandes pour le fauteuil roulant. Par exemple, elle interprète le serrage des dents comme une commande d'avancement, le clignement simultané des deux yeux comme une commande de recul, etc.

2.2.2.2 Fonctionnement de l'Arduino Uno dans notre projet :

Le fonctionnement global du système commence par l'initialisation où l'Arduino initialise la communication avec le Hitibrain et configure les broches des moteurs en sortie. Pendant l'exécution de la boucle principale, l'Arduino reçoit les signaux des commutateurs virtuels via la bibliothèque Hiticomm. En fonction des signaux reçus, l'Arduino envoie des commandes au L298N pour piloter les moteurs de la voiture dans la direction souhaitée. Ainsi, la voiture avance, recule, tourne à droite ou à gauche, ou s'arrête en fonction des pensées de l'utilisateur, interprétées et transmises vers grâce à la combinaison de Emotiv Pro et Hitibrain.

2.2.3 Le driver L298N :

Le driver L298N permet de contrôler la voiture prototype qui joue le rôle d'un fauteuil roulant miniature.

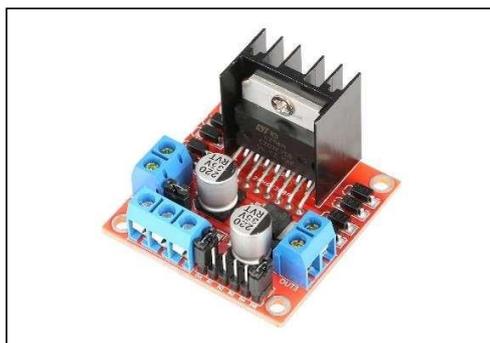


Figure 35 : Driver L298N.

Chapitre III : Commande du fauteuil roulant par la pensée

Il gère les moteurs et assure la mobilité du prototype. Le L298N est capable de gérer deux moteurs de jusqu'à 2A chacun dans les deux directions. Il est alimenté par une plage de tension allant de 5V à 35V, ce qui convient à la plupart des projets de moteurs à courant continu.

2.2.4 Moteurs DC:

Deux moteurs à engrenages connectés aux roues motrices de la voiture. Ils fournissent la propulsion nécessaire pour déplacer le véhicule.

2.2.5 Source d'Alimentation :

Un pack de batteries pour alimenter l'Arduino, le moteur, le driver et les moteurs.

2.2.6 Câblage :

2.2.6.1 Connexion des moteurs au Driver L298N :

Pour le moteur gauche :

Connectez les bornes du moteur gauche aux bornes OUT1 et OUT2 du driver L298N.

Pour le moteur droit :

Connectez les bornes du moteur droit aux bornes OUT3 et OUT4 du driver L298N.

2.2.6.2 Connexion du Driver L298N à la carte Arduino Uno :

Connectez les broches du L298N aux broches numériques de l'Arduino :

IN1 du L298N à la broche numérique 2 de l'Arduino.

IN2 du L298N à la broche numérique 3 de l'Arduino.

IN3 du L298N à la broche numérique 4 de l'Arduino.

IN4 du L298N à la broche numérique 5 de l'Arduino.

2.2.6.3 Alimentation :

Connectez la borne VCC du L298N à la borne positive (+) du pack de batteries 12V.

Connectez la borne GND du L298N à la borne GND de l'Arduino et à la borne négative (-) du pack de batteries.

Chapitre III : Commande du fauteuil roulant par la pensée

3. Résultat et discussion :

Voici le prototype miniature du fauteuil roulant électrique que nous avons réussi à contrôler par la pensée. Les commandes ont été d'une grande précision et d'une rapidité remarquable, et cela s'est effectué en temps réel :



Figure 36 : Prototype miniature d'un fauteuil roulant électrique.

Après divers tests, nous avons démontré que l'utilisation d'un casque EEG grand public est non seulement envisageable, mais également souhaitable pour le développement d'interfaces cerveau-machine de base, telles que la commande par la pensée d'un fauteuil roulant électrique. Cette approche offre une précision et une rapidité largement satisfaisantes, surtout lorsque de nombreuses répétitions sont effectuées pendant la phase d'apprentissage.

Cependant, il est important de noter qu'après environ une vingtaine de minutes, il est fortement recommandé de réappliquer la solution saline sur les capteurs pour assurer un bon contact. Au-delà de ce laps de temps, on observe une dégradation de la qualité des signaux, ce qui peut entraîner des dysfonctionnements de l'interface.

Conclusion :

Dans ce chapitre nous avons essayé de présenter les grandes lignes de la solution développée à base du casque Emotiv EPOC+, Hitibrain en combinaison avec Emotiv Pro, Arduino

Chapitre III : Commande du fauteuil roulant par la pensée

et la petite voiture pour la mise en évidence de la faisabilité de commander un fauteuil roulant directement par la pensée lorsque les canaux neuromusculaires standards sont défailants.

Conclusion générale

Conclusion générale :

Ce mémoire de master explore la faisabilité de contrôler un prototype de fauteuil roulant électrique en utilisant le casque EEG Emotiv EPOC, un ordinateur portable et une petite voiture à deux roues. Notre étude s'est concentrée sur les points suivants :

Nous avons choisi une voiture électrique à deux roues, une solution simple mais pertinente pour répondre aux besoins des personnes handicapées utilisant des fauteuils roulants. L'objectif était de démontrer que même avec un casque EEG grand public abordable, il est possible de créer des interfaces cerveau-machine viables.

Face à l'absence de solutions gratuites pour l'acquisition et la manipulation des signaux EEG, nous avons exploité les fonctionnalités de l'application Hitibrain. Cette étude prouve que les interfaces cerveau-machine peuvent fonctionner efficacement sans recourir à des équipements de laboratoire coûteux.

Notre travail ouvre la voie à des applications directes sur les fauteuils roulants, permettant aux personnes handicapées de les contrôler par la pensée. À l'avenir, nous explorerons d'autres alternatives, notamment l'utilisation des signaux bruts pour des applications plus précises et fiables dans divers contextes.

En espérant que ce mémoire servira de ressource précieuse pour les futures générations d'étudiants passionnés par le domaine fascinant des interfaces cerveau-machine, un domaine qui semble tout droit sorti de la science-fiction.

Bibliographie

Bibliographie

1. **Drew, L.** L'enjeu éthique des interfaces cerveau-machine. 2018, pp. 46-70.
2. **Delgado, J. M.** *Physical control of the mind: Toward a psychocivilized society.* New York : Harper & Row, 1969.
3. **Leuthardt, E. C., Schalk, G., Roland, J., Rouse, A., & Moran, D. W.** Evolution of brain-computer interfaces: going beyond classic motor physiology. *Neurosurgical focus.* 2009, Vol. 27, p. E4.
4. **Hochberg, L. R., Bacher, D., Jarosiewicz, B., Masse, N. Y., Simeral, J. D., Vogel, J., ... & Donoghue, J. P.** Reach and grasp by people with tetraplegia using a neurally controlled robotic arm. 2012, Vol. 485, pp. 372-375.
5. **France-Science.** *France-Science.* [En ligne] 2024. <https://france-science.com/exploration-des-interfaces-cerveau-ordinateur-brain-computer-interface-or-bci-neuralink-avancees-et-competition-dans-un-domaine-en-plein-developpement/>.
6. **B. Bioulac, B. Jarry, et R. Ardaillou.** "Rapport 20-06 — Interfaces cerveau-machine : essais d'applications médicales, technologie et questions éthiques". *Bulletin de l'Académie nationale de médecine.* Feb 2021, pp. pp. 118–129.
7. **De nouveaux progrès dans le développement des interfaces cerveau-machine.** [En ligne] Fédération pour la Recherche sur le Cerveau (FRC), 06 Octobre 2023. <https://www.frcneurodon.org/informer-sur-la-recherche/actus/de-nouveaux-progres-dans-le-developpement-des-interfaces-cerveau-machine/>.
8. **Wikipedia.org.** [En ligne] 31 May 2007. https://fr.wikipedia.org/wiki/Interface_neuronale_directe.
9. **Brault, N.** Visualisation du cerveau et théories de l'esprit : la création d'une interface cerveau-machine. *Umontreal.ca (ou Université de Montréal).* Décembre 2018.
10. **D. Lesenfants, C. Chatelle, S. Laureys et Q. Noirhomme.** "Interfaces cerveau-ordinateur, locked-in syndrome et troubles de la conscience". *Médecine/sciences/MS. Médecine sciences.* Oct 2015, pp. pp. 904–911.
11. **ResearchGate.** [En ligne] 2015. https://www.researchgate.net/figure/The-paradigms-of-one-stage-steady-state-visual-evoked-potential-SSVEP-spellers-a-The_fig4_350574054.

Bibliographie

12. Singla, R. *SSVEP-Based BCIs*. s.l. : InTech eBooks, 2018.
13. Rulleau, L. Toussaint et T. *Kinedoc*. [En ligne] 2018. <https://kinedoc.org/work/kinedoc/950e3312-7586-48ee-a313-8158cd5a4a28.pdf>.
14. Alexandre Barachant, S. Bonnet, M. Congedo, and C. Jutten. *Hal.science*. [En ligne] Sep 2021.
15. D. Lesenfants, C. Chatelle, S. Laureys, and Q. Noirhomme. "Interfaces cerveau-ordinateur, locked-in syndrome et troubles de la conscience". Oct 2015, Vol. 31, 10, pp. 904–911.
16. J. Wolpaw, N. Birbaumer, D. McFarland, G. Pfurtscheller et T. Vaughan. Brain-computer interfaces for communication and control. *Clinical Neurophysiology*. 2002, Vol. 113, pp. 767-791.
17. *Fundamentals of EEG Measurement*. Teplan, M. 2, 2002, Measurement Science Review, Vol. 2, pp. 1-11.
18. Hanson, S. J., & Olson, C. R. *Connectionist Modeling and Brain Function*. s.l. : Bradford Book, 1990.
19. *Expérimentation et clinique électroencéphalographiques entre physiologie, neurologie et psychiatrie (Suisse, 1935-1965)*. Pidoux, V. 2, 2015, Revue d'histoire des sciences, Vol. 63, pp. 439-472.
20. *EEG trois lettres pour percer les mystères du cerveau*. Cherici, C., & Barbara, J.-G. 19, December 2007, La Revue pour l'histoire du CNRS.
21. Joyal, M. *Speechneurolab.ca*. [En ligne] 10 December 2021. <https://speechneurolab.ca/le-potentiel-daction/>.
22. BOUDJEMA, Melle BRAHIMI KAHINA Mr HAMMICHE. République Algérienne Démocratique et Populaire Mémoire de Fin d'Etudes De MASTERACADEMIQUE Melle BRAHIMI KAHINA Mr HAMMICHE BOUDJEMA. [En ligne] <https://dspace.ummtto.dz/server/api/core/bitstreams/50d797bd-8894-488a-81f6-d49a4f4f2316/content..>
23. Mellinger, G. Schalk and J. *A Practical Guid to Brain-Computer interfacing with BCI2000*. s.l. : Springer, 2010.

Bibliographie

24. Bradai, Z. Benhabib and A. [En ligne] 2015. <http://dspace.univ-tlemcen.dz/handle/112/10905>.
25. Hashmi, S. M. [En ligne] 2024. https://fr.fiverr.com/m_hashmi2089/design-pcb-and-firmware-for-eeg-or-ecg-signal-acquisition.
26. Inc., EMOTIV. [En ligne] <https://www.emotiv.com/epoc/>.
27. EMOTIV. [En ligne] <https://www.emotiv.com/products/epoc>.
28. "*EmotivPRO EEG Software - Neuroscience Analysis Tool*". [En ligne] 2024. "<https://www.mindtecostore.com/EmotivPRO-Software-Neuroscience-EEG-Analysis-Tool>".
29. *HITIBrain*. [En ligne] 2024 Apr 22. <https://hitisoftware.com/hitibrain/>.
30. Abrial, J.-R. *Titre du livre*. s.l. : Cambridge University Press, 2019.
31. *Classification of the Systems Used in Surface Electromyographic Signal Detection according to the Degree of Isotropy*. Messaoudi, N., Bekka, R.E. et Belkacem, S. 2018, *Advanced Biomedical Engineering*, Vol. 7, pp. 107-116.
32. *Experimental research of diagnostic measurement tests for power transformers*. Aibeche, A., et al. Sousse, Tunisia : s.n., 2013. CEIT 2013 : International Conference on Control, Engineering & Information Technology.
33. *Scalar Control of Induction Motor Drives Using dSPACE DS1104*. Akroum, H., Kidouche, M. et A., Aibeche. Venice, Italy : s.n., 2013. *Recent Advances in Systems, Control and Informatics, Proceedings of the 2013 International Conference on Systems, Control and Informatics-SCI 2013*.
34. *Robust sensorless sliding mode flux observer for DTC-SVM-based drive with inverter nonlinearity compensation*. Ahriche, A., Kidouche, M. et Saad, M. 1, 2014, *Journal of Power Electronics*, Vol. 14, pp. 125-134.
35. *Piecewise Whittle estimator for trabecular bone radiograph characterization*. Harrar, K., et al. 6, 2013, *Biomedical Signal Processing and Control*, Vol. 8, pp. 657-666.
36. *MultiPathP2P: a simple multipath ant routing system for P2P networks*. Riahla, M. A., Tamine et K. 4, 2018, *International Journal of Autonomous and Adaptive Communications Systems*, Vol. 11, pp. 315-332.

Bibliographie

37. *Dual Randomized Pulse Width Modulation Technique for Buck Converter Fed By Photovoltaic Source*. Boudouda, A., et al. 3, 2018, *Revue Roumaine des Sciences Techniques-Serie Electrotechnique et Energetique*, Vol. 63, pp. 289-294.
38. Saad Saoud, L., et al. *Photovoltaic Maximum Power Modeling using Radial Basis Function Network Based on the PIC Microcontroller*. *Artificial Intelligence and Hybrid Systems*. Australia : iConcept Press, 2013, Vol. 45.
39. [En ligne] 2015. <https://di.univ-blida.dz/jspui/bitstream/123456789/10250/1/mémoire%20final.pdf>.
40. Jehanne-Lacasse, J. [En ligne] 2011. https://publications.polymtl.ca/643/1/2011_JulienJehanne-Lacasse.pdf.
41. [En ligne] <https://natus.com/fr/neuro/eeg32u-eeg-amplifier/>.
42. F. Bakouche, A. N. Lardjani, and F. Maachou. *ETUDE ET REALISATION D'UN SYSTEME D'EXTRACTION DE LA BANDE DE FREQUENCES DES RYTHMES CEREBRAUX DE SIGNAUX EEG*. unv saida-Dr Moulay Tahar. 2020-2021.
43. Systems, Emotiv. *Emotiv Epoc+ : Un casque d'interface cerveau-ordinateur avancé*. [En ligne] <https://www.emotiv.com/epoc-plus/>.
44. Web, BenTeK - Créateur. *Apprendre Arduino - Description de la carte Arduino UNO - BenTeK.fr*. BenTeK. [En ligne] 12 Janvier 2018. <https://bentek.fr/2-arduino-uno/>.
45. Kenhub. [En ligne] 22 January 2024. <https://www.kenhub.com/fr/library/anatomie/cerveau>.
46. *Webself.net*. [En ligne] 2024. https://icm-science-03.webself.net/partie-1?fbclid=IwZXh0bgNhZW0CMTAAAR3rkkh6uvmwYsDlMd9k8YIgidzxeqDWJXO0YqBfT_-Tmub-K8Ie14gwuyA_aem_Qm6grXcqRu2NgK40RJKp_A.
47. Figure, Scientific. *An Efficient P300 Speller System for Brain-Computer Interface*. *ResearchGate*.
48. Harishnigam, Akanksha. *Medium*. [En ligne] <https://medium.com/@akanksha.harishnigam/brainwaves-the-language-brain-speaks-962f5471fb06>.

Bibliographie

49. *Brain-Computer Interfaces Using Electrographic Signals*. Leuthardt, G. Schalk and E. C. 2011, IEEE Reviews in Biomedical Engineering, Vol. 4, pp. 140-154.
50. Haykin, S. *Neural Networks and Learning Machines*. 3rd Edition. 2009.
51. Koutroumbas, S. Yheodoridis and K. *Pattern Recognition*. s.l. : Academic Press, 2008.
52. *Representation Learning: A Review and New Perspectives*. Y. Bengio, A. Courville, and P. Vincent. 8, 2013, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol. 35, pp. 1798-1828.
53. Bishop, C. *Pattern Recognition and Machine learning*. s.l. : Sppringer, 2006.