REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

MINISTRY OF HIGHER EDUCATION
AND SCIENTIFIC RESEARCH

HIGHER SCHOOL IN APPLIED SCIENCES
--T L E M C E N--

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

المدرسة العليا في العلوم التطبيقية
-تلمسان-

Mémoire de fin d'étude

Pour l'obtention du diplôme Master

Spécialité : Électronique

Option : Informatique industrielle

Réalisé par : Faiza KHELIL

Système de pilotage pour dispositif de mobilité assisté par signaux neurophysiologiques

Soutenu publiquement, le : 23/06/2026, devant le jury composé de :

Dr.BEKKADOUR Okkacha	MCA	ESSA. Tlemcen	Président
Mm BEREKSI REGUIG Nassima	MCB	ESSA. Tlemcen	Directrice
M BOUKLI HACENE Fazil	MAA	ESSA. Tlemcen	Co-Directeur
Mm BENAHMED Nadia	Professeur	ESSA. Tlemcen	Examinateur1
M BEREKSI REGUIG Mohammed Anes	MCA	Université de Tlemcen U.A.B.T	Examinateur 2

Année universitaire : 2025–2026

Dédicaces

Je dédie ce travail

A ma chère mère, pour sa présence auprès de moi tout au long de mon existance, pour ses sacrifices quotidiens, pour la patience dont elle fait usage pour m'accompagner dans les moments importants.

A mon chèr père, pour vouloir mon bien tout au long de sa vie.
Je demande à Dieu Tout-Puissant de vous accorder une grande miséricorde et de nous réunir au Paradis, insha'Allah.
A mes chères soeurs, pour tous l'amour et le réconfort qu'elles m'apportent, pour leur encouragements et leur conseils qui ont été un soutien moral bienveillant. Que Dieu vous bénisse et vous protège toujours.

A tous les membres de ma famille, pour leur amour, leur soutien inconditionnel et leurs prières qui ont été déterminants pour ma réussite.

A toutes ces personnes,je vous suis infiniment reconnaissante pour tout ce que vous avez fait pour moi.

A mes amis, leur soutien, leur amitié et leurs encouragements ont été essentiels tout au long de ce parcours. Je vous suis profondément reconnaissante pour votre présence et votre aide constante.

Faiza KHELIL

Remerciements

J'exprime toute ma gratitude à Dieu Tout-Puissant de m'avoir apporté toute la patience et le courage nécessaire pour la réalisation de ce modeste travail.

Toute ma sincère reconnaissance à ma famille, particulièrement à mes parents à mes soeurs pour leur soutien significatif et leur encouragements tout au long de mon parcours.

Je remercie, sincèrement mon encadrante Mm. BEREKSI REGUIG Nassima pour son encadrement tout au long de ce projet, ses conseils éclairés et son soutien constant jusqu'à la fin de mon parcours. Ses orientations ont été primordiales pour surmonter les défis techniques rencontrés.

J'exprime également mes remerciements à mon encadrant M. BOUKLI HACENE Fazil pour son soutien constructif et son engagement dans la réussite de ce travail.

Je suis profondément honorée par la participation du Dr. BEKKADOUR Okkacha, qui a présidé ce mémoire et a honoré notre jury de sa présence.

J'exprime mes sincères remerciements à Mm BENAHMED Nadia et à M. BEREKSI REGUIG Mohammed Anes pour avoir accepté d'examiner ce mémoire et pour leurs observations pertientes et constructives.

J'exprime mes grands remerciements envers M. Abdelatif ingénieur de labo dans l'Ecole Supérieur en Sciences Appliquées de Tlemcen, pour sa contribution nécessaire dans la réalisation de ce travail.

Je tiens à remericer chaleureusement mes proches, mes camarades et toutes les personnes qui ont contribué de près de ou de loin à la réalisation de ce travail. Leur soutien et leur présence ont été grandement appréciés.

الملخص

هذا المشروع مخصص لدراسة وتنفيذ نظام تحكم في إشارة تخطيط الدماغ الكهربائي منخفض التكلفة وعالي الأداء، والذي يتمحور حول ثلاثة محاور رئيسية: استخراج تخطيط الدماغ الكهربائي ومعالجته والتحكم فيه. تم التركيز على الدور المحوري للدماغ في التحكم الحركي، حيث تتواصل الخلايا العصبية عبر توليد كمونات الفعل. تنتشر هذه التيارات الكهربائية عبر القشرة الدماغية وتشكل تذبذبات متزامنة، مما يسمح للنظام برصد النشاط الدماغي الكلي عبر التصوير السطحي. وقد تم تحقيق تعديل مبتكر للأجهزة من خلال تعديل وحدة تخطيط القلب الكهربائي لزيادة حساسيتها ثلاثة أضعاف ورصد الفولتية الدماغية الدقيقة.

الكلمات المفتاحية: إشارة تخطيط الدماغ الكهربائي، معالجة الإشارات، كشف الرمش.

Abstract

This project is dedicated to the study and implementation of a low-cost, high-performance EEG signal control system, structured around three main axes : EEG extraction, processing, and control. The brain plays a central role in motor control, where neurons communicate by generating action potentials. These electrical currents propagate through the cortex and form synchronous oscillations, allowing the system to detect overall brain activity via surface imaging. An innovative hardware adaptation was achieved by modifying an ECG module to triple its sensitivity and capture brain microvolts. This architecture has resulted in the creation of a particularly responsive eye blink detection system, demonstrating that targeted optimization of components makes it possible to design a high-performance, economical and accessible biomedical acquisition device.

Keywords : EEG signal, signal processing, blink detection.

Résumé

Ce projet est dédié à l'étude et à la réalisation d'un système de commande par signaux EEG à bas coût et haute performance, structuré autour de trois axes principaux : l'extraction, le traitement et la commande EEG. L'accent a été mis sur le rôle central du cerveau dans la commande motrice, où les neurones communiquent en générant des potentiels d'action. Ces flux électriques se propagent à travers le cortex et forment des oscillations synchrones, permettant ainsi au système de détecter l'activité cérébrale globale par voie de surface. Une adaptation matérielle innovante a été réalisée en modifiant un module ECG destiné à tripler sa sensibilité et capturer les microvolts cérébraux. Cette architecture a abouti à la réalisation d'un système de détection des clignements des yeux particulièrement réactif, démontrant qu'une optimisation ciblée des composants permet de concevoir un dispositif d'acquisition biomédical performant, économique et accessible.

Mots clés : signal EEG, traitement de signal, détection de clin d'oeil.

Sommaire

Sommaire 6
Liste des acronymes 8
Liste des figures 10

Introduction générale **11**

1 Généralités et descriptions **13**
1.1 Introduction 13
1.2 La motricité humaine 13
1.3 Système nerveux 14
1.3.1 Description du système nerveux 15
1.3.2 Parties principales du système nerveux 15
A.Système nerveux central : 15
B.Système nerveux périphérique 18
1.4 L'électroencéphalogramme 20
1.4.1 Définition 20
1.4.2 Principe de fonctionnement du signal EEG 22
1.5 L'électroencéphalographie 23
1.5.1 Définition 23
1.5.2 Détection du signal EEG 24
A. Caractéristiques des électrodes utilisés 24
B. Méthode de disposition 24
Types de dispositifs (clinique vs portable) . 25
1.6 Caractéristiques du signal EEG 26
1.6.1 Rythmes et bandes de fréquences 27
A. Delta (δ) : Sommeil profond 27
B. Thêta (θ) : Somnolence ou relaxation profonde . 28
C. Alpha (α) : Éveil calme, yeux fermés 28
D. Bêta (β) : Activité mentale intense, concentration 29

1.7 Domaine d'utilisation 29
1.8 Conclusion 31

2 Etude théorique du circuit de mise en forme du signal EEG 32
2.1 Introduction 32
2.2 Développement du circuit d'acquisition du signal EEG . . 32
2.2.1 Élément de transduction : 33
Les électrodes d'enregistrement 33
2.2.2 Circuit de conditionnement du signal EEG : 35
A. Amplificateur d'instrumentation 35
B. Filtrage 36
a. Notion de filtrage et types de filtres . . . 38
b. Analyse théorique des filtres passifs 38
2.2.3 La conversion analogique numérique 43
2.2.4 Unité de traitement et commande 44
Caractéristiques du Raspberry pi 5 44
L'architecture du Raspberry pi 5 45
a. Processeur BCM2712 45
b. Contrôleur d'E/S Raspberry Pi RP1 . . . 46
c. Gestion de l'alimentation IC 47
d. Broches GPIO 47
Configuration du bootloader 49
Installation de l'OS 51
2.3 Conclusion : 51

3 Réalisation pratique et interprétation des résultats 52
3.1 Introduction 52
3.2 Conception du circuit d'acquisition du signal EEG 52
3.3 Description de la carte AD8232 53
3.3.1 Broches accessibles du module 54
3.3.2 Caractéristiques de la carte AD8232 55
3.3.3 La modification de la carte AD8232(le passage de l'ECG vers l'EEG) 55

Rôle des composants consituant le circuit de conditionnment : 57
3.4 Numérisation dans le traitement du signal 58
3.4.1 Echantillonage 58
A. Théorème de Shannon-Nyquist 58
B. repliement spectral (aliasing) 59
3.4.2 Quantification 59
A. Résolution et nombre de niveaux 59
B. Quantification linéaire (centrée) 59
3.4.3 Codage 60
3.5 Montage proposé 60
3.6 Programmation 62
3.6.1 Importation des bibliothèques 63
3.6.2 Initialisation de la communication I^2C et du convertisseur 63
3.6.3 Echantillonage 63
3.6.4 L'affichage graphique 64
3.6.5 Boucle d'acquisition principale 64
3.6.6 Fonctionnement global 64
3.6.7 Filtre numérique 65
3.7 Circuit de détection de clin d'oeil 70
3.8 Exploitation du signal EEG pour l'application biomédicale 73
3.9 Conclusion 74

Conclusion générale et perspectives **75**

Liste des acronymes

SNC Système Nerveux Central

EEG Electroencéphalographie/ Electroencéphalogramme

BCI Brain Computer Interface

SNP Système Nerveux Périphérique

ECG Electrocardiogramme/ Electrocardiographie

EMG Electromyogramme/ Electromyographie

TENS Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation

EMS Electrical Muscle Stimulation

BLE Bluetooth Low Energy

ICM Interface Cerveau Machine

BS Brain Switch

CAN Convertisseur Analogique Numérique

SBC Single Board Computer

GPIO General Purpose Input/Output

CPU Central Processing Unit

SQNR Signal-to-Quantization-Noise Ratio

FFT Fast Fourier Transform

DNI Direct Neuronal Interface

NTNU Université Norvégienne de Science et Technologie

LED Light Emitting Diode

Liste des figures

1.1 La transition de l'information sensorielle en une réponse motrice 14
1.2 Coordination et complémentarité des parties du système nerveux 15
1.3 Anatomie du cerveau humain 17
1.4 Les racines nerveuses du nerf rachidien 19
1.5 Illustration des nerfs spinaux(orginaire de la moelle épinère) et crâniens(originaire de l'encéphale)faisant partis du S.N.P, Nervous System Icon par Becris sur Canva 19
1.6 Schéma fonctionnel d'un synapse chimique 20
1.7 Exemples d'EEG enregistrés par Hans Berger chez des patients de sexes et d'âges différents dans son article Über das elektroenkephalogramm des menschen 21
1.8 Schéma d'une coupe montrant les différentes couches de la tête et la composition spongieuse de l'os du crâne 22
1.9 Electrodes adhésives 24
1.10 Localisation des électrodes sur le scalp, selon le système « 10–20 » 25
1.11 Casque eeg filaire et sans fil 26
1.12 Casque Mindwave et placement des électrodes sur le système international 10-20 26
1.13 Tracé de l'onde Delta (δ) du signal EEG 28
1.14 Tracé de l'onde Thêta (θ) du signal EEG 28
1.15 Tracé de l'onde Alpha (α)du signal EEG 28
1.16 Tracé de l'onde Bêta (β) du signal EEG 29

2.1 Schéma bloc de la chaîne de mise en forme du signal EEG 33

2.2 Électrodes adhésives jetables utilisées pour l'acquisition des signaux EEG 34
2.3 Circuit de l'amplificateur d'instrumentation 36
2.4 Filtre passe-bas passif 40
2.5 Filtre passe-haut 41
2.6 Filtre passe-bande RLC 41
2.7 Filtre coupe-bande RLC 43
2.8 L'architecture du raspberry pi 5 45
2.9 La carte raspberry pi 5 45
2.10 Adaptateur Secteur de la carte RPi 45
2.11 Processeur BCM2712 46
2.12 Contrôleur d'E/S Raspberry Pi RP1 46
2.13 Gestion de l'alimentation IC 47
2.14 Broches GPIO du raspberry pi 5 48
2.15 Raspberry pi Imager format executable 49
2.16 L'iterface de raspberry pi Imager 49
2.17 Démarrage du Raspberry Pi 50

3.1 Schéma bloc représentant la chaîne globale d'extraction, de traitement et de visualisation du signal EEG 52
3.3 Circuit électronique de la carte AD8232 de la détection ECG 56
3.4 Circuit électronique de la carte AD8232 après modifications 56
3.5 Le module AD8232 56
3.6 Le module AD8232 modifié 56
3.7 Le circuit électronique de conditionnment à modifier . . . 57
3.8 Cablage du circuit 61
3.9 Le signal EEG au repos 65
3.10 Signal EEG en appliquant un filtre Butterworth entre 1 Hzv et 30 Hz 67
3.11 Bande de fréquence Delta 68
3.12 Bande de fréquence Thêta 68
3.13 Bande de fréquence Alpha 68
3.14 Bande de fréquence Bêta 68
3.15 Bande de fréquence Gamma 68

3.16 Le signal eeg filtré et son spectre de fréquence en temps réel au repos 69
3.17 Le signal eeg filtré et son spectre de fréquence en faisant un clin d'oeil 70
3.18 Circuit de detection de clin d'oeil 71
3.19 Clignement de la led gauche dû à un clin d'oeil gauche . . 72
3.20 Clignement de la led droite dû à un clin d'oeil droit 73
3.21 L'interface de jeu video commandé via les ondes cérébrales 74

Introduction générale

L'autonomie et l'indépendance constituent des objectifs essentiels dans la vie quotidienne de tout individu. Cependant, ces aspirations demeurent difficiles à atteindre pour les personnes atteintes de handicaps moteurs tels que l'hémiplégie, la paraplégie ou la tétraplégie, qui limitent considérablement leurs capacités fonctionnelles et leur interaction avec l'environnement.
Les patients souffrant de lésions sévères du système nerveux central (SNC) sont particulièrement confrontés à des déficits sensorimoteurs ainsi qu'à des difficultés de communication avec le monde extérieur. Ces limitations affectent leur qualité de vie et soulignent la nécessité de développer des solutions technologiques innovantes capables de restaurer ou d'améliorer leurs capacités d'interaction.
Les signaux d'électroencéphalographie (EEG), qui reflètent l'activité électrique du cerveau, ont suscité un intérêt croissant au cours des dernières années. Grâce à leur capacité à fournir des informations précieuses sur le fonctionnement cérébral, ils sont largement utilisés dans diverses applications médicales, notamment le suivi des troubles neurologiques, l'aide au diagnostic ainsi que le développement des interfaces cerveau-ordinateur (BCI).
L'acquisition des signaux EEG repose sur une technique non invasive permettant d'enregistrer l'activité cérébrale. Cette méthode offre un accès direct à des informations physiologiques importantes tout en garantissant le confort du patient. Néanmoins, l'enregistrement et le traitement de ces signaux nécessitent des équipements spécialisés ainsi que des compétences techniques avancées, qui peuvent être coûteux et peu disponibles.
La problématique abordée dans ce mémoire consiste à proposer une fonctionnalité d'aide au pilotage et de faire ainsi un pas vers le transfert technologique de fonctions de mobilité autonome plus complexes. Cette solution consiste à développer une gamme évoluée de commande pour dispositif de mobilité assisté basé sur l'exploitation des signaux neurophysiologiques EEG destiné à des applications d'assistance médicale. L'objectif principal est de concevoir une chaîne complète d'acquisition, de conditionnement et de traitement des signaux cérébraux afin de détecter des

commandes volontaires pouvant être utilisées pour contrôler un dispositif externe. Le circuit a été conçu dans le but d'être financièrement abordable, portable et facile d'utilisation, tout en fournissant une détection fiable et précise du signal EEG. Ce projet de fin d'étude s'attache à la définition de ce mode de commande, et à prouver l'intérêt de son utilisation.

Ce mémoire est structuré en trois chapitres. Le premier présente les notions fondamentales relatives au système nerveux et aux signaux EEG. Le deuxième décrit la chaîne d'acquisition et de traitement des signaux EEG. Enfin, le troisième chapitre est consacré à la réalisation pratique du système proposé ainsi qu'à la présentation et l'analyse des résultats obtenus.

Chapitre 1

Généralités et descriptions

1.1 Introduction

Le cerveau constitue l'organe central du système nerveux et assure le contrôle de l'ensemble des fonctions motrices, sensorielles et cognitives de l'être humain. Il reçoit, traite et interprète les informations provenant de l'environnement, puis élabore les réponses appropriées sous forme de commandes nerveuses destinées aux muscles et aux différents organes.
L'étude de la motricité humaine repose notamment sur l'activité des systèmes biologiques ; qui génère en permanence de faibles signaux électriques qui peuvent être détectés grâce à un dispositif appelé électroencéphalogramme. En plaçant des capteurs à la surface du corps, il devient possible de recueillir ces variations électriques, puis de les amplifier et de les traiter afin d'en extraire des informations pertinentes. L'analyse de ces signaux permet de mieux comprendre les réponses de l'organisme face à différentes sollicitations.
Dans ce chapitre, nous aborderons d'abord la motricité humaine et le fonctionnement du système nerveux, puis nous présenterons les principes de l'électroencéphalographie ainsi que son rôle dans l'analyse de l'activité cérébrale.

1.2 La motricité humaine

Les muscles striés squelettiques assurent, sous le contrôle du système nerveux, la motricité (locomotion, posture, mimique...)[1]. La motricité humaine est l'expression physique d'une intention cérébrale, et représente l'ensemble des fonctions biologiques, psychologiques et mécaniques qui

permettent à l'être humain d'interagir avec son environnement.Elle n'est pas réduite à l'exécution d'un mouvement physique,mais englobe tout le processus qui va de la perception d'un stimulus à la réponse motrice (figure 1.1), quelle soit volontaire ou réflexe. Elle est indissociable du système nerveux qui agit comme un centre de commande, traitant les informations sensorielles pour planifier, coordonner et exécuter chaque action motrice de manière optimale.

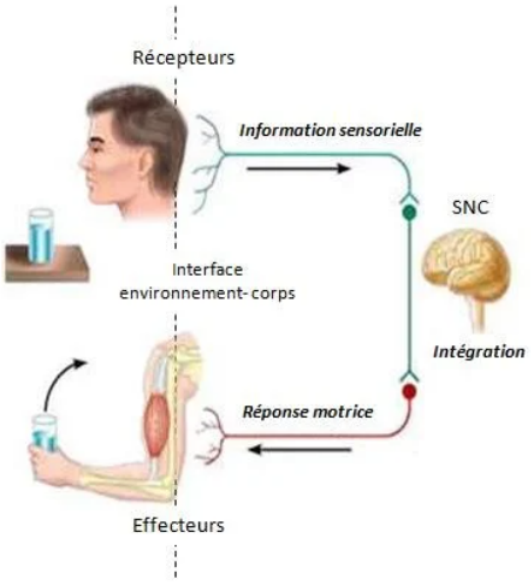


FIGURE 1.1 – La transition de l'information sensorielle en une réponse motrice, [2]

1.3 Système nerveux

Le système nerveux est le centre de contrôle et de communication de l'organisme. Toutes les actions, mouvements et pensées sont reçus, traités et transmis sous forme de milliards d'informations à travers les neurones. Ce système englobe toute une architecture complexe qui coordonne ces neurones , construit et traite les données reçues des sens pour dicter les actions souhaitées (figure 1.2) .

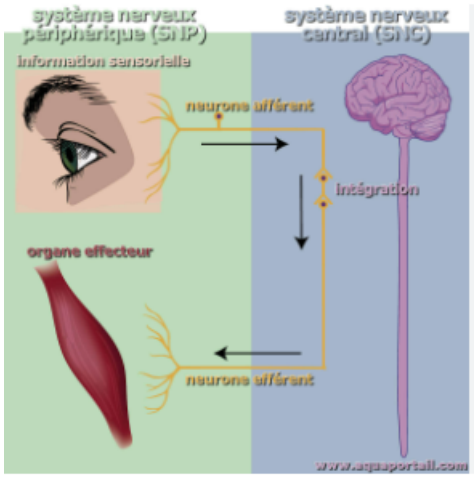


FIGURE 1.2 – Coordination et complémentarité des parties du système nerveux , [3]

1.3.1 Description du système nerveux

Le système nerveux est constitué de près de 100 milliards de cellules spéciales appelées neurones.Les deux systèmes principaux qui forme le système nerveux sont :

1. système nerveux central (SNC) ;
2. système nerveux périphérique (SNP) ;

Le système nerveux a trois grandes fonctions : l'entrée sensorielle, le traitement de l'information et la sortie motrice. Dans le SNP, les neurones récepteurs sensoriels répondent aux stimuli physiques de notre environnement, comme le toucher ou la température, et envoient des signaux qui informent le SNC de l'état du corps et de l'environnement extérieur. Ces informations sensorielles sont ensuite traitées par le SNC, principalement par le cerveau[3].

1.3.2 Parties principales du système nerveux

Du point de vue anatomique, on peut subdiviser le système nerveux en :

A.Système nerveux central :

est la partie du système nerveux qui contrôle toutes nos fonctions corporelles. Il comprend deux grandes structures, soit l'encéphale, situé dans

la cavité crânienne et de la moelle spinale qui se trouve dans le canal vertébral [4]. L'encéphale protégé par la boîte crânienne, est composé du cerveau, du diencéphale, du tronc cérébral et du cervelet[5].

a) Cerveau :Le cerveau occupe la plus grande partie de l'encéphale. Il est formé de substance blanche qui est recouvèrte de substance grise(environ 2 à 4 mm d'épaisseur) appelée le cortex cérébral.
Il est divisé en deux hémisphères cérébraux — gauche et droit — reliés au niveau du corps calleux.Chaque hémisphère est subdivisé en zones spécialisées appelées lobes :

Le lobe frontal (figure 1.3)est impliqué dans l'initiation et la coordination des mouvements, dans les tâches cognitives supérieures comme la résolution de problèmes, la pensée, la planification, bien d'autres aspects de la personnalité et de la formation des émotions [6].

Le lobe pariétal (figure 1.3) intervient dans les processus sensoriels, l'attention et le langage. Une lésion du côté droit du lobe pariétal peut entraîner des troubles de l'orientation spatiale, même dans des lieux familiers. Si le côté gauche est lésé, les capacités à comprendre le langage parlé ou écrit peuvent être altérés [6].

Le lobe occipital (figure 1.3) prend part dans l'information visuelle y compris dans la reconnaissance des formes et des couleurs [6].

Le lobe temporal (figure 1.3) joue un rôle dans l'encodage des informations auditives et dans l'intégration des informations provenant des autres modalités sensorielles. Les neurobiologistes pensent également que le lobe temporal intervient dans la mémoire à court terme grâce à l'hippocampe et dans la mémoire des réponses émotionnelles via l'amygdale [6].

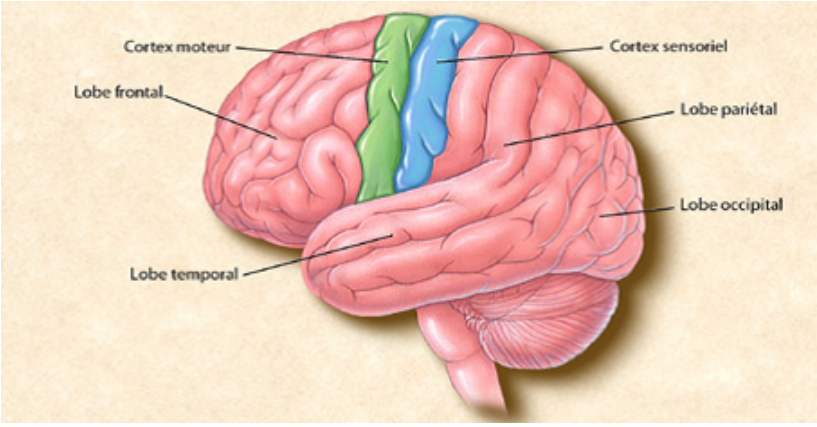


FIGURE 1.3 – Anatomie du cerveau humain, [7]

b) Le diencéphale :Une autre partie de l'encéphale est le diencéphale, qui se trouve au centre du cerveau, au-dessus du tronc cérébral.Le diencéphale comprend trois sous-régions : Le thalamus, L'hypothalamus, et L'épithalamus [8].
Le diencéphale est notamment impliqué dans la transmission des informations sensorielles au cortex cérébral (couche supérieure du cerveau qui contient des milliards de neurones), en plus d'intervenir dans la planification et la régulation de mouvements volontaires [8].

c) Le tronc cérébral : Il fait également partie de l'encéphale. Il est le prolongement de la moelle épinière [8]. Le tronc cérébral sert de relais à de nombreux influx nerveux entre les différentes parties du SNC. C'est aussi dans cette région que plusieurs actions involontaires du corps humain sont régulées, comme la respiration et les battements du cœur.
La moelle épinière(ou spinale)est un unique et long cordon de tissu nerveux protégé par la colonne vertébrale. Deux types de voies parcourent la moelle pour permettre cet acheminement : les voies sensitives, qui sont ascendantes (c'est à dire montantes), qui acheminent l'influx nerveux en provenance des organes sensoriels vers l'encéphale, et les voies motrices, qui sont descendantes, acheminant l'influx nerveux de l'encéphale vers les autres parties du corps, pour permettre l'exécution de mouvements [8].
La moelle épinière est l'élément central qui relie le Système Nerveux Central (SNC) au système nerveux périphérique (SNP) pour le

tronc(reliant la tête aux membres (supérieurs et inférieurs) et abrite les organes vitaux) et les membres.

B.Système nerveux périphérique

Le système nerveux périphérique désigne les parties du système nerveux qui sont à l'extérieur du système nerveux central [9]. Il sert de réseau de capteurs et de transmetteurs.Il est constitué de tous les nerfs qui subdivisent du cerveau et de la moelle spinale (SNC). Construit presque entièrement à partir de nerfs, il en existe deux types principaux,selon l'emplacement dans le SNC d'où ils émergent :

a) Nerfs crâniens :Le premier ensemble de nerfs périphériques est constitué des douze nerfs crâniens : olfactif, optique, oculomoteur , trochléaire, trijumeau, abducteur, facial, vestibulocochléaire, glossopharyngien, vague, accessoire et hypoglosse [10].

b) Nerfs spinaux(ou rachidiens) : Le deuxième ensemble de nerfs périphériques sont les nerfs spinaux. Le cerveau arrive à communiquer avec l'organisme par l'intermédiaire de ces nerfs. Comptant 31 paires, situées le long de la moelle épinière [11] : huit cervicales, douze thoraciques, cinq lombaires, cinq sacrées et une coccygienn [12].
Deux branches courtes appelées racines nerveuses rachidiennes vienneent formées chaque paire : l'une ventrale et l'autre dorsale.
Racine nerveuse motrice (racine nerveuse antérieure) : Les nerfs moteurs conduisent les signaux produits par le cerveau et la moelle épinière vers d'autres parties de l'organisme, en particulier vers les muscles squelettiques [11].

Racine nerveuse sensitive (racine nerveuse postérieure) : Les nerfs sensitifs transportent les informations sensitives (relatives à la posture, à la lumière, au toucher, à la température et à la douleur) provenant de l'organisme jusqu'au cerveau [11].

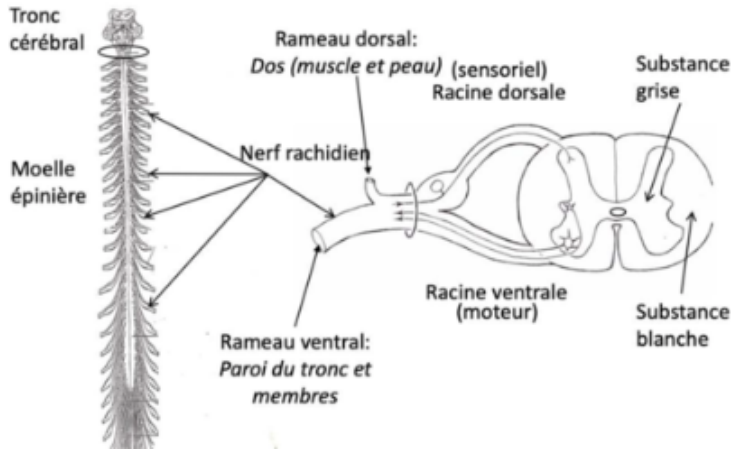


FIGURE 1.4 – Les racines nerveuses du nerf rachidien, [13]

À leur sortie de la moelle épinière, les racines nerveuses motrices et sensitives correspondantes se réunissent pour former un nerf rachidien [11].

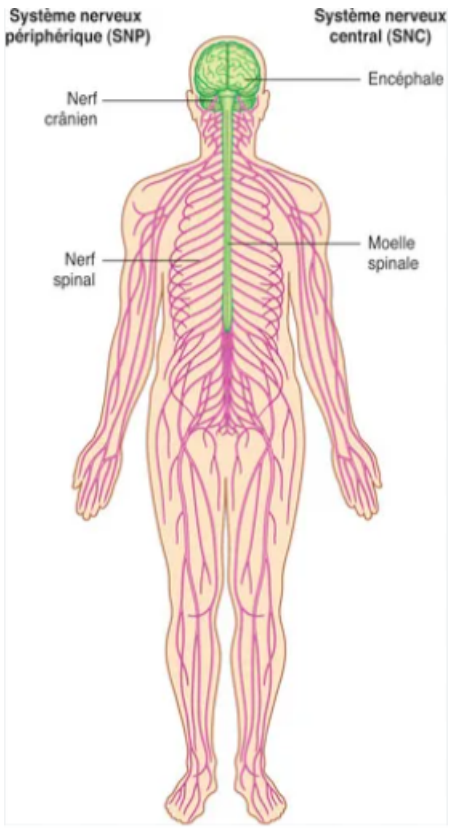


FIGURE 1.5 – La position du système nerveux périphériques (nerfs crânien et spinal) et le système nerveux central dans le corps humain,[14]

Les nerfs périphériques qui transportent l'information vers le SNC sont appelés neurones afférents ou sensoriels (figure 1.4). Ils transmettent une variété d'impulsions à partir de récepteurs ou d'organes sensoriels. Ils transportent des sensations générales comme le toucher,

la douleur, la température et la position dans l'espace (proprioception). De plus, ils peuvent transmettre certains types de sensibilité plus spécialisée, comme les sens spéciaux de l'odorat, de la vision, de l'ouïe et de l'équilibre.

Les nerfs périphériques qui transmettent des impulsions du SNC sont connus sous le nom de neurones efférents ou moteur car ils transmettent des informations générales aux organes effecteurs, comme les muscles squelettiques, et sont responsables de l'initiation des fonctions motrices volontaires et involontaires, telles que la contraction musculaire (figure 1.4).

Tous les signaux physiologiques (pensées, sensations mouvements, émotions)vont alors traverser le système neuronal composé de milliers voir de millions de neurones sous forme de signaux électriques (potentiels d'action) pour être traiter par le cerveau.

Quand ces neurones s'activent ensemble, ils produisent une activité électrique **mesurable**.

1.4 L'électroencéphalogramme

1.4.1 Définition

Le cerveau est composé d'un réseau de synapses électriques et gère les signaux électriques des différentes zones du cortex cérébral.

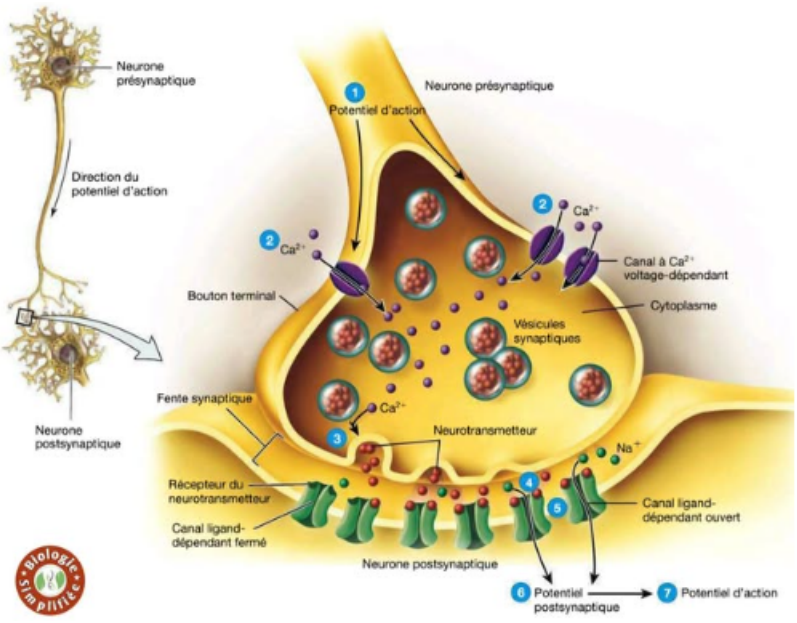


FIGURE 1.6 – Schéma fonctionnel d'un synapse chimique,[15]

Le système nerveux achemine l'information du cerveau à l'organe effecteur concerné. La détection et l'analyse du signal appelé électroencéphalogramme (EEG) représente la tâche à effectuer pour visualiser l'activité électrique cérébrale.
L'EEG constitue donc un outil de diagnostic fonctionnel des maladies cérébrales, complémentaire par d'autres examens, en particulier des examens radiologiques (scanner, imagerie par résonance magnétique).
L'EEG a l'avantage d'être un examen non invasif et enregistre l'activité électrique du cerveau au repos comme en activité [16]. Il sert à mesurer les potentiels d'action générés par les échanges d'ions (Na^+, K^-) et reflète l'activité cérébrale .
Le premier enregitrement EEG fût introduit par Hans Berger en 1929 [17].

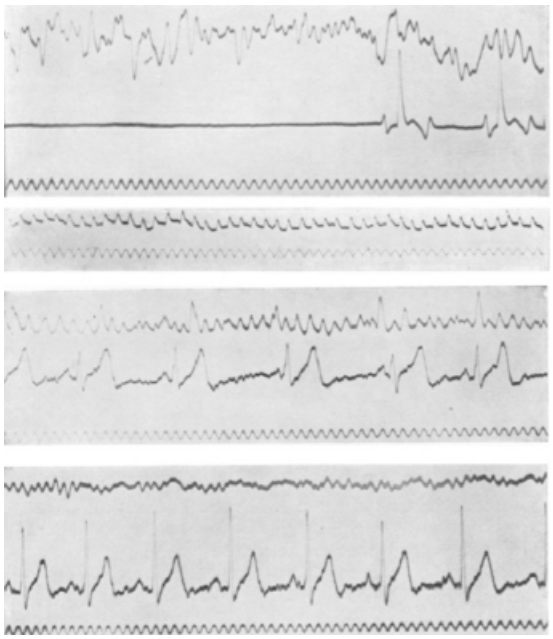


FIGURE 1.7 – Exemples d'EEG enregistrés par Hans Berger chez des patients de sexes et d'âges différents dans son article Über das elektroenkephalogramm des menschen, [17]

Il était un neuropsychiatre de l'Université Friedrich-Schiller d'Iéna en Allemagne. Il a bâtit une théorie dans laquelle les courants électriques du cerveau sont en relation avec l'état fonctionnel du cerveau comme le repos, l'état de fonctionnement ou la madadie de l'épilepsie [18].
Le signal EEG autrefois réalisé sur le papier, a la possiblité d'être enregistré numériquement offrant des outils de traitement et d'analyse de données plus précise.
Il existe des modèles normaux et des modèles anormaux pouvant faire

suspecter des lésions ou des maladies caractéristiques [16].

L'électroencéphalogramme (EEG) mesure l'activité électrique cérébrale en temps réel [16], obtenu sous forme de diagramme. Il est au cerveau ce que l'électrocardiogramme(ECG)est au cœur.

1.4.2 Principe de fonctionnement du signal EEG

Les neurones qui forment le cortex cérébral communiquent entre eux pour garantir une tâche et génèrent dans leur chemin une source électrique minime. Cette activité se propage à travers les différentes couches protectrices du cerveau jusqu'à la surface de la tête.

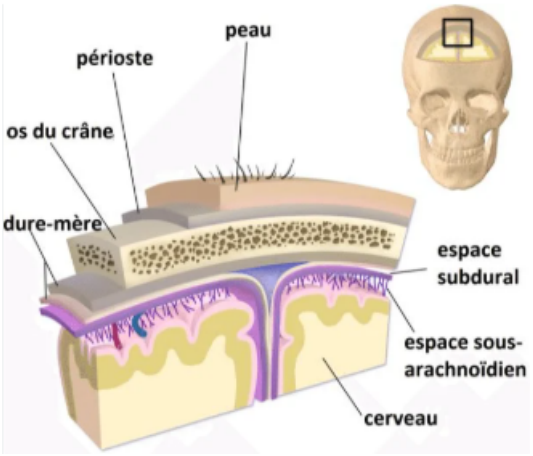


FIGURE 1.8 – Schéma d'une coupe montrant les différentes couches de la tête et la composition spongieuse de l'os du crâne, [19]

Le signal arrivé à ce point est très faible de l'ordre du microvolt.
Les électrodes se posent sur le front. Elles ne transmettent pas activement un signal, elles mesurent (captent) une *une différence de potentiel électrique*.
Donc elles fonctionneent comme **des capteurs passifs**.
Le signal passe généralement par des fils conducteurs. Il passe par un amplificateur différentiel pour le rendre exploitable pour la suite du traitement.
Le signal peut être accompagné de bruit et compromettre l'information essentiel. C'est pour cela qu'on utilise un filtre pour atténuer les fréquences indésirables.
Avec un signal de type analogique(information sous forme de valeurs

numériques) et non discret ou numérique(sous forme de bits successifs 0 et 1), il est primordial de passer par l'étape de conversion analogique numérique.
Il faut prendre en compte quelques dispositions qui peuvent influencer la qualité du signal à savoir ;

— Garantir un bon contact électrode/peau en étalant du gel conducteur sur la surface des électrodes.

— Assurer la position adéquate des électrodes.

— S'éloigner du bruit électrique externe.

— Eviter les mouvements inutiles.

La méthode qui s'occupe de l'acquisition, traitement et intérprétation de ce signal est appelée **Eléctroencéphalographie**.

1.5 L'électroencéphalographie

1.5.1 Définition

L'électroencéphalographie est un processus électrophysiologique pour enregistrer l'activité électrique du cerveau "L'encéphale". Chaque neurone" cellule cérébrale", lorqu'il est activé,produit un champ électrique et magnétique autour du cuir chevelu. L'electrode placé sur la tête, mesure l'activité cumulative de nombreux neurones ensemble. En raison de la structure complexe du cerveau , les signaux électriques provenant de l'activité du cortex cérébral sont atténués. L'enregistrement de l'actvité cérébrale demande un grand nombre de neurones pour générer un potentiel suffisant . Les changements de voltage proviennent du courant ionique au niveau de la connexion de plusieurs neurones formant des synapses.

1.5.2 Détection du signal EEG

Les électrodes médicales transmettent des signaux électriques pour le diagnostic (ECG, EEG, EMG) ou la thérapie (TENS, EMS, électrochirurgie). On distingue principalement les électrodes de surface (adhésives, gel, silicone) pour une utilisation non invasive, des électrodes internes (aiguilles, sondes) pour des mesures précises.



(a) Exemple d'électrodes de diagnostic, [20] (b) Exemple d'électrodes de thérapie, [21]

FIGURE 1.9 – Electrodes adhésives

L'électroencéphalographie semble être une technique faisable et accessible au niveau matériel et immatériel, à l'utilisateur et qui correspond exactement à notre objectif .

A. Caractéristiques des électrodes utilisés

Les électrodes utilisées pour l'acquisition d'EEG (Figure 1.9a) sont :

— adhésive, à usage unique et leur dimension est pratiquement facile à manipuler(32x40 mm) ;

— dotées du support en mousse qui protège le capteur ;

— munies d'un gel adhésif facilitant le maintien sur la peau

— fabriquées avec des capteurs qui ont une couche Ag/AgCl de haute qualité ;

B. Méthode de disposition

Les électrodes sont disposées selon un système international appelé système" 10-20 ". On compte dans ce système un minimum de 21 élec-

trodes dont 19 actives et une ou deux références (A1 et A2).Ce système est largement utilisé en médecine et neurosciences pour sa fiabilité, avec des distances entre les points de 10% ou 20 % du cr^ane c'est pourquoi il est surnommé « 10-20 ». La position des électrodes actives est ainsi déterminée par des mesures précises à partir de repères standards crâniens[22].

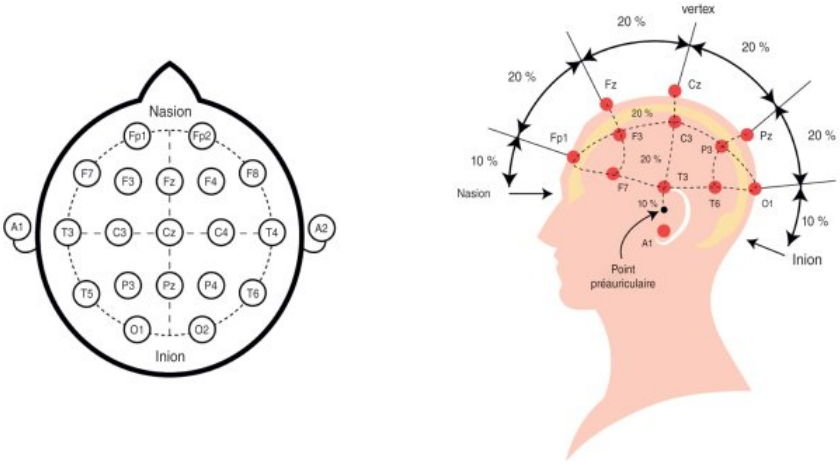


FIGURE 1.10 – Localisation des électrodes sur le scalp, selon le système « 10–20 », [23]

Pour notre travail, nous avons opter pour des électrodes adhésives qui garantissent une excellente adhérence cutanée et idéales pour un usage autonome à domicile.

Une configuration EEG à trois électrodes sur le front généralement Fp1, Fp2 et référence/terre est une méthode simplifiée pour détecter les ondes alpha/beta. Ses électrodes sont sêches et nécessitent d'être collantes pour mieux se fixer à la peau, c'est pour cela qu'on dépose du gel sur la partie autocollante de l'electrode.

Types de dispositifs (clinique vs portable) : Les patients devaient être connectés à la machine EEG dans un cadre clinique. Maintenant, des tests EEG sans fil sont possibles, car les signaux EEG peuvent être numérisés et envoyés à la machine d'enregistrement comme un smartphone, un ordinateur ou le cloud.



FIGURE 1.11 – Casque eeg filaire et sans fil, [24]

Le casque Neurosky Mindwave,développé par Neurosky Inc. est justement utilisé pour la détection des signaux électriques dus à l'activité neuronale dans le cerveau, connu pour etre capable de capter les ondes cérébrales avec une seule électrode sèche et transmettre sans fil les signaux EEG via la communication BLE ou Bluetooth classique offrant une grande facilité d'utilisation dans divers applications.
Le casque capte généralement l'activité électrique du lobe frontal, une région associée aux fonctions cognitives tel que l'attention et la prise de décision.En plaçant le casque MindWave sur le cuir chevelu de l'utilisateur, l'appareil peut capter les signaux neuronaux liés à l'attention, à la relaxation et au clignement des yeux.

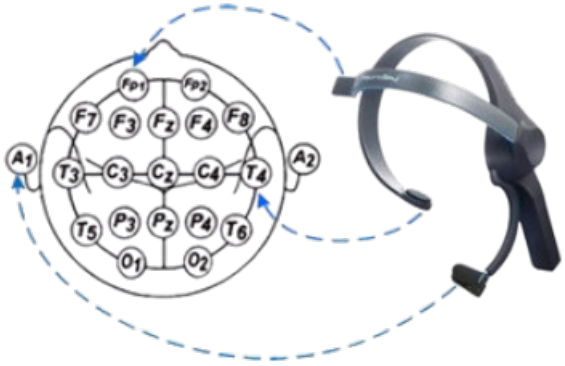


FIGURE 1.12 – Casque Mindwave et placement des électrodes sur le système international 10-20, Source :[25]

1.6 Caractéristiques du signal EEG

L'EEG mesure l'activité spontanée du cerveau. Les mesures faites en EEG ont une excellente résolution temporelle ($<$ 1ms), sont faciles à mettre en place (appareillage simple et non-invasif), et peu couteuse, ce qui en fait une technique d'acquisition très utilisée. De plus, les potentiels électriques sont fortement affectés par les tissus qu'ils traversent, résul-

tant en un rapport signal sur bruit très faible, surtout pour les sources profondes : la qualité maximale est généralement obtenue pour les mesures faites sur le cortex cérébral[26].
L'EEG ne présente pas le caractère prévisible de l'ECG. L'analyse d'un tracé EEG repose sur deux types de paramètres : la fréquence et l'amplitude du ou des rythmes dominants . Les rythmes se sont vus attribuer des noms en fonction de leur fréquence : Delta (<4Hz), Thêta (4—8Hz), Alpha (8—12Hz), Bêta (12—30Hz), Gamma (>30Hz). Il ne s'agit cependant que «d'étiquettes» qui ne préjugent en rien des mécanismes physiologiques sous-jacents. Par exemple, un rythme d'une fréquence de 10Hz peut correspondre au rythme alpha classique s'il prédomine au niveau des dérivations postérieures, est obtenu chez un sujet éveillé les yeux fermés et disparaît à l'ouverture des yeux[27].
Ainsi, chez le sujet éveillé, cognitivement actif, les yeux ouverts, le tracé présente un aspect très peu volté, au sein duquel on n'identifie que des activités rapides, peu structurées, sans fréquence dominante clairement identifiable. Si le sujet éveillé ferme les yeux, apparaît une activité appartenant à la bande alpha, prédominant au niveau des régions postérieures : le rythme alpha[27].

1.6.1 Rythmes et bandes de fréquences

Le signal EEG est classé selon sa fréquence, classée de la plus lente au plus rapide :

A. Delta (δ) : Sommeil profond

Fréquence < 4 Hz : Les ondes Delta se manifestent au cours du sommeil profond à mouvement oculaires rapides, mais aussi lors d'une souffrance grave du cerveau.

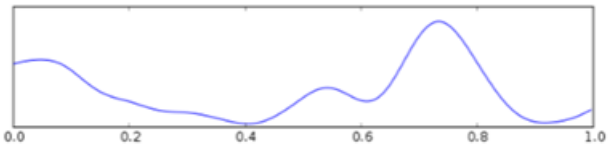


FIGURE 1.13 – Tracé de l'onde Delta (δ) du signal EEG, [28]

B. Thêta (θ) : Somnolence ou relaxation profonde

Fréquence 4 Hz à 7 Hz et amplitude 50 µV ; Ce sont des ondes présentes lors d'un sommeil profond. Il reflète l'état entre la complétude et le sommeil. C'est aussi un état auquel certaines personnes accèdent en méditation profonde et en prière. Les ondes thêta sont reliées à notre subconscient, elles gouvernent la partie du mental entre le conscient et l'inconscient. Elles contiennent les mémoires et les sensations. Sans oublier le rôle qui jouent ces ondes dans l'apprentissage.

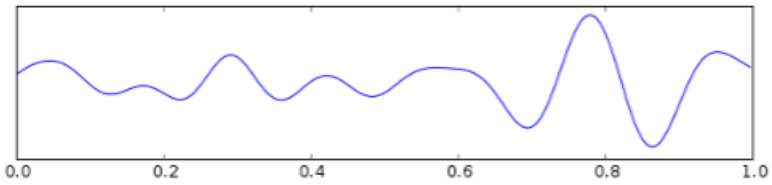


FIGURE 1.14 – Tracé de l'onde Thêta (θ) du signal EEG, [28]

C. Alpha (α) : Éveil calme, yeux fermés

Fréquence 8 Hz à 12 Hz et amplitude 20 µV à 50 µV : Ces ondes sont présentes lors d'un état d'éveil de vigilance ou de méditation légère. Elles sont associées à la coordination d'activité mentale et à l'apprentissage. Captées sur la partie postérieure de la tête dans la région occipitale, dans le cortex et dans sa bande périphérique ; correspondent aux courbes EEG d'une personne éveillé mais au repos, les yeux fermés. Le rythme alpha est régulier. Ces ondes alpha disparaissent quand les yeux sont ouverts.

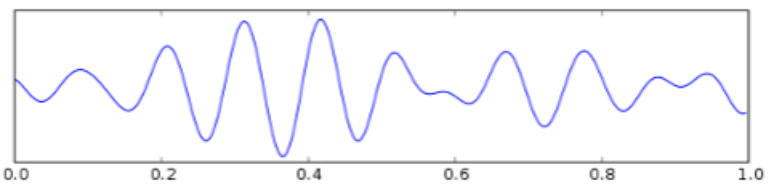


FIGURE 1.15 – Tracé de l'onde Alpha (α)du signal EEG, [28]

D. Bêta (β) : Activité mentale intense, concentration

Fréquence 13 Hz à 30 Hz : Ces ondes sont présentes lors d'un état d'éveil lorsque notre attention est engagée par des tâches cognitives (prendre une décision, résoudre un problème) ou le monde extérieur. Captées sur les lobes temporaux, et en états subjectifs sur les lobes occipitaux et frontaux du cerveau.

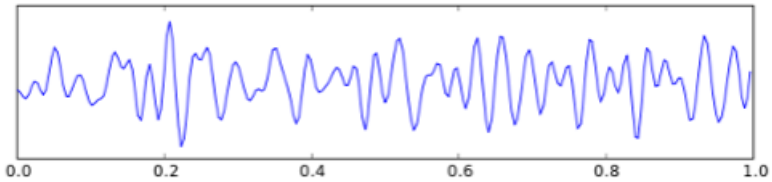


FIGURE 1.16 – Tracé de l'onde Bêta (β) du signal EEG, [28]

1.7 Domaine d'utilisation

Ce type de méthode est généralement utilisé dans le domaine médical. On peut le trouver dans les cas suivants :
Épilepsie : L'EEG permet de diagnostiquer ce type de crise, de localiser le foyer épileptogène et de surveiller l'efficacité des traitements.
Troubles du sommeil (Polysomnographie) : Analyser des cycles du sommeil sert à diagnostiquer la narcolepsie, l'apnée du sommeil, les parasomnies.
Neurologie et Urgences : pour évaluer la profondeur d'un coma ou le pronostic après un arrêt cardiaque, l'aide au diagnostic différentiel (ex : maladie de Creutzfeldt-Jakob, Alzheimer), la confirmation de la mort cérébrale par un tracé « plat », l'dentification de marqueurs objectifs pour certains troubles psychiatriques, la surveillance de la fonction cérébrale pendant certaines chirurgies (cardio-vasculaires, neurochirurgie) pour prévenir l'ischémie.
Cette technique est toutefois utilisée dans le domaine des sciences et technologies. On trouve alors plusieurs projets d'innovation en contrôle commande et l'exécution de tâches automatisés.
Recherche et Nouvelles technologies : l'étude du fonctionnement cérébral (neurosciences) a permis le développement d'interfaces cerveau-machine (ICM) pour contrôler des prothèses par la pensée. Ce concept d'ICM

permet à l'utilisateur- handicapé moteur ou non de s'interfacer avec le monde extérieur par la seule utilisation de son cerveau, c'est-à-dire sans recourir à la voie musculaire ou vocale pour exécuter une action.
L'imagination d'un mouvement d'un membre induit l'activation de la zone du cortex moteur qui lui est associé. En EEG, cela se traduit par une évolution de la puissance des signaux de certaines électrodes dans une bande de fréquence particulière. De telles réponses à un mouvement imaginé sont bien connues, spécifiques et reproductibles et sont donc couramment utilisées pour coder les commandes envoyées par l'utilisateur à l'ICM.[29]
Ainsi, on peut citer les travaux de G. Pfurtscheller qui utilise l'augmentation de la puissance dans la bande beta [13-30Hz] en fin d'imagerie motrice pour activer un Brain-Switch (BS).[30]
En utilisant de tels principes physiologiques, la tâche de détection induisant le déclenchement du BS se résume à la détection d'un changement caractéristique de la puissance des signaux dans le domaine spatio-fréquentiel au sein de l'activité EEG courante.
D'autres réalisations apparaissent dans le domaine de la technologie et destinées à des fins de recherche et de réalisation académique comme dans le cas de Thomas BOURGEOIS qui avait pour mission lors d'un stage au niveau de l'NTNU le contrôle de drones par l'imagerie motrice enregistrée via un casque EEG OpenBCI qui entre dans le domaine des ICM [31] , le travail du docteur David FIERRO sur le développement de prototypes d'instruments pour générer de la musique à partir de signaux électrophysiologiques [32], dans le travail de Pierre-Baptiste MATHIEU DE CARVALHO qui visait le suivi de l'état mental d'un apprenant pour la collecte du niveau d'attention soutenue et d'engagement cognitif de l'étudiant [33], et enfin l'étude et développement d'un circuit de détection du signal Electroencéphalogramme EEG (Application d'assistance médicale)soutenu par Ourida ABEDEMEZIEM et Yasmine ZAID qui ont aboutis à un système de contrôle lumineux par le clignement des yeux.[34]

1.8 Conclusion

Ce chapitre est fondé sur la théorie du fonctionnment du l'activité cérébral au niveau du cerveau, la méthode de detection de l'activité electrique émise par le réseaux de neurones cérébrales par électroencéphalographie. On a définit par la suite les caractéristiques de l'électroencéphalogramme. Le tracé du signal EEG dans le domaine fréquentiel est une représentation des différentes ondes classées selon les capacités cognitives associées. Au final, nous passons en revue les diffèrentes applications menées en utilisant l'EEG comme moyen de commande.
Dans le chapitre qui suit nous allons développer la partie théorique adopté pour ce projet, concernant le système de détection, l'acquisition et le traitement des signaux EEG.

Chapitre 2

Etude théorique du circuit de mise en forme du signal EEG

2.1 Introduction

L'électroencéphalographie (EEG) est une technique non invasive permettant d'enregistrer l'activité électrique du cerveau à partir d'électrodes placées sur le cuir chevelu. Les signaux EEG sont caractérisés par une faible amplitude et sont souvent affectés par diverses sources de bruit et d'interférences, ce qui complique leur acquisition et leur exploitation, notamment dans le cadre du développement des interfaces cerveau-ordinateur (BCI).
Dans ce chapitre, nous présentons l'étude théorique du circuit de mise en forme du signal EEG. Nous décrivons les différents éléments constituant la chaîne d'acquisition, depuis la détection du signal par les électrodes jusqu'à son conditionnement, son enregistrement et son analyse. L'objectif est de rendre le signal EEG exploitable pour les traitements ultérieurs et les applications de commande basées sur l'activité cérébrale.

2.2 Développement du circuit d'acquisition du signal EEG

Les signaux électrophysiologiques, et en particulier les signaux électroencéphalographiques (EEG), sont des signaux électriques de faible amplitude et sensibles aux perturbations extérieures. Leur amplitude varie généralement de quelques microvolts à quelques millivolts et leurs composantes fréquentielles se situent dans une bande relativement basse. En raison de ces caractéristiques, leur acquisition nécessite une chaîne de

mesure adaptée capable d'amplifier le signal utile tout en réduisant les bruits et les interférences susceptibles d'altérer sa qualité.
La figure ci-dessous présente le schéma bloc de la chaîne d'acquisition du signal EEG, mettant en évidence les différentes étapes nécessaires à sa détection, son conditionnement et son traitement avant son exploitation.



FIGURE 2.1 – Schéma bloc de la chaîne de mise en forme du signal EEG

2.2.1 Élément de transduction :

C'est l'élement coeur d'un capteur. Dans la chaîne d'acquistion du signal EEG, il convertit les variations biopotentiels dût à l'activité électrique cérébrale de nature physique en une tension de nature électrique.

Les électrodes d'enregistrement

Dans le cadre de ce travail, nous avons utilisé des électrodes adhésives en mousse à usage unique de dimensions 32 × 40 mm, fabriquées par la société EF Medica Srl (référence « EF Medica Srl, Disposable Foam Adhesive Electrodes (32 × 40 mm, Ag/AgCl, Solid Gel), Italie »). Ces électrodes pré-gélifiées sont destinées à l'acquisition des biopotentiels et sont particulièrement adaptées aux applications de surveillance et d'enregistrement des signaux physiologiques. Elles sont constituées d'un support en mousse, d'un gel conducteur solide et d'un capteur recouvert d'une couche d'argent/chlorure d'argent (Ag/AgCl), matériau largement utilisé dans le domaine biomédical pour ses excellentes propriétés de conduction électrique et sa stabilité électrochimique.



FIGURE 2.2 – Électrodes adhésives jetables utilisées pour l'acquisition des signaux EEG

Le support en mousse assure la protection du capteur ainsi que du gel conducteur contre les liquides et les agents de nettoyage susceptibles d'altérer les performances de l'électrode. Le gel adhésif solide garantit une bonne adhérence à la peau et permet d'obtenir rapidement un contact électrique de qualité, même lorsque la préparation cutanée est limitée. Cette caractéristique favorise l'acquisition de signaux stables et fiables tout en réduisant les risques d'irritation cutanée lors des enregistrements de longue durée. Par ailleurs, la couche conductrice en Ag/AgCl contribue à diminuer l'impédance de contact entre la peau et l'électrode, améliorant ainsi la qualité des signaux enregistrés.
L'utilisation d'électrodes adhésives jetables présente plusieurs avantages dans le cadre de l'acquisition des signaux EEG. Leur conditionnement pré-gélifié permet une mise en œuvre rapide sans ajout de gel conducteur supplémentaire. Étant destinées à un usage unique, elles réduisent les risques de contamination croisée et garantissent de meilleures conditions d'hygiène. Elles offrent également un bon confort d'utilisation grâce à leur facilité d'application et de retrait. Enfin, leur faible coût et leur capacité à fournir des enregistrements fiables et reproductibles en font une solution particulièrement adaptée aux systèmes d'acquisition EEG utilisés dans les applications d'interface cerveau-ordinateur.

2.2.2 Circuit de conditionnement du signal EEG :

Le signal EEG recueilli par les électrodes présente une très faible amplitude, généralement comprise entre quelques microvolts et quelques millivolts. De plus, il est souvent affecté par diverses sources de bruit et d'interférences qui peuvent altérer sa qualité. Par conséquent, un circuit de conditionnement est nécessaire afin d'amplifier le signal utile et de réduire les perturbations indésirables. Ce circuit est principalement constitué d'un amplificateur d'instrumentation assurant une amplification différentielle de haute précision, suivi d'étages de filtrage permettant d'éliminer les composantes fréquentielles indésirables et d'améliorer le rapport signal sur bruit.

A. Amplificateur d'instrumentation

Un amplificateur d'instrumentation (Instrumentation Amplifier ou in-amp) est un type particulier d'amplificateur différentiel réalisé à partir d'amplificateurs opérationnels. Il ne s'agit pas d'un simple amplificateur opérationnel, mais d'un circuit complet intégrant plusieurs AOP ainsi que des composants passifs (résistances, condensateurs de compensation, etc.) assurant son bon fonctionnement.
Ce type d'amplificateur constitue un bloc de gain de précision doté d'entrées différentielles et d'une sortie pouvant être différentielle ou référencée à une masse. Son rôle principal est d'amplifier la différence entre deux signaux d'entrée tout en rejetant les composantes communes aux deux entrées, ce qui est essentiel dans les applications de mesure comme l'EEG. L'un des principaux avantages de l'amplificateur d'instrumentation est la possibilité de régler le gain du système à l'aide d'une seule résistance, sans modifier l'ensemble du circuit. La structure la plus couramment utilisée est celle à trois amplificateurs opérationnels : deux AOP en entrée jouant le rôle de buffers (adaptation d'impédance), suivis d'un amplificateur différentiel réalisant l'amplification finale.

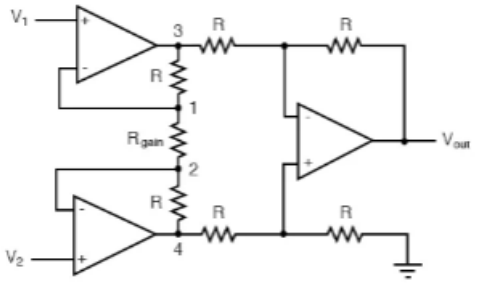


FIGURE 2.3 – Circuit de l'amplificateur d'instrumentation,[35]

Dans ce montage, les résistances sont généralement de valeurs identiques, à l'exception de la résistance de gain Rgain . Grâce à la rétroaction négative, les tensions aux nœuds intermédiaires suivent respectivement les tensions d'entrée V1 et V2 . Il en résulte un courant traversant Rgain proportionnel à la différence $V_2 \quad V_1$, qui est ensuite converti en tension amplifiée en sortie du circuit. La tension différentielle obtenue peut être exprimée par la relation [36] :

$$V_{out} = (1 + \frac{(2 \cdot R)}{R_{gain}}) \cdot (V_2 - V_1) \tag{2.1}$$

L'étage différentiel final amplifie ensuite ce signal avec un gain unitaire, en supposant que les résistances de ce bloc sont égales. Les amplificateurs d'instrumentation sont largement utilisés dans les domaines nécessitant des mesures précises de signaux faibles, notamment dans les systèmes biomédicaux, les équipements industriels et les applications audio.
Enfin, ces amplificateurs se distinguent par plusieurs caractéristiques essentielles : une très faible tension d'offset et une faible dérive thermique, un gain en boucle ouverte élevé, une impédance d'entrée très élevée, ainsi qu'un excellent taux de réjection en mode commun (CMRR), paramètre fondamental pour l'acquisition de signaux EEG. Ils présentent également une faible impédance de sortie et une bonne stabilité permettant de préserver la qualité du signal face aux charges externes, ainsi qu'une vitesse de réponse suffisante pour éviter toute distorsion du signal mesuré [36].

B. Filtrage

Le filtrage du signal EEG a pour objectif principal d'extraire une information représentative de l'activité cérébrale en réduisant les différentes

sources de bruit et d'artefacts présentes lors de l'acquisition. Cette étape est essentielle afin d'améliorer la qualité du signal enregistré et de garantir une analyse fiable des phénomènes électrophysiologiques.
De manière générale, le signal EEG est perturbé par plusieurs types de bruits, parmi lesquels on distingue principalement les artefacts musculaires, les clignements des yeux et les interférences électromagnétiques.

a) Artefacts musculaires : Les artefacts liés aux mouvements musculaires constituent une source importante de perturbation dans les enregistrements EEG et ECG. Ils sont principalement causés par les variations de la position relative des électrodes par rapport à la peau. Les mouvements du sujet ainsi que les déplacements mécaniques des électrodes induisent des forces susceptibles de modifier le contact électrode peau, entraînant ainsi des distorsions du signal.
Ces artefacts se manifestent généralement sous forme de composantes à haute fréquence et d'amplitudes élevées, facilement distinguables de l'activité cérébrale normale. Ils peuvent affecter la densité spectrale du signal sur une large bande de fréquences, notamment entre 0,25 Hz et 32 Hz.
Pour leur réduction, plusieurs méthodes de traitement du signal peuvent être utilisées, notamment la décomposition de Fourier adaptative (AFD) ainsi que des techniques de détection automatique basées sur des seuils permettant d'identifier et de supprimer les segments contaminés [37].

b) Interférences électromagnétiques Les interférences électromagnétiques constituent une autre source importante de bruit dans les enregistrements EEG. Elles proviennent de diverses sources telles que les équipements électroniques, les téléphones portables, les ordinateurs, ainsi que les champs électromagnétiques ambiants.
Ces interférences peuvent dégrader la qualité du signal EEG de plusieurs manières : elles introduisent du bruit dans les signaux enregistrés, provoquent des artefacts pouvant être confondus avec des activités cérébrales, et entraînent parfois des distorsions ou des pertes d'information. Elles peuvent également réduire la précision des mesures réalisées.

a. Notion de filtrage et types de filtres Un filtre est un système linéaire qui modifie le contenu fréquentiel d'un signal en laissant passer certaines composantes et en atténuant d'autres. Il agit ainsi comme un opérateur qui transforme un signal d'entrée en un signal de sortie dépendant de ses caractéristiques fréquentielles.
Les filtres peuvent être classés en deux grandes catégories : les filtres analogiques et les filtres numériques. Dans le cadre de ce travail, l'étude est centrée principalement sur les filtres analogiques.
Les filtres analogiques sont réalisés à partir de composants électroniques passifs (résistances, condensateurs, inductances) et actifs (amplificateurs opérationnels, transistors). On distingue deux grandes familles de filtres analogiques : les filtres passifs et les filtres actifs.

a) Filtres passifs : Les filtres passifs sont constitués uniquement de composants passifs tels que résistances, condensateurs et inductances. Ils permettent de modifier le spectre fréquentiel du signal sans amplification.
   Ces filtres présentent un gain toujours inférieur ou égal à 1 et sont souvent utilisés dans des applications simples ou en haute fréquence. Leur fonctionnement repose généralement sur des circuits RC ou RL définissant la fréquence de coupure et la réponse fréquentielle.

b) Filtres actifs : Les filtres actifs utilisent des composants actifs tels que les amplificateurs opérationnels en plus des composants passifs. Contrairement aux filtres passifs, ils permettent non seulement de filtrer le signal mais aussi de l'amplifier.
   Ils présentent des performances élevées en termes de gain, de sélectivité et de stabilité, mais nécessitent une alimentation électrique. Ils sont particulièrement adaptés au traitement des signaux de faible amplitude comme le signal EEG.

b. Analyse théorique des filtres passifs Un filtre linéaire invariant dans le temps (LTI) est caractérisé par deux propriétés fondamentales : la linéarité et l'invariance temporelle. Dans ce cas, le comportement du filtre peut être décrit par sa fonction de transfert, définie comme le rapport

entre le signal de sortie et le signal d'entrée :

$$\underline{H} = \frac{\underline{V_s}}{\underline{V_e}} \tag{2.2}$$

sachant que :
V_s et V_e représentent respectivement les signaux de sortie et d'entrée du filtre
Cette fonction permet d'analyser le comportement fréquentiel du système.

a) Ordre des filtres et stabilité : L'ordre d'un filtre correspond au nombre d'éléments réactifs ou à la complexité de sa fonction de transfert. Plus l'ordre est élevé, plus la transition entre les bandes de fréquence est abrupte, ce qui améliore la sélectivité du filtre.
La stabilité d'un filtre est une propriété essentielle qui garantit une réponse bornée pour une entrée bornée. Elle peut être analysée à partir de la fonction de transfert dans le cas des filtres analogiques [38].

b) Fréquence de coupure : La fréquence de coupure correspond à la fréquence pour laquelle le gain du filtre diminue à 3 dB, soit une amplitude égale à $\frac{1}{\sqrt{2}}$ de la valeur maximale :

$$H(j\omega) = \frac{H_{\max}}{\sqrt{2}} \tag{2.3}$$

c) Classification des filtres : Les filtres peuvent être classés en fonction de la forme de la fonction de transfert ou en fonction du comportement des éléments passifs qui composent le filtre. Les filtres les plus courants sont de quatre types : passe-bas, passe-haut, passe-bande ou coupe- bande[38].

— Filtre passe-bas : Un filtre passe-bas est un système électronique qui ne laisse passer que les fréquences inférieures à sa fréquence de coupure, tout en atténuant les fréquences plus élevées. Dans la bande des basses fréquences, la réponse en fréquence du filtre reste quasiment constante (gain stable), tandis qu'elle diminue progressivement au-delà de la fréquence de coupure. La rapidité

de cette atténuation dépend de l'ordre du filtre : plus l'ordre est élevé, plus la transition est abrupte.
Ce type de filtre peut être réalisé à l'aide de composants électroniques passifs tels que des résistances et des condensateurs comme dans la figure 2.4, ou bien implémenté numériquement dans des systèmes de traitement du signal.
La fréquence de coupure d'un filtre passe-bas du premier ordre est donnée par la relation suivante :

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \tag{2.4}$$

Où R représente la résistance et C la capacité du circuit associé au filtre .
La fonction de transfert d'un filtre passe-bas représenté dans la figure 2.4 s'exprime généralement sous la forme [39] :

$$H(j\omega) = \frac{1}{1 + j \cdot \frac{\omega}{\omega e}} \tag{2.5}$$

La pulsation de coupure du filtre, définie par $\omega_c = \frac{1}{RC}$.

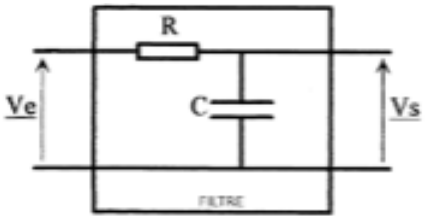


FIGURE 2.4 – Filtre passe-bas passif

— Le filtre passe-haut : Un filtre passe-haut, également appelé filtre coupe-bas, est un circuit électronique qui laisse passer les fréquences supérieures à sa fréquence de coupure, tout en atténuant les composantes basses fréquences. Il constitue ainsi l'inverse d'un filtre passe-bas.
Ce type de filtre peut être réalisé à l'aide de composants passifs tels que des résistances et des condensateurs comme dans la figure 2.5, ou à l'aide d'amplificateurs opérationnels dans le cas des filtres actifs. Il est notamment utilisé pour détecter les variations rapides d'un signal, comme les fronts montants dans les signaux

d'horloge ou les impulsions dans les systèmes électroniques.
Du point de vue temporel, un filtre passe-haut met en évidence les variations rapides du signal d'entrée, ce qui le rend utile pour l'analyse des transitions et des changements brusques.
La fonction de transfert d'un filtre passe-haut représenté dans la figure 2.5 du premier ordre s'exprime généralement comme suit [39] :

$$\underline{H(j\omega)} = \frac{V_s}{V_e} = \frac{j \cdot \frac{\omega}{\omega_c}}{1 + j \cdot \frac{\omega}{\omega_c}} \tag{2.6}$$

tel que ω= 2 π f La fréquence de coupure est donnée par :

$$f_c = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R \cdot C} \tag{2.7}$$

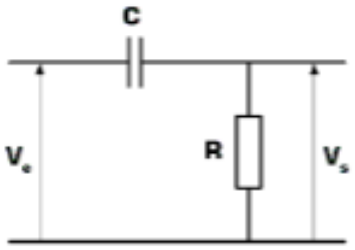


FIGURE 2.5 – Filtre passe-haut

— Le filtre passe bande : Un filtre passe-bande est un filtre qui ne laisse passer qu'une bande ou intervalle de fréquences compris entre une fréquence de coupure basse et une fréquence de haute coupure. Il permet de passer seulement les fréquences entre les deux fréquences de coupure.
Dans un filtre plus complexe (comme un circuit RLC série comme dans la figure 2.6), on trouve deux fréquences distinctes. La fréquence propre f_0 est la fréquence centrale de résonance, et les deux fréquences de coupure f_c qui définissent la largeur de la bande passante autour de cette fréquence propre.



FIGURE 2.6 – Filtre passe-bande RLC

En appliquant le diviseur de tension, on obtient : [39] :

$$\underline{H(j\omega)} = \frac{R}{R + j + \frac{1}{j\omega C}} = \frac{j2m\frac{\omega}{\omega_0}}{1 + j2m(\frac{\omega}{\omega_0}) + (j\frac{\omega}{\omega_0})^2} \tag{2.8}$$

Avec une pulsation de résonance :$\omega_0 = \frac{1}{\sqrt{LC}}$
On pose $2m = \frac{1}{\sqrt{LC}} \cdot RC$
L : Inductance de la bobine en H
C : Capacité du condensateur en F
Dans ce cas : $f_0 = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}}$
Un filtre passe-bande idéal a un gain constant dans la bande passante et un gain nul dans la bande de coupure.
En pratique, le filtre a un gain de G max -3 dB à la fréquence de coupure. Du point de vue de la réponse impulsionnelle, un filtre passe-bande reflète à quel point le signal d'entrée ressemble à une impulsion typique. Ils permettent de détecter des signaux dans des milieux bruyants.

— Le filtre coupe-bande : Un filtre coupe bande est également appelé filtre rejecteur de bande. Le filtre coupe-bande est le complémentaire du passe-bande. Il atténue une plage de fréquences.
Le circuit RLC est le choix privilégié pour ce filitre idéale pour éliminer une fréquence précise (par exemple, le bourdonnement du secteur à 50 Hz).
À la fréquence de résonance f, l'impédance de la bobine et celle du condensateur s'annulent. Selon le montage, le circuit crée soit un court-circuit total pour cette fréquence, soit une opposition infinie, ce qui bloque ou rejette le signal avec une efficacité redoutable.
Le facteur de qualité (Q) d'un circuit RLC permet de définir précisément la largeur de la bande à rejeter. Un facteur élevé permet de couper une fréquence très étroite sans altérer les fréquences voisines. De plus, avec le circuit RLC on obtient un filtre passif, ce qui signifie qu'il ne nécessite aucune source d'alimentation externe pour fonctionner.
Le filtre coupe-bande RLC comme dans la figure 2.7 est couram-

ment utilisé dans les égaliseurs audio pour supprimer les bruits parasites ou dans les récepteurs radio pour éliminer les interférences à une fréquence spécifique.

Fonction de transfert de ce filtre [39] :

$$\underline{H(j\omega)} = \frac{jL\omega + \frac{1}{jC\omega}}{R + jL\omega + \frac{1}{jC\omega}} = \frac{1 - LC(\omega)^2}{1 - LC(\omega]^2 + jRC\omega} \tag{2.9}$$

Pulsation propre du filtre : $\omega_0 = \frac{1}{\sqrt{LC}} \implies LC = \frac{1}{\omega_0^2}$

Par définition, le facteur de qualité Q d'un circuit RLC série vaut : $Q = \frac{L\omega_0}{R} \implies Q = \frac{1}{R}\sqrt{\frac{L}{C}}$

On obtient : $RC = \frac{1}{Q\omega_0}$

En substituant ces termes, on obtient la forme canonique suivante :

$$\underline{H(j\omega)} = \frac{1 - \left(\frac{\omega}{\omega_0}\right)^2}{1 - \left(\frac{\omega}{\omega_0}\right)^2 + \frac{j}{Q}\left(\frac{\omega}{\omega_0}\right)} \tag{2.10}$$

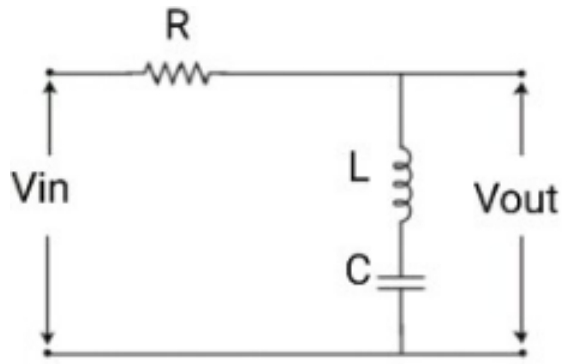


FIGURE 2.7 – Filtre coupe-bande RLC

2.2.3 La conversion analogique numérique

Ainsi, après l'étape de conditionnement du signal EEG (amplification et filtrage), le signal devient exploitable pour un traitement numérique. Cette chaîne de conditionnement permet de réduire les bruits et d'améliorer le rapport signal sur bruit, rendant ainsi les données prêtes pour leur numérisation et leur analyse.

Dans ce contexte, la carte d'acquisition joue un rôle essentiel dans la

conversion et la transmission des signaux EEG vers l'unité de traitement. Elle assure l'interface entre la partie analogique (électrodes, amplificateur et filtres) et la partie numérique du système.
Une fois le signal EEG acquis et conditionné, il est transmis à au convertisseur analogique numérique ADS1115, un ADC externe d'une résolution de 16 Bits qui communique avec l'unité dde traitement via le protocole I^2C. Le traitement et la commande, qui sont réalisés dans notre travail à l'aide du Raspberry Pi 5. Cette carte assure le traitement en temps réel des données, leur interprétation, ainsi que l'exécution des commandes associées selon les objectifs de l'application.

2.2.4 Unité de traitement et commande

Les données numérisées par l'ADS1115 sont ensuite transmises au Raspberry Pi 5 via le bus I2C . Le Raspberry Pi 5, un micro-ordinateur monocarte (SBC) proche d'un ordinateur personnel,est particulièrement adapté aux fonctionnement temps réel, assure le traitement et l'interprétation des données EEG numérisées, l'exécution des algorithmes de détection et d'analyse du signal, ainsi que le pilotage des commandes associées selon les objectifs de l'application.

Caractéristiques du Raspberry pi 5

— Partie matérielle : Équipé d'un processeur quadricœur Arm Cortex-A76 à 2,4 GHz, il est 2 à 3 fois plus performant que le Raspberry Pi 4.
Il intègre la puce RP1, un contrôleur I/O multifonction sur mesure qui garantit une communication stable avec les capteurs et les moteurs via le port GPIO.
Les modules Wi-Fi et Bluetooth Low Energy (BLE) permettent de contrôler le robot à distance ou de l'intégrer dans un écosystème IoT.
L'alimentation est le point clé pour un robot mobile. Le Raspberry Pi 5 demande un courant de 5 V / 5 A (25 W) pour exploiter son plein potentiel en branchant l'adaptateur au connecteur USB-C.

Cette version du raspberry pi offre une prise en charge d'affichage impressionnante grâce à ses deux sorties Micro-HDMI, chacune capable de diffuser en 4K à 60 Hz.

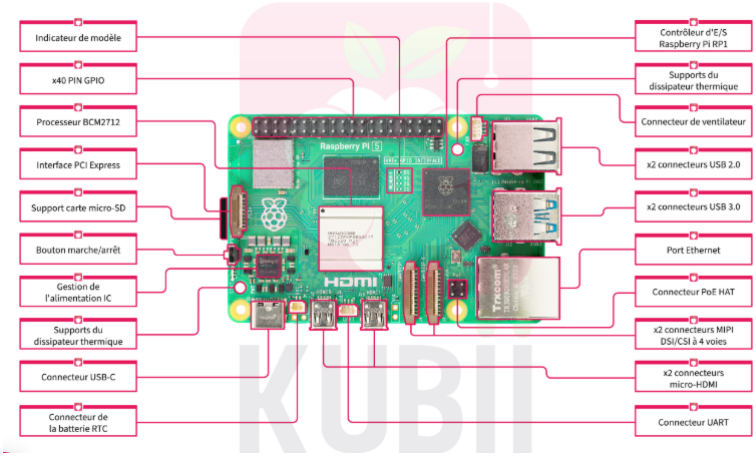


FIGURE 2.8 – L'architecture du raspberry pi 5,[40]

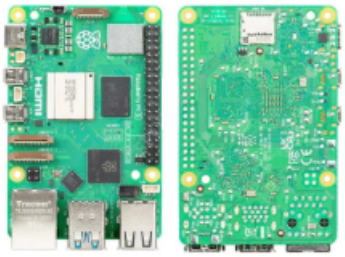


FIGURE 2.9 – La carte raspberry pi 5, [41]



FIGURE 2.10 – Adaptateur Secteur de la carte RPi , [42]

L'architecture du Raspberry pi 5

La nouvelle version du raspberry pi conserve la taille compacte des modèles précédents avec des améliorations dans la conception.
Les nouveautés apportés au raspberry pi 5 sont :

a. Processeur BCM2712 BCM2712 est un nouveau processeur d'application (AP) de 16 nanomètres de Broadcom, dérivé du BCM2711 AP de 28 nanomètres qui alimente le Raspberry Pi 4, ciblant des améliorations architecturales grâce au processeur quad-core Arm Cortex-A76 64 bits cadencé à 2,4 GHz, avec des caches L2 de 512 Ko par

cœur et un cache L3 partagé de 2 Mo [43].
La combinaison d'un cœur plus récent et d'une fréquence d'horloge plus élevée garantit la vitesse d'execution du CPU plus rapide ajouté à cela une consommation d'énergie plus faible[43].



FIGURE 2.11 – Processeur BCM2712,[43]

b. Contrôleur d'E/S Raspberry Pi RP1 Les fonctions d'E/S sont déchargées vers un contrôleur d'E/S séparé. Le RP1 est le contrôleur d'E/S disponible seulement sur le Raspberry Pi 5.Il offre deux interfaces USB 3.0 et deux interfaces USB 2.0 ; un contrôleur Ethernet Gigabit ; deux transmetteurs MIPI à quatre voies pour la caméra et l'affichage ; une sortie vidéo analogique ; des E/S générales à 3,3 V (GPIO) ; et la collection habituelle d'interfaces à faible vitesse multiplexées par GPIO (UART, SPI, I2C, I2S et PWM)[43].

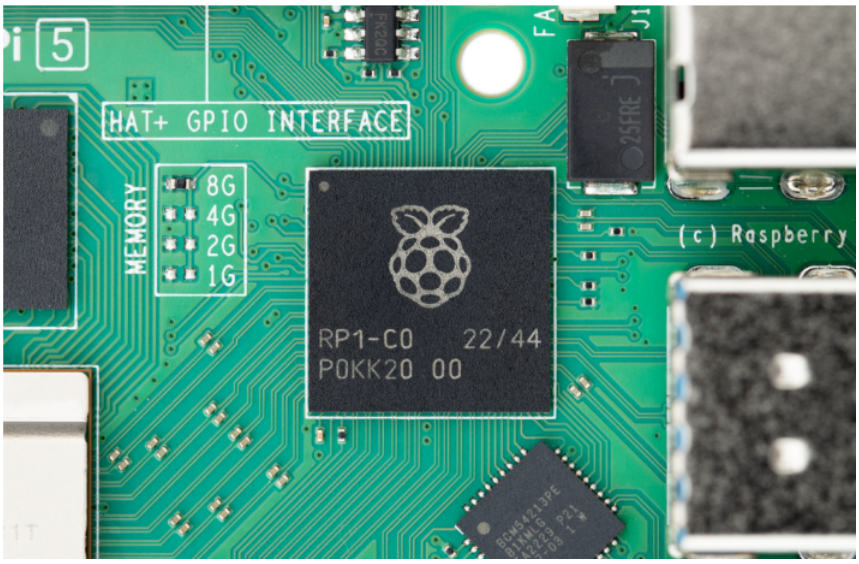


FIGURE 2.12 – Contrôleur d'E/S Raspberry Pi RP1,[43]

c. Gestion de l'alimentation IC BCM2712 et RP1 sont pris en charge par le troisième nouveau composant , le circuit intégré de gestion de l'alimentation (PMIC) Renesas DA9091 "Gilmour". Il s'occupe de l'alimentation requise par la carte , capable de fournir 20 ampères de courant pour alimenter les cœurs Cortex-A76 et d'autres logiques numériques dans BCM2712 [43].

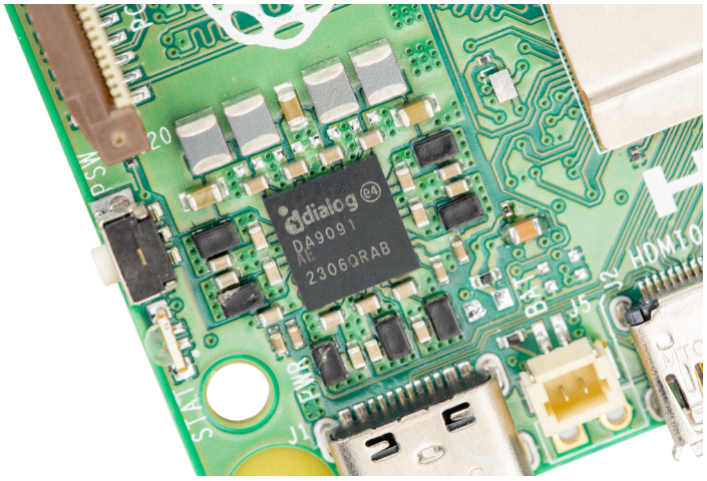


FIGURE 2.13 – Gestion de l'alimentation IC,[43]

L'interface de communication qui permet au raspberry pi d'interagir avec l'nevironnement extérieur à travers des capteurs et actionneurs est appelée GPIO.

d. Broches GPIO Le port GPIO d'entrée sortie comporte 40 broches avec une utilisation spécifique pour chaque broche. Le schéma ci-dessous (2.14) montre le rôle de chaque broches ainsi que les protocoles qu'elles supportent.

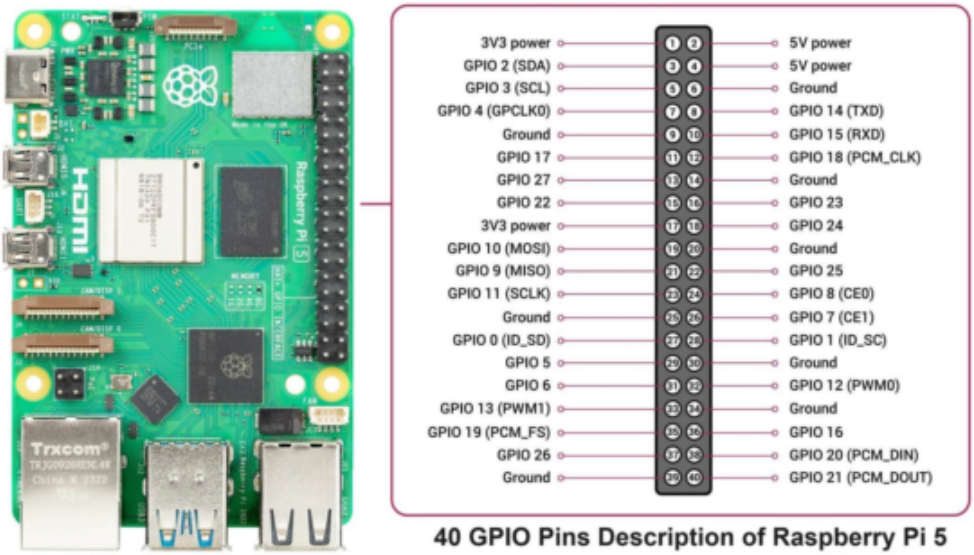


FIGURE 2.14 – Broches GPIO du raspberry pi 5,[44]

On distingue 8 types de broches et usages qu'on peut en faire :
Alimentation : 3,3V ou 5V ;
Ground : masse 0V ;
GPIO : port standard d'entrée/sortie ;
SDA/SCL : lignes de données et d'horloge respectivement, spécifique du bus I^2C ;
TXD/RXD : lignes de données de transmission et reception du protocole UART ;
MOSI/MISO/CEX/SCLK : lignes de données, ligne d'activation et l'horloge de synchronisation pour la transmission de données, utilisées dans le bus SPI ;
PWM : le signal de sortie à rapport cyclique.
En mode sortie, la tension fournie par une broche est de 3,3V et en mode entrée une broche ne tolérera qu'une tension maximum de 3,3V.Seules les deux broches d'arrivée de courant (en rouge) fournissent une tension de 5V.

— Partie logicielle : Le système d'exploitation Raspberry pi OS (64 bits) utilisé pour cette carte est installé à l'aide de l'outil Raspberry pi Imager .



FIGURE 2.15 – Raspberry pi Imager format executable

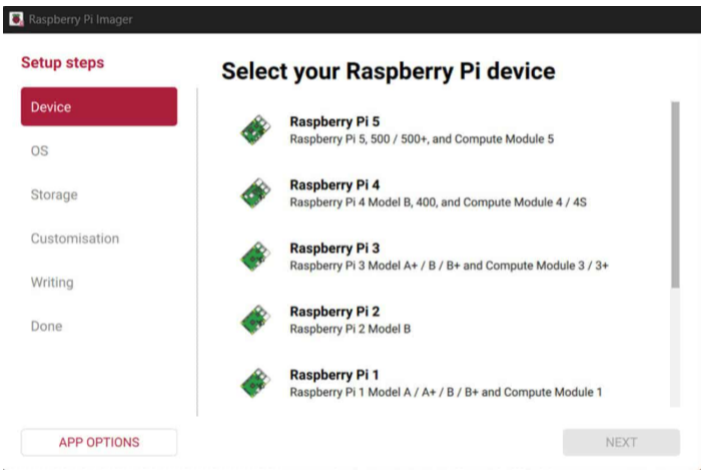


FIGURE 2.16 – L'iterface de raspberry pi Imager

Etapes d'installation du système d'exploitation sur la carte micro SD

La taille de la carte doit être adapté à la taille de l'OS. Pour l'installation de l'OS, on procéde au étapes suivantes :

Configuration du bootloader

Télécharger et ouvrir le Raspberry pi Imager sur l'ordinateur(disponible sur le site officiel de Raspberry Pi). Une fois l'interface apparait comme la figure 2.5, il faut suivre la configuration pour installer le bootloader sur la carte SD. sur **Choose OS** (Choisir l'OS), faire défiler la liste et sélectionnez **Misc utility images** (Images utilitaires diverses) et retrouver **Bootloader**.
Sélectionner le type de démarrage souhaité (par exemple **SD card Boot** pour forcer le démarrage sur carte SD.
Insérer une carte MicroSD dans l'ordinateur et sélectionner votre carte MicroSD sur **Choose Storage** (Choisir le stockage) et terminer en cliquant sur **Write** pour flasher la carte.
Une fois l'opération terminée,on insére cette carte MicroSD dans le lecteur du RPi et la bronche. Il faut la laisser allumer pendant quelques minutes le temps que la LED clignote en vert pour indiquer que la mise à jour s'effectue, puis la débroncher, retirer la carte avec le bootloader configuré.
Un *bootloader* est le premier programme informatique exécuté lors

du démarrage d'un appareil inforamtique.Son rôle fondamental est de préparer le matériel et de charger le système d'exploitation dans la mémoire vive(RAM) pour le lancer.
Contrairement aux ordinateurs classiques, le processeur principal (ARM) du Raspberry Pi n'est pas le premier à se réveiller. Le processeur graphique (GPU) s'active en premier, lit la puce de mémoire contenant le bootloader, et initialise les composants[45].
Le bootloader analyse les supports de stockage pour trouver les fichiers de démarrage. Sur les modèles récents, il gère l'ordre de priorité (ex : démarrer en priorité sur la carte MicroSD, puis sur un disque SSD connecté en USB, ou via le réseau)[45].
Une fois l'emplacement trouvé, il charge le noyau du système (comme Linux) en mémoire RAM, configure les paramètres de base, puis réveille le processeur principal pour qu'il prenne le relais[45].
Sur les anciennes versions du Raspberry Pi, le bootloader était figé dans la mémoire morte (ROM). Pour les modèles récents Raspberry Pi 4, 5 et versions ultérieures, il est stocké sur une puce EEPROM modifiable, ce qui permet de le mettre à jour pour débloquer de nouvelles fonctionnalités (comme le démarrage direct depuis un disque dur USB).

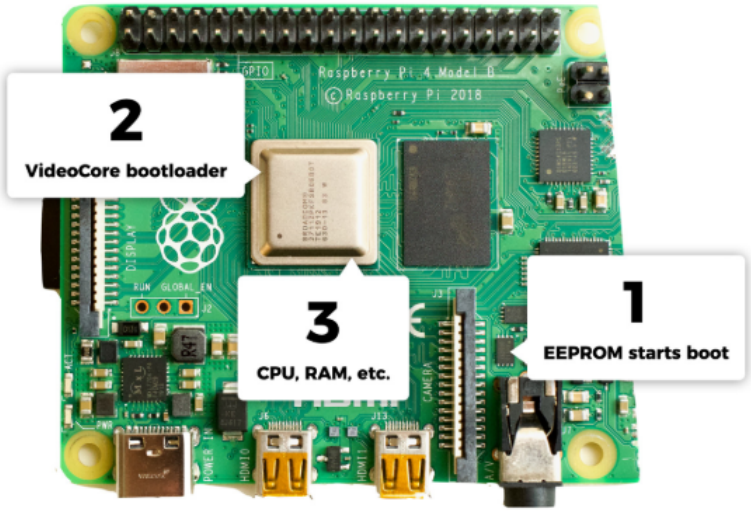


FIGURE 2.17 – Démarrage du Raspberry Pi, [45]

Installation de l'OS

Une fois le Bootloader à jour vient l'étape d'installation de l'OS.
Pour celà , on lance à nouveau Raspberry pi Imager sur l'ordinateur.
Sélectionner l'appareil Raspberry pi 5 dans notre cas, ensuite l'OS recommandé ici Raspberry pi OS(64-bits).
Sélectionner la carte MicroSD utilisé auparavant.
Avant d'écrire l'image, un menu de personnalisation va apparaitre pour faire entrer des données concernant le nom d'hôte, le mot de passe, ou la configuration du Wi-Fi et SSH.
En cliquant **Write**, on lance l'écriture de l'image et la vérification.
A la fin de cette opération, on récupère la carte MicroSD pour l'insérer dans le RPi. Une fois alimentée, la carte est censé démarrer normalement

2.3 Conclusion :

En conclusion, ce chapitre a permis de poser les fondements théoriques de la chaîne d'acquisition et de conditionnement des signaux EEG. L'analyse des différents blocs fonctionnels a mis en évidence les défis techniques liés à la faible amplitude et à la nature bruitée des signaux biomédicaux. Alors que les perspectives technologiques actuelles laissent entrevoir des systèmes EEG toujours plus performants et intégrés, l'optimisation de ces outils devient un enjeu clé pour l'avenir des interfaces cerveau-ordinateur. C'est sur la base de ces exigences théoriques que nous aborderons, dans le chapitre suivant.

Chapitre 3

Réalisation pratique et interprétation des résultats

3.1 Introduction

Pour finaliser ce mémoire, ce chapitre présente tous les outils utilisés dans l'acquisition, le traitement et la visualisation du signal EEG.Les résultats obtenues seront interprétés et analysés pour pouvoir répondre à la problématique posée en vérifiant les hypothèses. On proposera comme perspective les applications utilisant le signal EEG.

3.2 Conception du circuit d'acquisition du signal EEG

En se basant sur les données théoriques vues dans le chapitres précèdant, la chaîne d'enregistrement du signal EEG est résumé par un schéma bloc comportant les étapes d'extraction, traitement et visualisation.

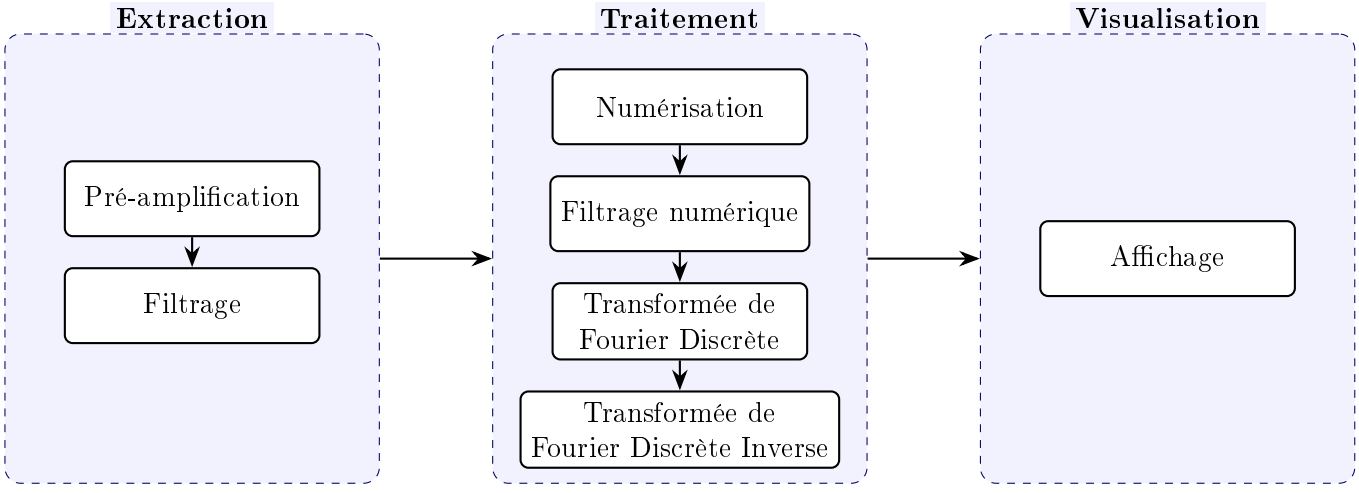
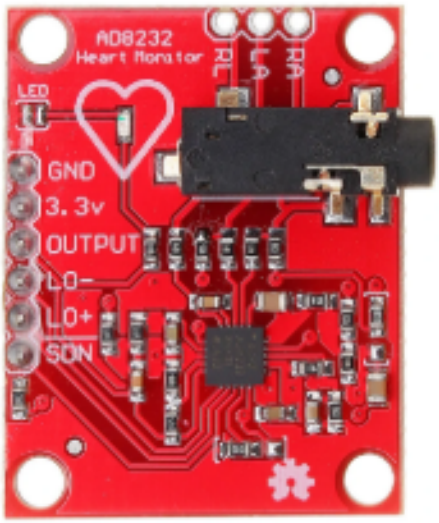


FIGURE 3.1 – Schéma bloc représentant la chaîne globale d'extraction, de traitement et de visualisation du signal EEG

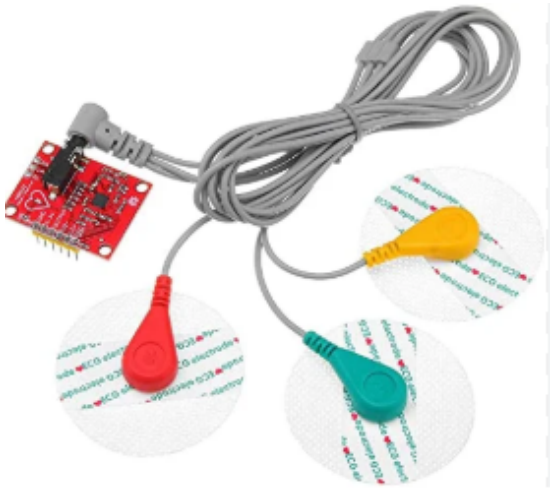
La figure 3.1 représente la chaîne d'acquistion du signal EEG en partant du signal analogique brut obtenue à l'aide d'un module d'acquisiton appelé AD8232, vers les données numériques exploitable en passant par le traitement de signal.

3.3 Description de la carte AD8232

Le module AD8232 est un capteur compacte conçu pour la detection de l'activité électrique du coeur. La sortie analogique est représentatif de l'Electrocardiogramme. Le signal obtenu est detectable grâce à un circuit de conditionnement integré dans cette carte permettant d'amplifier et filtrer le signal brut provenant des électrodes caractérisé par son faible amplitude et bruité.



(a) Le module AD8232



(b) Kit ECG munie de trois électrodes

L'AD8232 représente une solution commerciale utilisé pour la mesure de biopotentiels dansle domaine biomédicale. Le ne comporte pas de CAN contrairment à l'aternative de ce module qui intègre les puces de la familles ADC129 de Texas Instruments, CAN, interfaces EMG,ECG et EEG integrées. Cette solution semble contenir toute une interface réussie mais sa conception reste très complexe et emcombrante. Dans la section suivante, nous allons aborder la conception les principaux caractéristiques

3.3.1 Broches accessibles du module

Le module expose neuf connexions de la puce sur lesquelles on peut souder des broches, des fils ou d'autres connecteurs.

- La broche 3.3V correspond à la borne d'alimentation +VS de la puce avec une tension de 3.3V.
- La broche GND est la masse commune du circuit.
- La broche OUTPUT correspond à la sortie OUT de l'amplificateur opérationnel interne c'est sur cette broche que l'on récupère le signal ECG entièrement conditionné et filtré, prêt à être connecté à l'ADC.
- Les broches LO+ et LO correspondent respectivement aux sorties LOD+ et LOD de la puce. Elles indiquent l'état de connexion des électrodes : chacune passe à l'état haut lorsque l'électrode correspondante est débranchée, permettant au microcontrôleur de détecter une déconnexion avant d'interpréter le signal de sortie.
- La broche SDN est l'entrée de mise en veille (Shutdown) ; elle place le circuit en mode basse consommation lorsqu'elle est tirée à l'état bas.

Du côté des électrodes, la broche RA (Right Arm) est connectée à l'entrée négative IN de l'amplificateur d'instrumentation et reçoit l'électrode du bras droit. La broche LA (Left Arm) est connectée à l'entrée positive +IN et reçoit l'électrode du bras gauche. Enfin, la broche RL (Right Leg) est reliée à la sortie RLD de l'amplificateur de jambe droite ; l'électrode fixée à cette broche est une électrode pilotée qui améliore le rejet des interférences de mode commun, notamment le bruit du réseau électrique à 50/60 Hz.
la LED soudée à la carte clignote en rythme avec chaque battement cardiaque détecté.

Le module AD8232 est équipé d'un connecteur jack femelle 3,5 mm de type biomédical, soudé directement sur la carte. C'est par ce connecteur que les électrodes cutanées sont raccordées au module pour l'acquisition du signal cardiaque. Nature et rôle du connecteur Le module est livré avec un câble dont une extrémité dispose d'un jack audio standard 3,5

mm mâle et l'autre extrémité est équipée de trois petits connecteurs à pression (snap-on) destinés à se fixer sur les pastilles électrodes autocollantes.
Le jack 3,5 mm est de type TRS (Tip, Ring, Sleeve), ce qui lui permet de transporter trois signaux distincts sur un seul connecteur : la pointe (Tip) transporte le signal de l'électrode LA, L'anneau (Ring) transporte le signal de l'électrode RA„et le manchon (Sleeve) transporte le signal de l'électrode RL.

3.3.2 Caractéristiques de la carte AD8232

Le capteur ECG AD8232 est caractérisé par :

— Alimentation : la tension d'alimentation est comprise entre 2.0 volt et 3.5 V ; faible consommation de courant de l'ordre de 170 µA [46].

— Performance du signal : Un gain d'amplification de 100 ; le taux de rejection du mode commun (CMRR) atteint 80 dB de CC à 60 Hz réduisant efficacement le bruit du réseau électrique [46].

— Protection et robustesse : filtre RFI interne qui protège les entrées contre les interférences radiofréquences pouvant être captées par les câbles des électrodes [46].

— Boitier et dimensions : La taille du module est de 35 mm x 30 mm , la puce AD8232 est logée dans un boîtier LFCSP de 20 broches, La plage de température de fonctionnement s'étend de 40°C à +85°C, avec des performances spécifiées entre 0°C et 70°C [46].

— Sortie : La sortie OUT est de type rail-à-rail [46], ce qui signifie que le signal peut atteindre les niveaux proches de la tension d'alimentation et de la masse. il est primordial de passer pour une comparaison des signaux EEG et ECG.

3.3.3 La modification de la carte AD8232(le passage de l'ECG vers l'EEG)

On va utiliser la carte électronique de conditionnment de signal consé être l'ECG pour la detection d'autres potentiels tel que l'Electroencé-

phalogramme.Pour cela, Le module doit permettre de lire un signal plus faible de l'ordre de microvolts. L'obtention de données fiables à partir de ce module demande quelques modifications illustrées dan les figures suivantes.

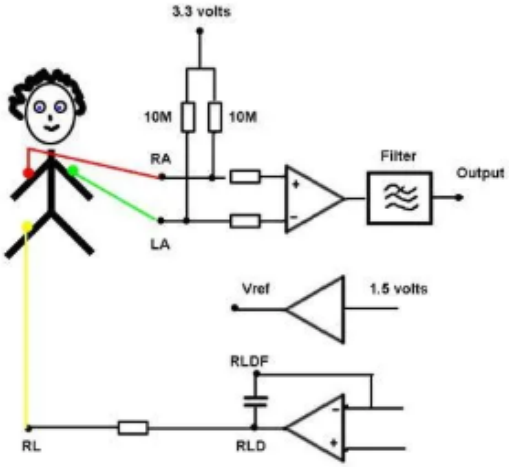


FIGURE 3.3 – Circuit électronique de la carte AD8232 de la détection ECG, [47]

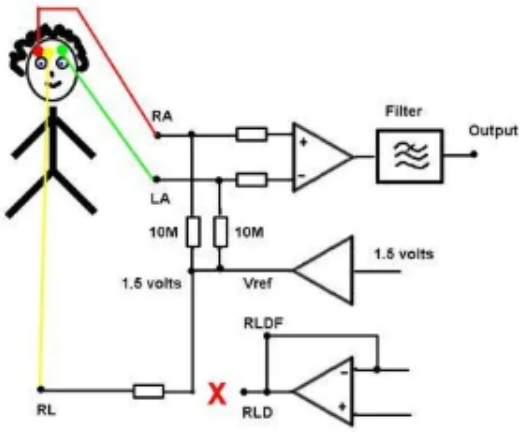


FIGURE 3.4 – Circuit électronique de la carte AD8232 après modifications, [47]

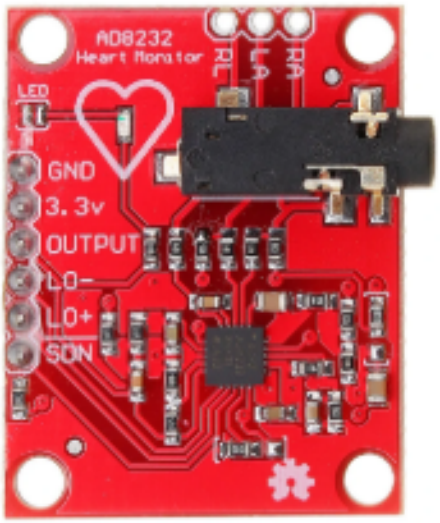


FIGURE 3.5 – Le module AD8232

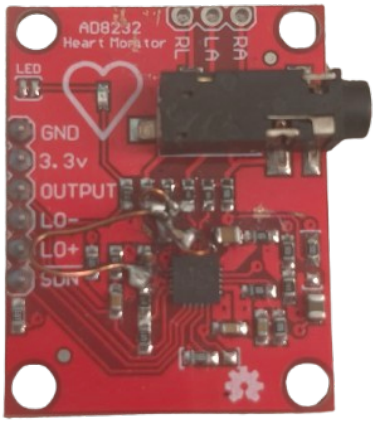


FIGURE 3.6 – Le module AD8232 modifié

Les deux entrées de l'amplificateur d'instrumentation doivent être reliées à un potentiel médian tel que Vref (1,5 volt).

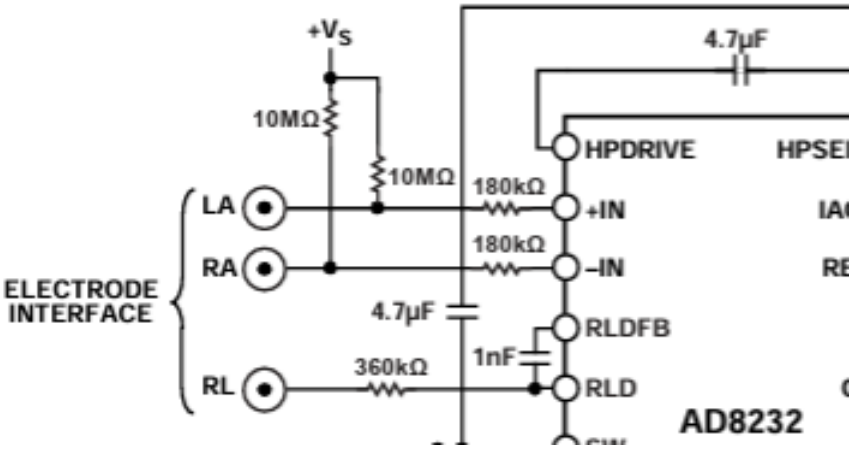


FIGURE 3.7 – Le circuit électronique de conditionnment à modifier,[46]

On y parvient en coupant la piste reliant les deux résistances de 10 MΩ à l'alimentation 3,3 V et en reliant l'extrémité coupée à Vref par un fil. Les deux entrées de l'amplificateur d'instrumentation sont alors au potentiel médian, ce qui signifie que la sortie de l'AD8232 oscille autour de 1,5 V CC.
La fiche technique de l'AD8232 recommande de court-circuiter les broches RLD et RLDF (retour d'information de la commande de la jambe droite) lors de l'utilisation d'un circuit à deux fils. Ceci est réalisé en court-circuitant le condensateur reliant ces deux broches. L'autre extrémité libre est relié à Vref Pour procéder à ces modifications, nous avions besoin de :

— Fer à souder
— Etain
— Pince coupante
— Fil conducteur
— Multimètre

Rôle des composants consituant le circuit de conditionnment : Les résistances de 10 MΩ constituent une protection contre les surtensions et les décharges électrostatiques pouvant provenir du contact avec le corps humain. Elles assurent aussi la polarisation des entrées de l'amplificateur d'instrumentation en les maintenant à un potentiel de repos défini (Vref), ce qui garantit un point de fonctionnement stable même en l'absence de signal ou en cas de déconnexion d'une électrode.

Le signal différentiel (RA LA) est appliqué aux entrées de l'amplificateur d'instrumentation, qui amplifie uniquement la différence entre les deux entrées tout en rejetant les tensions de mode commun (bruit identique sur les deux électrodes). La tension Vref = 1,5 V sert de masse virtuelle et centre le signal amplifié au milieu de la plage d'alimentation de 3 V, évitant ainsi toute saturation de la sortie vers le haut ou vers le bas.
La sortie de l'amplificateur d'instrumentation passe par un bloc Filter visible sur le schéma. Ce filtre est composé d'un filtre passe-haut pour éliminer la composante continue et les dérivés lentes (artefacts respiratoires, dérive de l'électrode), et d'un filtre passe-bas pour couper les hautes fréquences parasites au-delà de la bande utile du signal EEG. En sortie de ce bloc, le signal est centré sur Vref, et prêt à être numérisé.

3.4 Numérisation dans le traitement du signal

Le signal conditionné disponible en Output est ensuite appliqué à l'entrée d'un convertisseur analogique-numérique. Ce signal est centré autour de 1,5 V avec une amplitude variant selon l'activité cérébrale.
Cette étape est définit par trois étapes importantes :

3.4.1 Echantillonage

L'échantillonnage est la première étape de la numérisation. Elle consiste à prélever la valeur instantanée du signal EEG analogique à des instants régulièrement espacés, séparés par une période d'échantillonnage Te. Le signal EEG continu dans le temps est ainsi transformé en une suite de valeurs discrètes dans le temps mais encore continues en amplitude.
Le principe de l'échantillonage est basé sur le théorème de Shannon-Nyquist.

A. Théorème de Shannon-Nyquist Ce théorème est la règle fondamentale qui gouverne le choix de la fréquence d'échantillonnage. Il stipule que pour reconstituer fidèlement un signal à partir de ses échantillons, la fréquence

d'échantillonnage Fe doit être strictement supérieure au double de la fréquence maximale Fmax contenue dans le signal :

$Fe > 2F_{max}$

Pour le signal EEG, la bande de fréquences utile s'étend de 0,5 Hz à 100 Hz . La fréquence d'échantillonnage minimale théorique est donc de 200 Hz. En pratique, on choisit une valeur de 256 Hz nettement supérieure pour avoir une marge de sécurité et une meilleure fidélité de reconstruction .

B. repliement spectral (aliasing) Si la condition de Shannon n'est pas respectée, un phénomène de repliement spectral (aliasing) se produit : les composantes hautes fréquences du signal se replient sur les basses fréquences et deviennent indiscernables du signal utile, introduisant une distorsion irréversible. C'est pourquoi un filtre anti-repliement (filtre passe-bas analogique) est systématiquement placé avant l'ADC pour éliminer toutes les fréquences supérieures à Fe/2. Dans le cas de l'AD8232, ce rôle est assuré par le filtre passe-bas intégré.

3.4.2 Quantification

La quantification est la deuxième étape. Elle consiste à associer à chaque échantillon continu en amplitude la valeur discrète la plus proche parmi un ensemble fini de niveaux prédéfinis. C'est cette opération qui introduit une erreur inévitable appelée erreur de quantification ou bruit de quantification.

A. Résolution et nombre de niveaux La résolution de l'ADC est exprimée en bits (N). Elle détermine le nombre de niveaux de quantification disponibles :

Nombre de niveaux = 2^N où N est le nombre de résolution en bits

B. Quantification linéaire (centrée) L'erreur de quantification $\epsilon(n)$ est la différence entre la valeur réelle de l'échantillon $x(n)$ et la valeur quantifiée

$x_q(n)$ qui lui est assignée :

$\epsilon(n) = x(n) - x_q(n)$

Cette erreur est bornée entre +/- q/2 [48] où q représente le pas de quantification. Elle est assimilée à un bruit blanc additif dont la puissance [48] est :

$\epsilon^2 = q^2/12$

Plus la résolution N est grande, plus q est petit et plus ce bruit est faible, améliorant ainsi le rapport signal sur bruit de quantification (SQNR).

3.4.3 Codage

Le codage est la troisième et dernière étape. Il consiste à représenter chaque valeur quantifiée sous forme d'un mot binaire de N bits.
En pratique , nous disposons de l'ADS1115 comme module ADC.Sa haute résolution permet de diviser la plage de tension en 2^{16} (65536) niveaux numériques ainsi qu'un raspberry pi 5 très puissant pour le traitement numérique du signal EEG.

3.5 Montage proposé

Les broches GPIO du raspberry pi sont numériques, et ne peuvent lire des données analogiques. Dans ce cas, il faut utiliser un convertisseur analogique numérique tel que l'ADS1115 qu'on a utilisé .

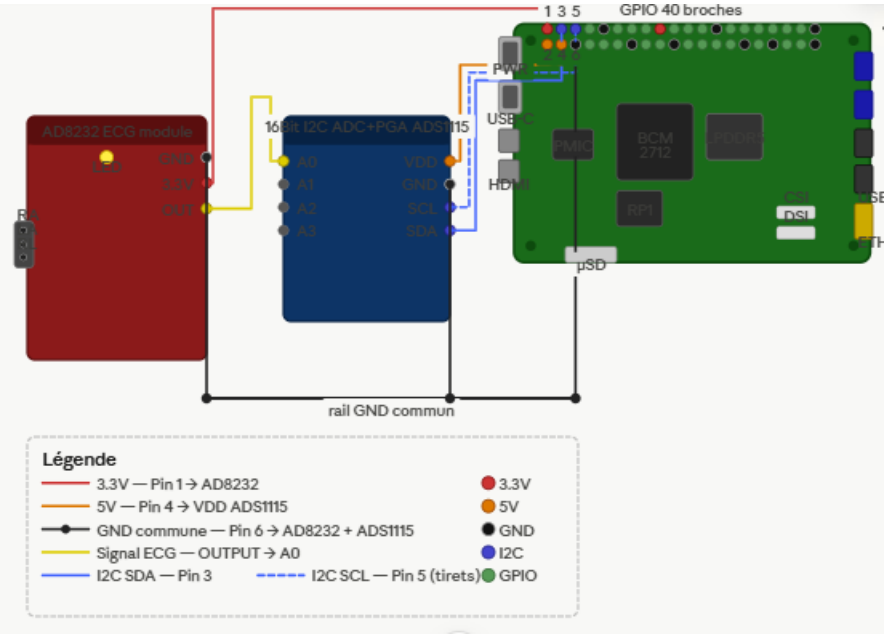


FIGURE 3.8 – Cablage du circuit

Le schéma donné dans la figure montre le câblage complet entre les trois composants principaux du système d'acquisition : le module ECG AD8232 (à gauche, en rouge), le convertisseur analogique-numérique ADS1115 (au centre, en bleu) et la carte Raspberry Pi 5 (à droite, en vert), reliée via son connecteur GPIO 40 broches.

— Alimentation 3.3V (fil rouge) — Le Pin 1 du Raspberry Pi 5, qui délivre une tension de 3.3V, est relié à la broche d'alimentation 3.3V du module AD8232. Cette tension correspond à la plage d'alimentation requise par le composant (2,0 V à 3,5 V).

— Alimentation 5V (fil orange) — Le Pin 4 du Raspberry Pi 5, qui délivre 5V, alimente la broche VDD de l'ADS1115. L'ADS1115 acceptant une plage d'alimentation de 2 V à 5,5 V, le 5V offre une marge dynamique plus large pour la conversion analogique-numérique.

— Masse commune / GND (fil noir) — Une masse commune relie le Pin 6 du Raspberry Pi 5 (GND) aux broches GND de l'AD8232 et de l'ADS1115. Ce rail GND commun, visible en bas du schéma, garantit une référence de tension unique pour l'ensemble du circuit, condition indispensable au bon fonctionnement de la mesure différentielle et de la communication I^2C.

— Signal de sortie (fil jaune) — La sortie OUTPUT de l'AD8232, qui

délivre le signal cardiaque conditionné et filtré, est connectée directement à l'entrée analogique A0 de l'ADS1115. C'est ce signal qui sera numérisé par le convertisseur. Bus I^2C — SDA (fil bleu plein) — La broche SDA de l'ADS1115 est reliée au Pin 3 du Raspberry Pi 5, correspondant à la ligne de données du bus I^2C.

— Bus I^2C — SCL (fil bleu en tirets) — La broche SCL de l'ADS1115 est reliée au Pin 5 du Raspberry Pi 5, correspondant à la ligne d'horloge du bus I^2C. Le tracé en tirets permet de la distinguer visuellement de la ligne SDA.

L'ensemble de ce câblage permet d'assurer trois fonctions essentielles : l'alimentation des deux modules à partir des sorties 3.3V et 5V du Raspberry Pi (avec une masse commune garantissant la cohérence des potentiels de référence), le transfert du signal analogique EEG de l'AD8232 vers l'entrée A0 de l'ADS1115 pour numérisation, et la communication numérique entre l'ADS1115 et le Raspberry Pi 5 via le bus I2C (lignes SDA et SCL), permettant la lecture des valeurs numérisées par l'unité de traitement.

3.6 Programmation

Une fois le signal EEG numérisé par l'ADS1115 et transmis au Raspberry Pi 5, il doit subir plusieurs étapes d'analyse spectral afin d'en extraire les informations pertinentes dont les bandes de fréquences.
Cette chaîne de traitement s'effectue entièrement en logiciel en language Python à l'aide des bibliothèques NumPy, SciPy et Matplotlib.
Le programme, écrit en Python et destiné à s'exécuter sur le Raspberry Pi 5, assure l'acquisition, l'affichage et l'enregistrement en temps réel du signal EEG numérisé par l'ADS1115.

Il s'appuie sur la bibliothèque Adafruit CircuitPython pour communiquer avec l'ADC via le bus I2C, et sur Matplotlib pour la visualisation graphique dynamique du signal.

3.6.1 Importation des bibliothèques

Le programme commence par importer les modules nécessaires : time pour la gestion temporelle, matplotlib.pyplot pour le tracé du graphique, numpy pour la manipulation de tableaux numériques, ainsi que board et busio qui font partie de la bibliothèque Blinka d'Adafruit et permettent d'accéder au matériel du Raspberry Pi (broches GPIO et bus I2C) de manière abstraite.
Enfin, les modules spécifiques à l'ADS1115 sont importés prédement via l'invite de commande : adafruit_ads1x15.ads1115 (pour la classe principale du convertisseur) et adafruit_ads1x15.analog_in (pour la lecture des canaux analogiques via la classe AnalogIn).

3.6.2 Initialisation de la communication I^2C et du convertisseur

Le programme initialise le bus I2C à l'aide de busio.I2C(board.SCL, board.SDA), ce qui correspond aux broches Pin 5 (SCL) et Pin 3 (SDA) du Raspberry Pi 5 utilisées dans le câblage. Une instance de l'ADS1115 est ensuite créée via ADS.ADS1115(i2c), puis le gain de l'amplificateur programmable interne de l'ADC est configuré, ce qui détermine la plage de tension d'entrée admissible et la résolution effective de la conversion. Enfin, le canal analogique A0 est défini comme entrée de lecture grâce à AnalogIn(ads, ADS.0), correspondant à la broche A0 reliée à la sortie OUTPUT de l'AD8232.

3.6.3 Echantillonage

Une fréquence d'échantillonnage de fe = 256 Hz est définie, ainsi qu'un vecteur temporel t généré avec np.arange(0, T, te) avec T est l'intervalle de temps , te représente la période d'échantillonnage correspondante ($te = \frac{1}{fe}$). Ce vecteur servira d'axe des abscisses pour le tracé en temps réel du signal.

3.6.4 L'affichage graphique

Ensuite une initialisation d'un tableau d pour stocker les échantillons acquis, définit par des zéros sur la durée déterminé par le vecteur temporel t, via une boucle for . La figure est configurée avec plt.ion() pour activer le mode interactif pour un affichage non bloquant et mise à jour continue, puis une figure et un axe sont créés avec plt.subplots. Le graphique est paramétré avec un titre , des étiquettes pour les axes x (« temps ») et y (« amplitude du signal »), ainsi qu'une limite verticale fixée par ax1.set_ylim(0, 3), correspondant à l'intervalle de valeurs attendu du signal.

3.6.5 Boucle d'acquisition principale

La boucle infinie while True constitue le cœur du programme. À chaque itération, elle effectue les opérations suivantes : lecture de la tension instantanée sur le canal A0 via la propriété .voltage de l'objet AnalogIn , pause d'une durée time.sleep(0.05) correspondant à environ 20 Hz pour réguler le rythme d'acquisition, ajout de la nouvelle valeur lue à la liste de données via d.append(val.voltage), suppression du plus ancien échantillon de la liste pour conserver une fenêtre glissante de taille constante (d.pop(0)), mise à jour des données affichées sur le graphique via line_eeg.set_ydata(np.array(d)), puis rafraîchissement de l'affichage avec fig.canvas.draw() et fig.canvas.flush_events(), et enfin une nouvelle pause de time.sleep(0.01) avant de recommencer le cycle.

3.6.6 Fonctionnement global

Ce programme réalise donc une visualisation en temps réel du signal EEG sous forme de fenêtre glissante : à chaque cycle, une nouvelle valeur de tension est lue depuis l'ADS1115, ajoutée à droite du graphique, tandis que la valeur la plus ancienne est retirée à gauche, créant ainsi l'effet d'un tracé défilant, similaire à celui d'un moniteur EEG hospitalier. La fréquence de mise à jour du graphique est régulée par un pas d'échantillonnage.
Le résultat est montré dans la figure 3.9, qui correspond au signal EEG

extrait du module d'acquisiton. Néonmoins le signal est accommpagné de bruit très visible par la largeur des pics variant souvent autour de 1.5 V qui corrsespond à la tension de référence du module. Pour réduire ce bruit, la solution proposée est d'utiliser un filtrage nuérique.

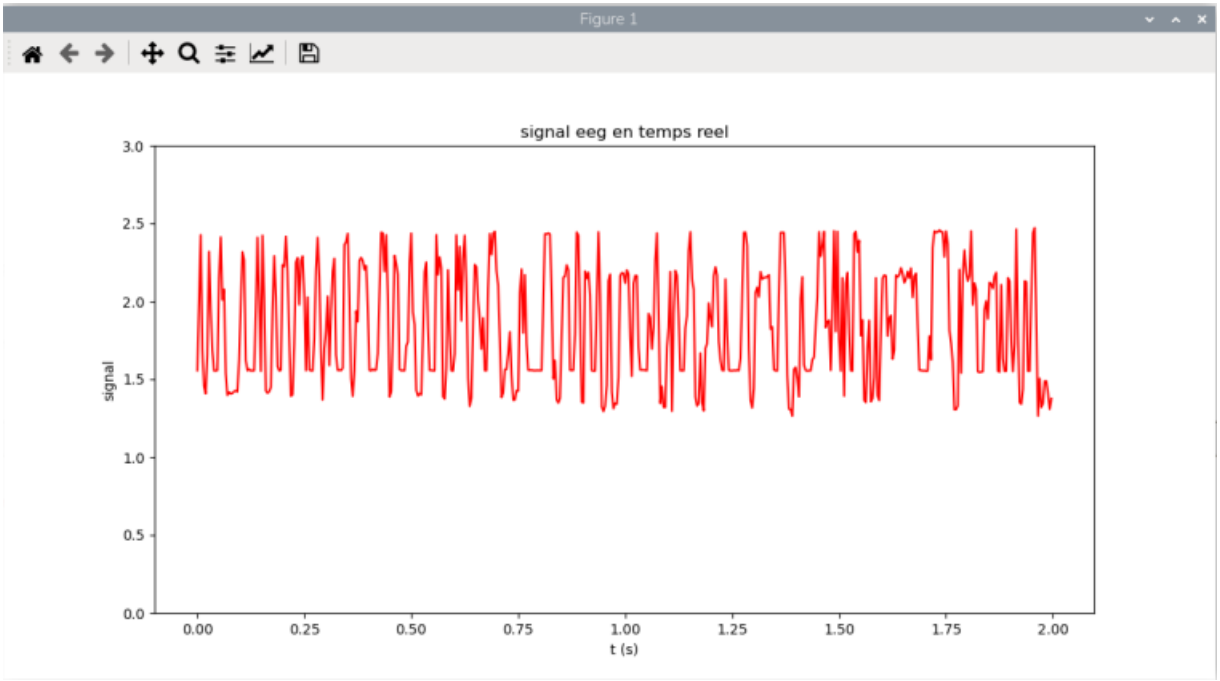


FIGURE 3.9 – Le signal EEG au repos

Un filtre numérique intervient pour supprimer les bruits introduits par le matériel d'acquisition. À ce niveau, le signal présente encore plusieurs types d'artefacts. L'artefact de clignement des yeux, est quasi permanent dans le signal, du fait des mouvements involontaires des paupières. Le signal subit également des interférences électromagnétiques, dont les origines sont multiples : déplacements du sujet, présence d'appareils électroniques (ordinateurs, téléphones), câbles reliant les différents modules du montage, ou encore champs électromagnétiques présents dans l'environnement.

3.6.7 Filtre numérique

Face à ces problèmes, notre approche consiste à appliquer un filtrage passe-bande, qui retire à la fois les basses et les hautes fréquences indésirables, pour obtenir un signal EEG moins bruité. Le filtre numérique doit cependant être choisi en fonction des caractéristiques du signal à traiter, et trois grandes catégories sont couramment utilisées en traitement du

signal :

Le filtre Butterworth est un filtre linéaire dont l'objectif est d'offrir un gain le plus stable possible sur toute sa bande passante[39].

Le filtre Tchebychev, lui, autorise une certaine ondulation, soit au niveau de la bande passante (on parle alors de filtre Tchebychev de type 1, ou direct), soit au niveau de la bande atténuée (filtre de type 2, ou inverse). Lorsque cette ondulation apparaît à la fois dans la bande passante et dans la bande atténuée, le filtre est qualifié d'elliptique[39].

Le filtre Bessel, parfois appelé filtre de Thompson, fait partie des filtres polynomiaux dits « tout pôle ». Sa particularité réside dans un temps de propagation constant sur l'ensemble de la bande passante : toutes les fréquences pures sont donc retardées de manière identique en traversant le filtre, ce qui réduit la distorsion appliquée à un signal complexe[49].

Notre choix pour cette étape s'est porté sur un filtre passe-bande de Butterworth d'ordre 4, opérant entre 1 Hz et 30 Hz. Cette sélection repose sur la propriété de gain constant de ce filtre sur toute sa bande passante, un critère déterminant pour le traitement du signal EEG dans notre cas. Les résultats de cette étape de filtrage sont présentés dans la figure .

De plus,nous avons procédé à une analyse fréquentielle à l'aide de la transformée de Fourier rapide (FFT). Cette technique permet de représenter la répartition de la puissance du signal en fonction de la fréquence, rendant ainsi possible la détection de variations fréquentielles au sein de l'EEG .

Pour le programme, nous avons importer les fonctions issues du module scipy.signal :butter et sosfilt pour appliquer un filtre numérique Butterworth. La fonction butter sert à determiner l'ordre du filtre, en général, plus l'ordre est élevé, plus la coupure est raide, vient ensuite la fréquence de coupure et le type de filtre sur btype , dans notre cas il s'agit d'un filtre passe-bande bornée dans les extrémité 0.5 et 40 Hz qui sert à determiner l'échelle spectral spécifique du signal EEG,et enfin outputs pour

le format de sortie du filtre. Il est fortement recommandé d'utiliser 'sos' (Second-Order Sections) pour éviter des erreurs d'arrondi ou des instabilités numériques.
Rfft et rfreqfft sont des fonctions conçues pour optimiser le calcul de la transformée de Fourier de signaux réels. En appliquant une FFT classique sur un signal purement réel, les fréquences calculées présentent une symétrie mathématique (dite symétrie hermitienne). La moitié des résultats est donc redondante.rfft tire parti de cette propriété pour ne calculer et retourner que la partie non redondante du spectre. Pour un signal de n points, la fonction ne renvoie que $\frac{N}{2}+1$ éléments (si N est pair), correspondant aux fréquences allant de 0 Hz jusqu'à la fréquence de Nyquist (la moitié de la fréquence d'échantillonnage).
Le calcul est donc plus rapide et nécessite deux fois moins de mémoire de stockage.

On procède à la visulation de deux figures : signal EEG après le passage du filtre butterworth et le spectre de fréquences correspondant .

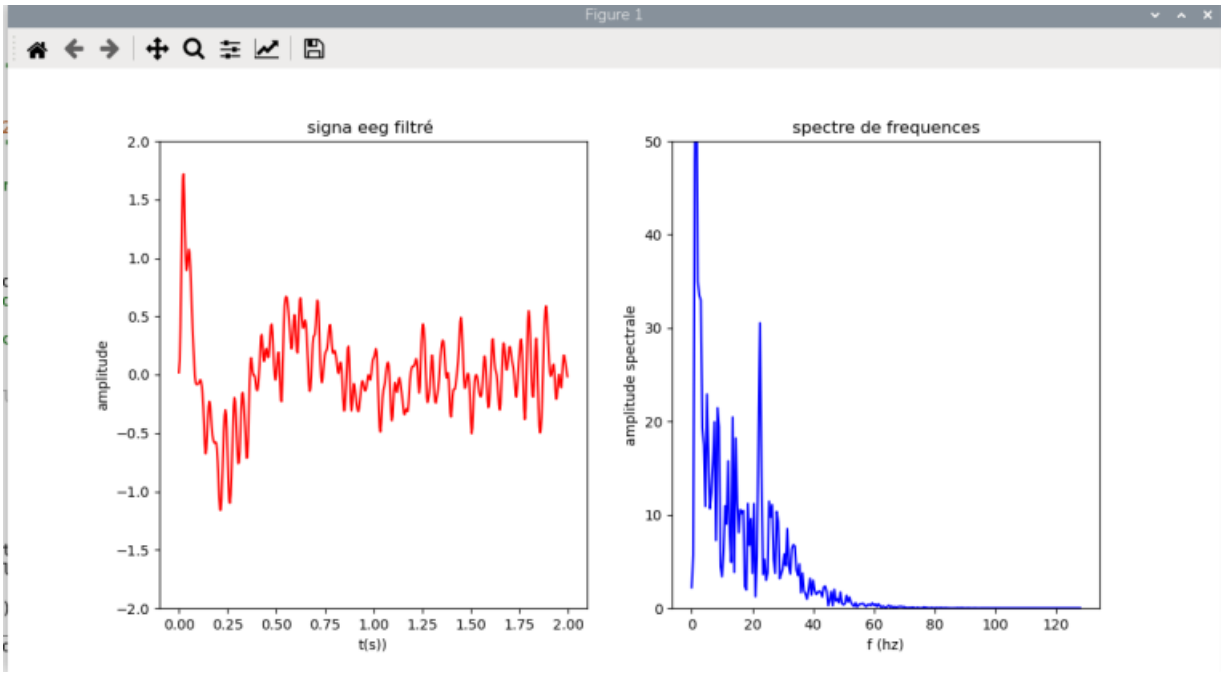


FIGURE 3.10 – Signal EEG en appliquant un filtre Butterworth entre 1 Hzv et 30 Hz

Pour souligner l'existance de bruité dans le signal EEG brut, on a opté pour l'application du filtre Butterworth qui diminie considérablement l'amplitude des pics et on obtient un signal EEG moins bruité avec

une fréquence d'échantillonage de 256 Hz. Le filtre peut s'appliquer sur des intervalles plus petits.En variant l'intervalle du fille passe-bande, on visualise les différentes bandes de fréquences mentionnées dans le chapitre 1 dans les figures ci-dessous

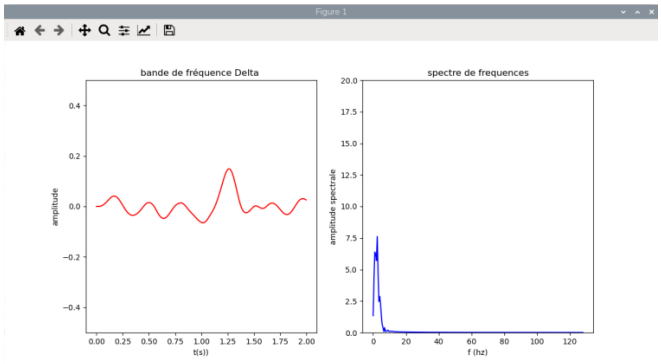


FIGURE 3.11 – Bande de fréquence Delta

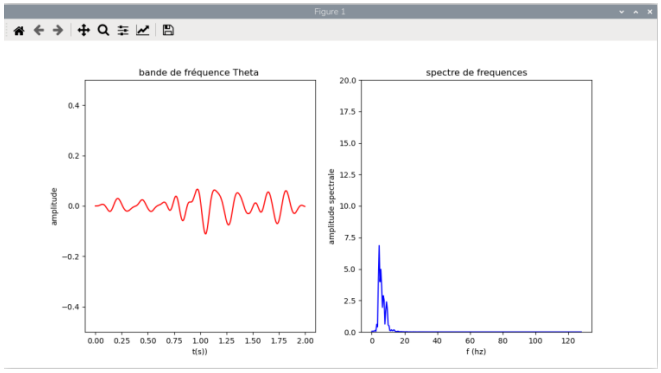


FIGURE 3.12 – Bande de fréquence Thêta

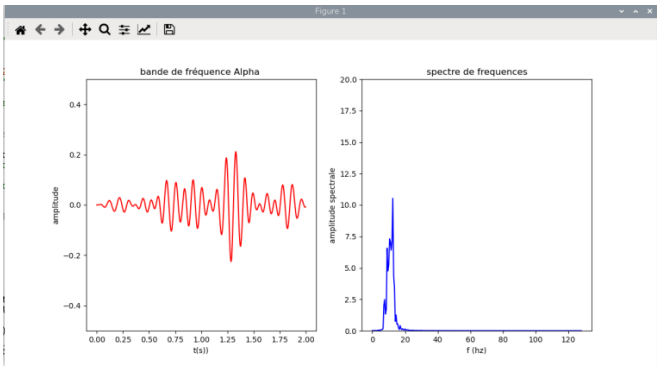


FIGURE 3.13 – Bande de fréquence Alpha

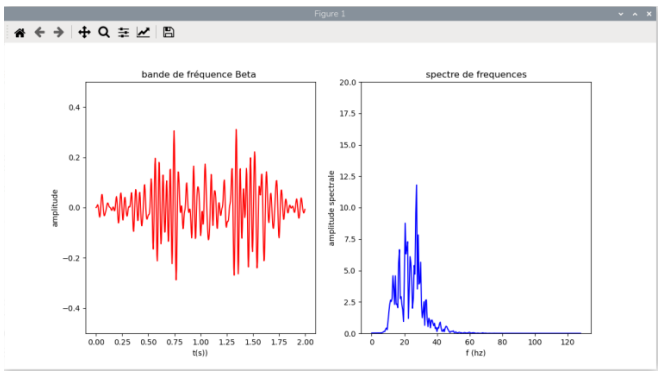


FIGURE 3.14 – Bande de fréquence Bêta

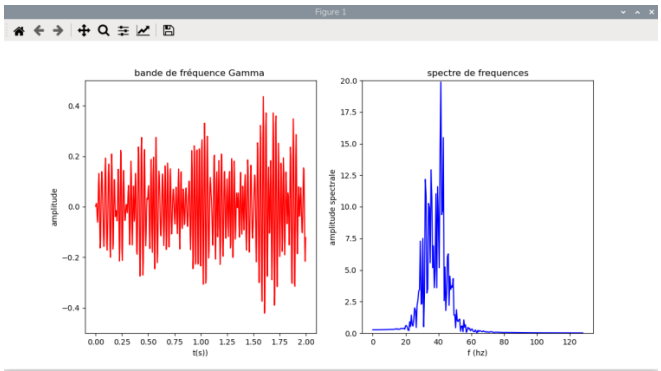


FIGURE 3.15 – Bande de fréquence Gamma

Ce calcul est effectué dans deux cas :
L'état de repos montre un signal EEG moins bruité pa rapport à la figure du signal brut. Ce sont des pics constants qui varient autour de 0 . Le spectre d'amplitude correspondant varie bien les bornes de fréquences fixés dans les paramètres du filtre numérique.

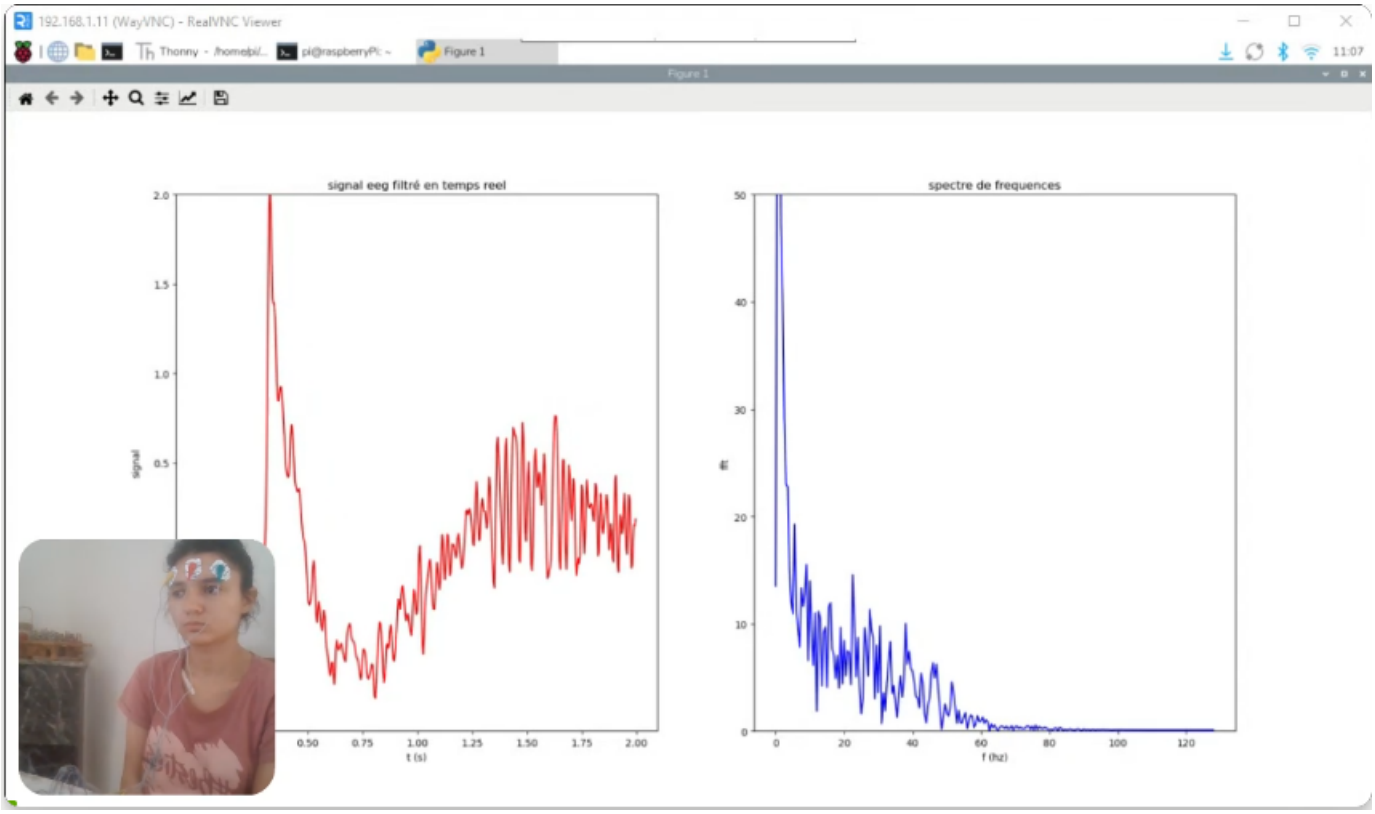


FIGURE 3.16 – Le signal eeg filtré et son spectre de fréquence en temps réel au repos

Dans l'état de clignement ,un clin d'oeil est traduit un pic souvent detecté dans la bande alpha entre les fréquence 8-13Hz . Dans notre cas les grandes fluctuations dans le spectres fréquentiels sont dut à l'amplitude au nuveau de la bande Bêta .

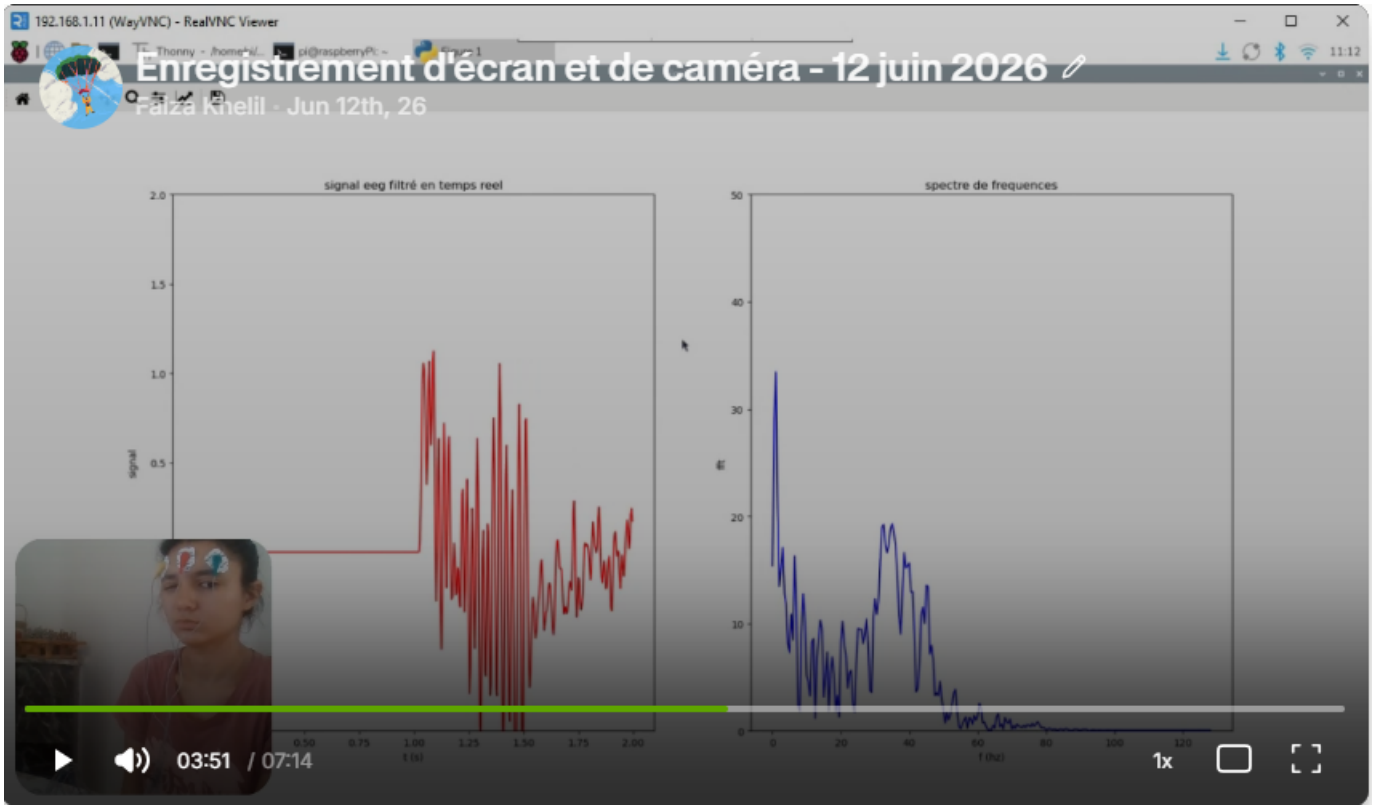


FIGURE 3.17 – Le signal eeg filtré et son spectre de fréquence en faisant un clin d'oeil

Il est possible de réaliser la commande de LED en testant le circuit obtenue à partir de [47].

3.7 Circuit de détection de clin d'oeil

La figure 3.18 est le circuit électronique qui permet de faire le clignement de led suivant le clignement de l'oeil.
Le signal EEG analogique sort sur la broche Output. Sa composante continue (offset) est mesurée à 1.5V, ce qui permet de centrer le signal alternatif pour qu'il ne devienne pas négatif.
Le signal passe à travers une résistance de 220 kΩ et se sépare vers deux amplificateurs opérationnels (AOP) du boîtier LM324 câblés en suiveurs de tension (broches 12-13-14 et 1-2-3).
Ils servent de tampons d'impédance (buffers)et isolent le module de capture AD8232 des étages de comparaison suivants pour éviter d'atténuer le signal .
Le signal arrive ensuite sur l'entrée d'un AOP câblé en comparateur de tension. C'est ici que se fait la distinction entre l'œil gauche et l'œil droit : Œil Gauche - Broches 8-9-10) :L'entrée inverseuse (broche 9) est fixée à

un seuil de 2.8V par un pont diviseur de tension (10 kΩ / 15 kΩ).Si le signal issu du clignement de l'œil gauche dépasse 2.8V, la sortie (broche 8) passe instantanément à l'état haut (+5V), sinon elle reste à 0V.
Œil Droit - Broches 5-6-7) :L'entrée non-inverseuse (broche 5) est fixée à un seuil très bas de 0.2V par un autre pont diviseur (10 kΩ / 1200 Ω).Le clignement de l'œil droit génère une impulsion inverse. Si le signal descend en dessous de 0.2V, la sortie (broche 7) bascule pour envoyer un signal logique au microcontrôleur.
Les signaux carrés (Tout ou Rien : 0V ou 5V) arrivent sur les broches numériques d'entrée 4 et 5 du microcontrôleur.Dès que le microcontrôleur détecte un état haut sur l'une de ces broches, il active les broches de sortie correspondantes (6 ou 7).Cela allume la LED de gauche ou la LED de droite , protégées par des résistances de 330 Ω pour limiter le courant.

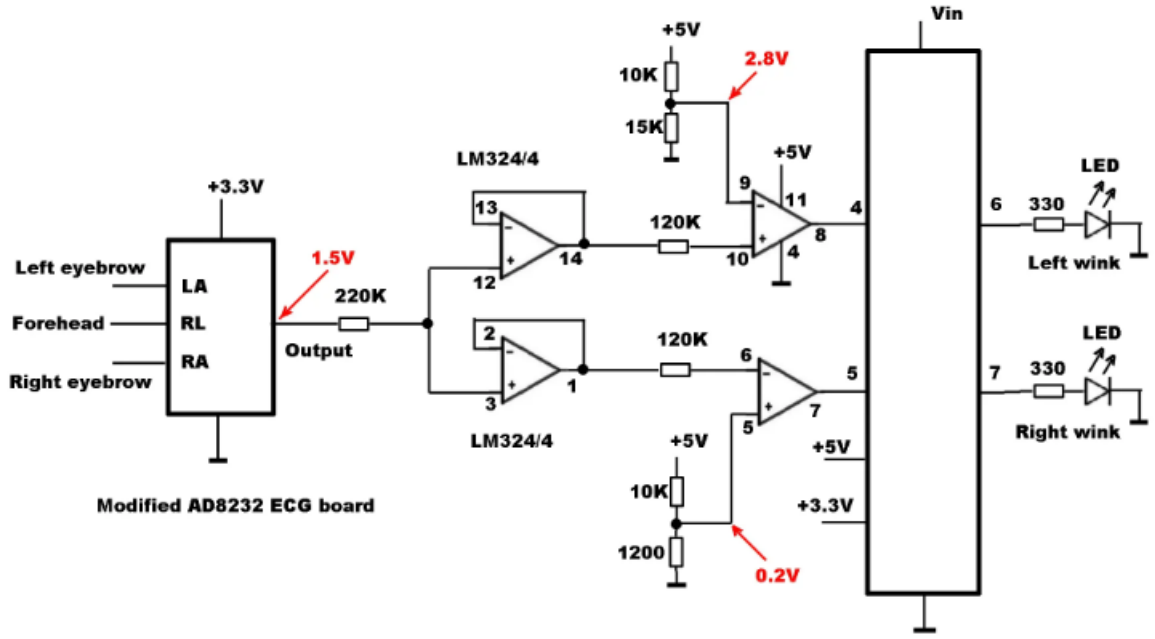


FIGURE 3.18 – Circuit de detection de clin d'oeil, [47]

Les photos ci-après présentent les résultats issus du montage détecteur de clin d'œil.
Les ondes EEG provenant de la carte AD8232 modifiée se situent approximativement autour de 1,5 volts.
Quand l'œil gauche cligne, le signal de sortie de l'AD8232 s'élève jusqu'à environ 3,3 volts. Quand l'onde excède 2,8 volts, la sortie du comparateur clignotant à gauche change de zéro à 5 volts.

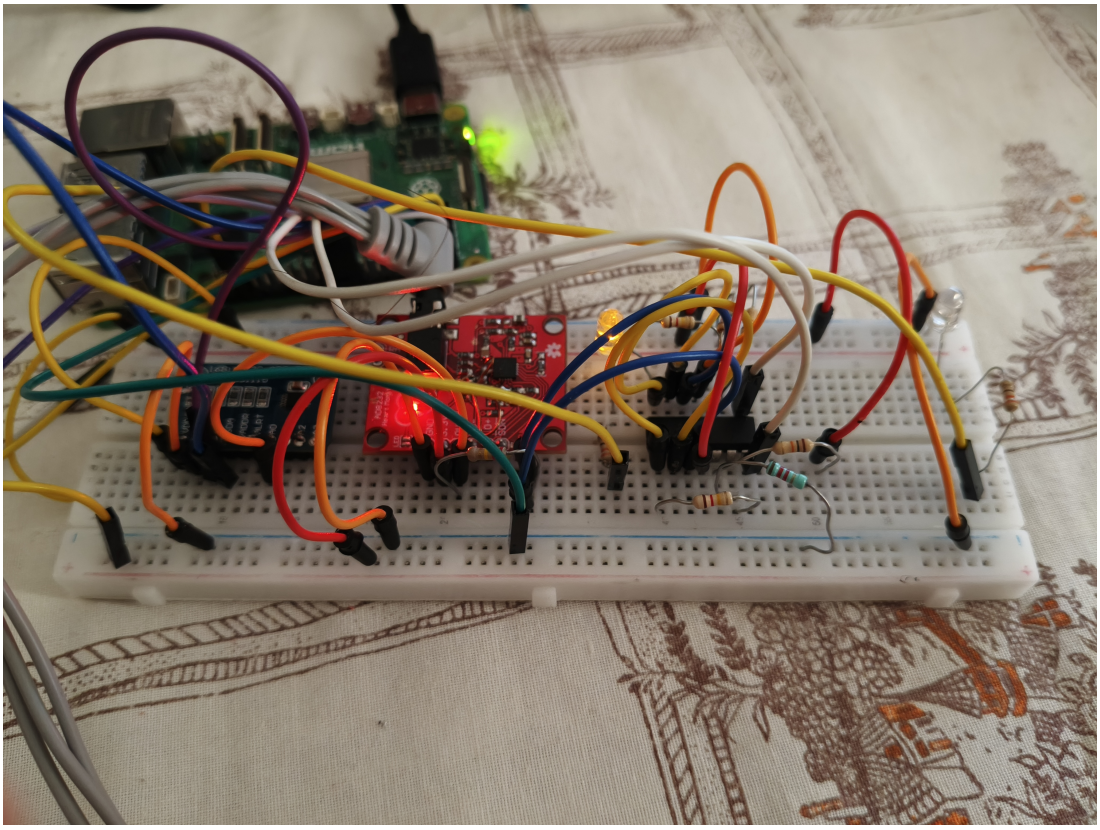


FIGURE 3.19 – Clignement de la led gauche dû à un clin d'oeil gauche

Quand l'œil droit cligne, le signal de sortie de l'AD8232 diminue jusqu'à tomber aux alentours de zéro volt. Quand le signal tombe en dessous de 0,2 volts, la sortie du comparateur du clignoteur de l'œil droit passe de 0 à 5 volts. Les clignotements normaux n'influent pas sur la sortie, puisqu'ils correspondent à deux clignotements en même temps et la sortie de l'AD8232 ne peut pas se déplacer simultanément dans deux directions contraires.

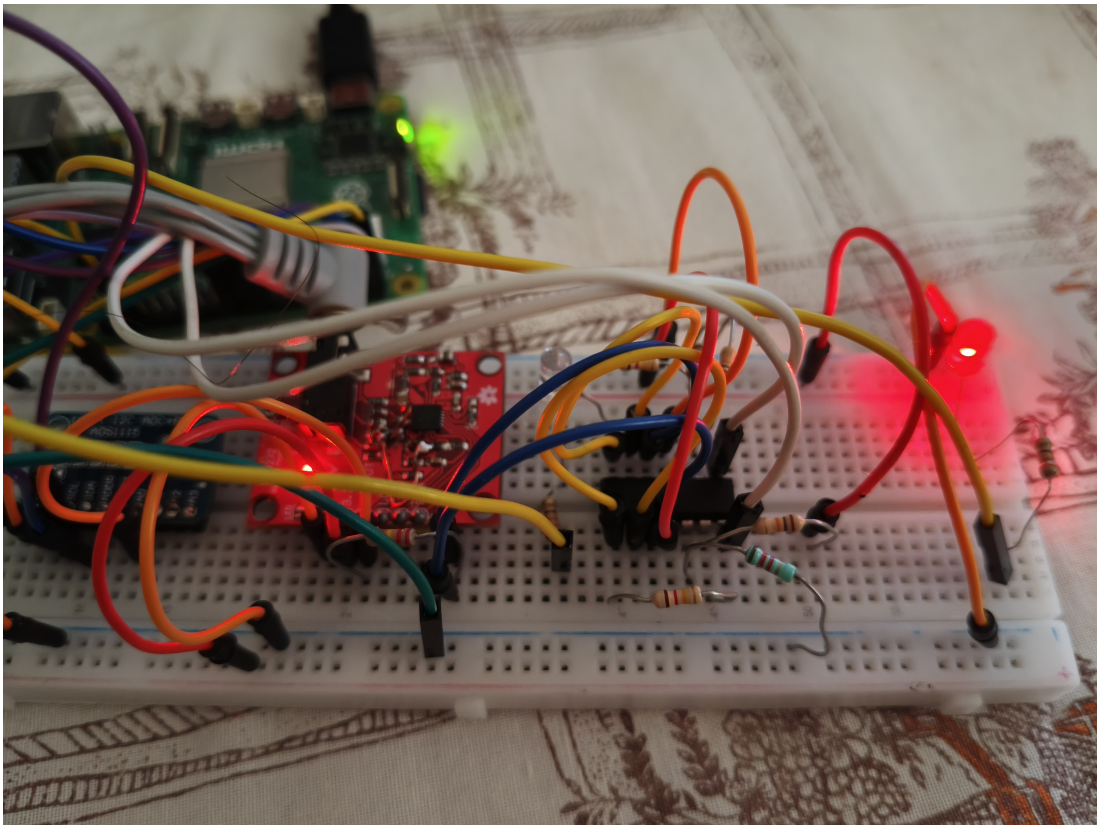


FIGURE 3.20 – Clignement de la led droite dû à un clin d'oeil droit

3.8 Exploitation du signal EEG pour l'application biomédicale

L'EEG est un examen courant et sûr qui utilise de petites électrodes pour enregistrer les signaux électriques du cerveau. Il possède un large champ d'applications en diagnostic médical et en assistance .
Il existe un logiciel de pilotage avec un casque EEG utilisable pour les jeux video ou dans le domaine médicale notamment pour aider les personnes à mobilité réduite. Il est connu sous le nom d'OpenVibe [50] développé pour associer une certaine pensée à une action. Les joueurs peuvent interagir avec des environnements virtuels ou des interfaces, par exemple en se concentrant pour déplacer des objets ou en modifiant le jeu grâce à leurs niveaux de stress/détente.C'est une navigation dans des espaces 3D sans utiliser de manette, en se basant sur des commandes motrices imaginées par l'utilisateur [50]. Les technologies EEG permettent aussi d'assister les personnes en situation de handicap (perte de motricité sévère ou locked-in syndrome). Par exemple,il est envisageable de concevoir un dispositif de contrôle pour un fauteuil roulant électrique qui remplacerait le joystick classique, en se basant sur l'analyse du mouvement des

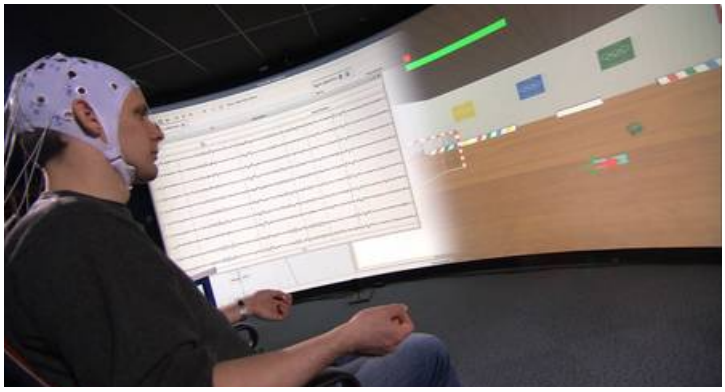


FIGURE 3.21 – L'interface de jeu video commandé via les ondes cérébrales ,[50]

yeux et sur des méthodes d'interface cerveau-machine (ICM), dans le but de créer un système hybride qui combine ces approches[51].
Le système de pilotage conçu dans ce travail sera exploité pour la commande d'une plateforme mobile. Cette application fera l'objet d'un développement plus approfondi dans le cadre du projet de fin d'études (PFE), qui constitue la continuité de ce mémoire.

3.9 Conclusion

En conclusion, ce troisième chapitre a été consacré à la présentation de la mise en œuvre pratique du système développé ainsi qu'à l'analyse des résultats obtenus. Les expérimentations réalisées ont démontré la possibilité d'exploiter les signaux EEG dans des applications d'assistance destinées aux personnes en situation de handicap.

Ces résultats sont importants pour la recherche future dans ce domaine et pourraient avoir un impact significatif sur la qualité de vie des patients.

Conclusion générale et perspectives

Dans notre projet de fin d'étude, nous avons entrepris la conception et le développement d'un circuit de détection de signaux EEG destiné à des applications d'assistance médicale. Le circuit a été conçu pour être, portable et facile à utiliser, tout en fournissant une détection fiable et précise du signal EEG. L'objectif principal de ce travail était l'étude et la réalisation d'un système de commande basé sur les signaux électroencéphalographiques (EEG). L'analyse préalable du système nerveux et des caractéristiques des signaux EEG a permis d'identifier les paramètres essentiels à leur acquisition et à leur traitement, notamment les bandes fréquentielles d'intérêt et les principales sources d'artefacts. Les travaux réalisés ont porté sur trois aspects complémentaires :

— L'étude théorique des signaux EEG et de leurs propriétés,

— La conception et l'optimisation de la chaîne d'acquisition afin de permettre la détection de signaux cérébraux de très faible amplitude,

— Ainsi que la mise en œuvre d'une solution de numérisation et de traitement en temps réel basée sur un convertisseur analogique-numérique haute résolution et une plateforme de calcul embarquée.

Cette approche a conduit au développement d'un système capable de détecter efficacement les clignements des yeux à partir des signaux EEG acquis.

Nous avons proposé un circuit intégrant des électrodes, une carte AD8232 modifié servant d'amplificateur, une carte Arduino Uno comme CAN, un traitement sous logiciel Matlab, visant à reproduire le bio-signal EEG le plus fidèlement possible ; à partir duquel nous avons su développer un circuit de détection de clin d'œil qui a été exploité dans les applications d'assistance proposées.

Les résultats obtenus démontrent qu'une conception optimisée de la chaîne

d'acquisition et de traitement permet de réaliser un dispositif biomédical performant, fiable et à faible coût. Ils confirment également le potentiel des interfaces cerveau-machine dans le développement de solutions d'assistance destinées à améliorer l'autonomie des personnes en situation de handicap.

Dans la continuité de ce travail, plusieurs perspectives peuvent être envisagées. Il serait notamment intéressant de concevoir une chaîne d'acquisition EEG plus avancée offrant une meilleure qualité de signal, de développer un casque EEG sans fil plus ergonomique et moins encombrant, ainsi que de mettre en place une interface graphique dédiée à la visualisation et à l'analyse des signaux en temps réel. Enfin, l'intégration de techniques d'intelligence artificielle, notamment de modèles de Deep Learning, pourrait permettre d'interpréter les intentions de l'utilisateur et de les convertir en commandes destinées au contrôle d'une plateforme mobile. Cette application constituera la suite de ce travail et sera développée dans le cadre du projet de fin d'études.

Bibliographie

[1] T.N BRIGNOL et S MEKRAMI-GHOZLANE. « Organisation de la motricité ». In : (2005).

[2] Kevin MANDRICK. « Application de la spectroscopie proche infrarouge dans la discrimination de la charge de travail ». Consulté le 07-06-2026. Thèse de doct. UNIVERSITE MONTPELLIER 1, 2013.

[3] *Coordination et complémentarité des parties du système nerveux global*. URL : https://www.aquaportail.com/dictionnaire/definition/14728/systeme-nerveux-central (visité le 07/06/2026).

[4] Chafor NKEMETIA ANSLEM. *Système nerveux central(SNC)*. 2025. URL : https://www.kenhub.com/fr/library/anatomie/systeme-nerveux-central (visité le 28/05/2026).

[5] *Anatomie du cerveau humain*. 2022. URL : https://speechneurolab.ca/anatomie-du-cerveau-humain/ (visité le 28/05/2026).

[6] *Comprendre le fonctionnement des lobes du cerveau*. URL : https://neuralia.life/comprendre-le-fonctionnement-des-lobes-du-cerveau/.

[7] *Anatomie du cerveau et du système nerveux*. URL : https://www.frcneurodon.org/comprendre-le-cerveau/a-la-decouverte-du-cerveau/anatomie-du-cerveau-et-du-systeme-nerveux/ (visité le 14/04/2026).

[8] *Anatomie du cerveau humain*. URL : https://speechneurolab.ca/anatomie-du-cerveau-humain/.

[9] *Présentation du système nerveux périphérique*. URL : https://www.msdmanuals.com/fr/accueil/troubles-du-cerveau-de-la-moelle-%C3%A9pini%C3%A8re-et-des-nerfs/maladies-des-nerfs-p%C3%A9riph%C3%A9riques-et-maladies-apparent%C3%A9es/pr%C3%A9sentation-du-syst%C3%A8me-nerveux-p%C3%A9riph%C3%A9rique.

[10] *Présentation des nerfs crâniens*. URL : https://www.msdmanuals.com/fr/accueil/troubles-du-cerveau-de-la-moelle-%C3%A9pini%C3%A8re-et-des-nerfs/maladies-des-nerfs-cr%C3%A2niens/pr%C3%A9sentation-des-nerfs-cr%C3%A2niens.

[11] *Nerfs*. URL : https://www.msdmanuals.com/fr/accueil/troubles-du-cerveau-de-la-moelle-%C3%A9pini%C3%A8re-et-des-nerfs/biologie-du-syst%C3%A8me-nerveux/nerfs.

[12] *nerf rachidien*. URL : https://www.larousse.fr/encyclopedie/medical/nerf_rachidien/14774.

[13] *Quizlet*. URL : https://quizlet.com/ch/493998018/b13_developement_-sn_2-flash-cards/.

[14] Fastest Medecine Insight Engine MEDECINE KEY. *Système nerveux périphérique*. 2020. URL : https://clemedicine.com/systeme-nerveux-peripherique/ (visité le 07/06/2026).

[15] *synapse chimique*. URL : https://www.facebook.com/TLB.HBK/posts/la-synapse_chimique-est-une-structure-sp%C3%A9cialis%C3%A9e-qui-permet-la-transmission-de-/1215213349974257/.

[16] *L'ElectroEncéphaloGramme (EEG)*. URL : https://www.ffn-neurologie.fr/explorations_neurologiques/lelectroencephalogramme-eeg/.

[17] *L'inventeur de l'électroencéphalographie (EEG) : Hans Berger (1873–1941).* URL : https://link.springer.com/article/10.1007/s00381-020-04564-z.

[18] *« Écrire le cerveau » : la naissance de l'électroencéphalographie clinique.* URL : https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1388245725006571.

[19] *Aperçu schématique d'une coupe montrant les différentes couches de la tête et la composition spongieuse de l'os du crâne.* URL : https://www.researchgate.net/figure/Apercu-schematique-dune-coupe-montrant-les-differentes-couches-de-la-tete-et-la_fig12_310747622.

[20] MEDGRANT. *électrode adhésive jetables 32x40mm.* URL : https://medgrant-sante.com/produit/electrode-adhesive-jetables-32x40mm/.

[21] SHUTTERSTOCK. *Electrodes attachées au bras pour la thérapie TENS.* Consulté le 19 avril 2026. 2026. URL : https://www.shutterstock.com/fr/image-photo/electrodes-attached-arm-tens-therapy-promoting-2754335221?dd_referrer=https%3A%2F%2Fwww.google.com%2F.

[22] *Chapitre 18 : Électrophysiologie du système nerveux central.* URL : https://www.cen-neurologie.fr/premier-cycle/les-fondamentaux-de-la-pathologie-neurologique/explorations-paracliniques-en-neurologie/chapitre-18-electrophysiologie-du-systeme-nerveux-central (visité le 14/04/2026).

[23] collège des enseignants de NEUROLOGIE. *Chapitre 18 : Électrophysiologie du système nerveux central.* Consulté le 19 avril 2026. URL : https://www.cen-neurologie.fr/premier-cycle/les-fondamentaux-de-la-pathologie-neurologique/explorations-paracliniques-en-neurologie/chapitre-18-electrophysiologie-du-systeme-nerveux-central.

[24] EMOTIV. *Un aperçu de la gamme de casques EEG Emotiv.* Consulté le 19 avril 2026. 2026. URL : https://www.emotiv.com/fr/blogs/news/emotiv-eeg-headset-overview?srsltid=AfmBOoqiG2kV9KrEwoGig2-C3YnzZ9WQwb_bSbLBkOCAnAlJXT10vHul.

[25] Mohammed Amine MHADHBI. « Conception et réalisation d'un système de robotisation des chaises roulantes régulières : Commande semi-autonome par les signaux EEG ». Mém. de mast. Université du Québec à Rimouski, 2025.

[26] Bailly GÉRARD et Pesty SYLVIE. « Travaux d'études et de recherche pour le cours :Cognition, Affects et Interaction ». In : (2016).

[27] Guérita J-M et Debatisse D. « Basesneurophysiologiquesetprincipes d'interprétationdel'électroencéphalogrammeen réanimation ». In : (), p. 548-549.

[28] Brahim TIZEGGAGHINE. « Réalisation d'un circuit de mise en forme du signal encéphalogramme ». Mém. de mast. Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen Faculté de Technologie, 2018, p. 21-22.

[29] Guillaume CHARVET, Fabien SAUTER-STARACE et Tetiana AKSENOVA. « Interface cerveau-machine pour la restauration du mouvement : l'Itelligence Artificielle au coeur du décodage de l'activité corticale ». In : *Société des Neurosciences* ().

[30] Alexandre BARACHANT, Stephane BONNET et Christian CONGEDO Marcoand JUTTEN. « Réalisation d'un Brain-Switch EEG par Géométrie Riemannienne ». In : (2011). Consulté le 21 avril 2026.

[31] Thomas BOURGEOIS. *Flying a Drone with your Mind : FlexEEG Motor Imagery.* Consulté le 21 avril 2026.

[32] David FIERRO. « Création de prototypes d'instruments pour créer de la musique à partir de signaux électrophysiologiques ». Consulté le 21 avril 2026. Thèse de doct.

[33] Pierre-Baptiste MATHIEU DE CARVALHO. « Évaluation de l'état mental d'un apprenant : recherche de marqueurs EEG permettant de distinguer les fluctuations de niveau d'attention soutenue et d'engagement cognitif ». In : (2025). Consulté le 21 avril 2026.

[34] Ourida ABEDEMEZIEM et Yasmine ZAID. « Étude et développement d'un circuit de détection du signal Electroencéphalogramme EEG (Application assistance médicale) ». Mém. de mast. Université Mouloud Mammeri de Tizi-Ouzou, Faculté De Génie Électrique et d'Informatique, 2023.

[35] Tony R. KUPHALDT. *"The Instrumentation Amplifier." Allaboutcircuits.com, All About Circuits*. 2015. URL : www.allaboutcircuits.com/textbook/semiconductors/chpt-8/the-instrumentation-%20amplifier/..

[36] BEDWANI.CH. *L'amplificateur D'instrumentation*. 2023. URL : www.bedwani.ch/electro/ch27/...

[37] Meziane LATEB et Zahir MENAOUM. « Etude et Simulation d'Une Chaine d'Acquisition Pour Un Signal Sismique (Prospection Sismique) ». Mém. de mast. 2018, p. 24-34.

[38] *"Filtre (Électronique) : Définition et Explications",Techno-Science.net*. URL : www.techno-science.net/definition/6726.html..

[39] O.VENARD. *Filtres Numériques Généralités*. ESIEE/SIGTEL. 2005.

[40] *Raspberry Pi 5*. URL : https://www.kubii.com/fr/content/316-raspberry-pi-5?srsltid=AfmBOoqAEEWM7_rS8_4sJzGiBwFQca7zrwaL0S48z1Iwq96vfStGcoa4.

[41] URL : https://capmicrodz.com/raspberry-pi-5-8gb-64-bit-quad-core-cortex-a7.

[42] URL : https://www.audiophonics.fr/fr/adaptateurs-secteur/raspberry-pi-adaptateur-secteur-alimentation-200-240v-ac-vers-5v-5a-27w-usb-c-noir-p-18439.html?srsltid=AfmBOop_EmlnSLszsiPVUKG4TFDPB3F6lyKdCp-cGap1crzv5GZtrCbs.

[43] Vandegans VINCENT. *Introduction à Raspberry Pi 5*. 2023. URL : https://www.raspberrypi-france.fr/introduction-a-raspberry-pi-5/.

[44] *Le Raspberry Pi 5 : une nouvelle ère pour apprendre à coder*. URL : https://wearecoders.org/le-raspberry-pi-5-une-nouvelle-ere-pour-apprendre-a-coder/.

[45] *THE BOOT ORDER OF THE RASPBERRY PI IS UNUSUAL !* URL : https://patrickmccanna.net/the-raspberry-pi-boot-order-is-unusual/ (visité le 12/12/2025).

[46] AnNALOG DEVICES. *Single Lead , Heart Rate Monitor Front End AD8232*, p. 29.

[47] Autodesk INSTRUCTABLES. *Détecteur de clignements*. URL : https://www.instructables.com/Wink-Detector/.

[48] Olivier FRANÇAIS. « CHAPITRE V Théorie de l'échantillonnage et de la quantification ». In : (2000).

[49] Thomas GRENIER. *Traitement du signal, Filtrages Analogique et Numérique*, p. 42.

[50] FUTURA. *Commande d'un ordinateur par la pensée : un logiciel téléchargeable !* URL : https://www.futura-sciences.com/tech/actualites/informatique-commande-ordinateur-pensee-logiciel-telechargeable-19294/.

[51] Damien DEPANNEMAECKER. « Dispositif de contrôle d'un fauteuil roulant électrique par oculométrie, interface cerveau-machine et système hybride ». In : (2017).