

République Algérienne Démocratique Et Populaire
Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique

Université Dr Moulay Tahar Saïda
Faculté des sciences et technologie
Département d'électronique



Mémoire de Fin d'Etudes

Pour l'obtention d'un diplôme de
Master En électronique
Option : instrumentation

Titre:

Etude et réalisation d'un EEG

Présenté par : **BAHLOULI Hadjer**

Membres du jury :

Pr. ARBOUCHE OmarPrésident (Université de Saïda)

Dr. BoukhalfaMalika Examineur (Université de Saïda)

Dr. DAHANI AmeerEncadreur (Université de Saïda)

Mr. BOUHAMED MerzougCo-Encadreur (Université de Saïda)

Année universitaire 2019-2020

Résumé

L'étude des signaux biomédicaux présente aujourd'hui un intérêt majeur pour le monitoring et l'aide au diagnostic. Dans ce mémoire, nous avons considéré un signal électrophysiologique qui est le signal électroencéphalogramme (EEG) qui représente l'activité électrique du cerveau. C'est un outil très important dans le diagnostic des maladies neurologiques, en particulier dans le cas d'épilepsie. Le but de ce projet est la réalisation d'un système pour la détection et le traitement de ce signal EEG par simulation. La mesure du signal EEG est faite à l'aide d'un amplificateur d'instrumentation (INA) qui mesure la différence de potentiel entre deux électrodes, par la suite le signal est filtré. Notre système est piloté par un microcontrôleur ATmega328 d'une carte Arduino Uno qui permet à la fois la transmission des signaux vers un micro-ordinateur. L'interface graphique réalisée sous le logiciel Matlab nous a permis de simuler et traiter nos signaux par des opérations de traitement (amplification et filtrage...etc.) numérique.

Mots clés: EEG, Amplificateur d'instrumentation, Filtrage, Arduino UNO, Matlab.

Abstract

The study of biomedical signals is of major interest today for monitoring and diagnostic aid. In this thesis, we have considered an electrophysiological signal which is the electroencephalogram (EEG) signal which represents the electrical activity of the brain. It is a very important tool in the diagnosis of neurological diseases, especially in the case of epilepsy. The goal of this project is the realization of a system for the detection and processing of this EEG signal by simulation. The EEG signal is measured using an instrumentation amplifier (INA) which measures the potential difference between two electrodes, then the signal is filtered. Our system is driven by an ATmega 328 microcontroller on an Arduino Uno board which simultaneously transmits signals to a microcomputer. The graphical interface created using Matlab software allowed us to simulate and process our signals by digital processing (amplification and filtering, etc.).

Keywords: EEG, Instrumentation amplifier, Filtering, Arduino UNO, Matlab.

Remerciements

✚ Je remercie Dieu le tout Puissant qui nous a donné la force et la volonté pour réaliser ce modeste travail. Nous tenons à exprimer notre grande gratitude à notre encadreur Mr. D^AH^AN^JAmeur, pour avoir accepté de nous encadrer tout au long de ce travail, pour sa disponibilité, ses conseils et suggestions et pour toute l'aide morale qu'il n'a cessé de nous donner.

✚ Nous tenons également à remercier tous les membres de notre jury de soutenance et leur exprimons notre profonde gratitude.

✚ Nos remerciements vont exceptionnellement à Mr. M^ER^ZO^UG. Bouhamdi pour son aide, son suivi, ses conseils et directives et pour son dévouement et ainsi pour la confiance qu'ils nous ont toujours témoignée.

✚ Sans oublier nos très chers membres de la famille et surtout nos parents pour leur contribution, leur soutien et leur patience.

✚ Enfin, nous adressons nos plus sincères remerciements à tous nos proches et amis et cousin, qui nous ont toujours soutenus et encouragés au cours de la réalisation de ce mémoire. Merci à tous et à toutes.

Dédicace Dédicace

À mes glorieux Nation,

À mes chers parents pour leur soutien inconditionnel, leur

tolérance durant toutes mes années d'études,

consentis pour moi restera à jamais gravés dans mon mémoire.

À mes frères, mes sœurs, et cousin ,

À tous mes amis, surtout avec lesquels j'ai eu de

nombreuses et enrichissantes conversations qui m'ont permis

d'élargir l'horizon de cette recherche,

À tous ceux qui travaillent pour que cette

Nation Soit meilleure.

Hadjer Bahsoui

Sommaire

Introduction générale	1
------------------------------------	---

Chapitre I:Contexte Médicale Du Signale EEG (Electroencéphalographie)

I-1 - introduction générale.....	3
I -2- Anatomie du cerveau:.....	3
I-3- Structure et organisation du cortex cérébral:.....	4
I-3-1 Lobe frontal :.....	5
I-3-2 Lobe pariétal:.....	5
I -3-3 Lobe temporal:.....	6
I -3-4 Le lobe occipital:.....	6
I-4 Les neurones et l'activité électrique du cerveau :.....	6
I-5 Anatomie et symptôme de l'épilepsie:.....	7
I-5-1 Données cliniques:.....	7
I-5-2 Classification des épilepsies Sur le plan physiologique:.....	8
I-5-3 Données anatomiques et fonctionnelles:.....	9
I-2-4 Données électrophysiologiques.....	10
I -6 Mesure de l'activité cérébrale par électroencéphalographie :.....	11
I-7 Protocole de mesure EEG :.....	11
I-8 Propriétés des signaux EEG:.....	12
I-8-1 Potentiels évoqués :.....	13
I-8-1-1 Potentiels évoqués stationnaires :.....	13
I-8-1-2 SSEP dans les ICM :.....	14
I-8-1-3Utilisation du P300 pour les ICM :.....	14
I-8-2-1 Rythmes corticaux lents :.....	15
I -8-2-2 Rythmes sensori-moteurs :	15
I-9-1 Micro-états cérébraux :.....	16
I-9-2 Applications Les signaux EEG :.....	16
I-9-2-1 Diagnostic médical Les signaux EEG:.....	17
I-10 Principe de l'électroencéphalographie (EEG) :.....	17
II. Matériels et méthodes d'enregistrement d'un EEG :.....	17
II-1 Matériels:.....	17
a. Les électrodes d'enregistrement :.....	18

b. Le casque EEG :	18
c. Appareil EEG numérique :	19
II-2 Méthodes d'enregistrement de l'EEG:	19
a. Positionnement des électrodes selon le système international.....	21
b. Le principe du montage.....	21
Conclusion:.....	23

Chapitre II: Conception De La Chaine D'acquisition D'un EEG

II-1 Introduction.....	24
II-1 La chaine d'acquisition :	25
II-1-1 Amplificateur d'instrumentation:.....	25
II-1-1-1 Amplificateur différentiel:.....	26
II-1-1-2 Le préamplificateur:.....	28
II-1-1-3 Un amplificateur opérationnel :	28
II-1-1-4 Amplificateur de tension inverseur:.....	29
II-2 filtrage :	30
II-2-1 filtre analogique:.....	30
II-2-1-1 Un filtre passif :	30
II-2-1-2 filtres actifs:.....	30
II-2-2 Notions de filtrage:.....	31
II-2-3 Différents types de filtres analogiques :	31
II-2-4 classe des filtres :	32
II-2-5 types des filtres:.....	32
II-2-5-1 filtre passe-bas:.....	32
II-2-5-1-1 filtre passe-bas première ordre:.....	32
II-2-5-2 Un filtre passe-haut :	33
II-2-5-2-1 Filtre passe-haut première ordre :	33
II-2-5-3 Filtre passe-bande et coupe-bande :	34
II-2-6 Ecriture des fonctions de transfert :	35
II-3 Le circuit d'offset :	36
II-4 alimentation:.....	37
II-5 traitement numérique du signal :	37
Conclusion.....	37

II- La carte Arduino :.....	38
Introduction:.....	38
II-1 Les différents types d'Arduino:.....	38
II-1-1 La carte Arduino Leonardo:.....	39
II-1-2 La carte Arduino Méga.....	39
II-1-3 La carte Arduino Méga ADK	39
II -1-4 La carte Arduino Due :.....	40
II-1-5 La carte Arduino Nano :.....	40
II-1-6 La carte Arduino Mini Pro :.....	41
II-1-7La carte Arduino Yun :.....	41
II-1-8 La carte Arduino Uno:.....	42
II-3 Environnement de l'Arduino:.....	43
II-4 Structure d'un projet Arduino :.....	45
II-6 l'Arduino dans notre cas:.....	46
Conclusions :	46

Chapitre III: Simulation et traitement dusignal EEG

III-1 introduction:.....	47
III-2 Résultats :.....	47
III-1a 1er partie:.....	47
III-2 réalisation:.....	47
III-2-1 Circuit électronique d'acquisition EEG:.....	47
III-3 Explication du circuit:.....	49
III-3-1 1er étage (Amplificateur d'instrumentation):.....	49
III-3-2 2em étage (d'amplification):.....	49
III-3-3 3em étage filtre:.....	50
III-3-4 4em étage offset :.....	50
III La 2em partie :.....	50
III-1 L'interface graphique:.....	51
III-2 La 1er partie:.....	51
III-2-1 simulation:.....	51
III-2-1-1 Introduction :.....	51
III-2-1-2 Branchement du signal EEG avec la carte Arduino UNO.....	51
III-2-1-3 FFT et IFFT en simulink :.....	52

Listes des Figures

Chapitre I

Figure I-1 Le Cortex Cérébrale.....	5
Figure I-2 les cellules du cerveau.....	7
Figure I-3 (Exemples de décours temporels (sur 1 seconde) pour différents rythmes cérébraux. Source).....	10
Figure I-4 L'activité cérébrale présente à la surface du cortex.....	11
Figure I-6 L'emplacement des électrodes sur la crâne.....	12
Figure I-8 Crise d'épilepsie.....	17
Figure II-1 Electrodes tampons.....	18
Figure II-2 Electrodes pinces.....	18
Figure II-3 Le casque EEG.....	19
Figure II-4 Système Bipolaire de la droite.....	20
Figure II-5 Système Bipolaire (par devant).....	20
Figure II-6 Système Bipolaire (par derrière).....	21
Figure II-7 Montage référentiel.....	22
Figure II-8 Montage longitudinal.....	22
Figure II-9 Montage transverse.....	23

Chapitre II

Figure I-1 Chaîne d'acquisition d'un EEG	25
Figure I-2 Amplificateur différentielle.....	26
Figure I-3 Amplificateur opérationnelle.....	26
Figure I-4 Amplificateur d'instrumentation.....	27
Figure I-5 Le préamplificateur.....	28
Figure I-6 Amplificateur opérationnelle.....	29
Figure I-7 Amplificateur inverseur.....	29
Figure I-8 Filtre passe-bas 1 ^{er} ordre.....	33
Figure I-9 Filtre passe-haut 1 ^{er} ordre.....	34
Figure I-10 Filtre passe-bande.....	35

Figure I-10 Circuit Offset.....	36
Figure II-1 : Arduino Leonardo.....	38
Figure II-2: Arduino méga.....	39
Figure II-3:Arduino Méga ADK.....	40
Figure II-4 : Arduino Due.....	40
Figure II-5 :Arduino Nano.....	41
Figure II-6:Arduino Mini Pro.....	41
Figure II-7 :Arduino Yun.....	42
Figure II-8: Carte Arduino uno.....	43
Figure II-9: L'interface de l'Arduino.....	44
Figure II-10:Structure d'un projet Arduino.....	45

Chapitre III

Figure II-1: Schéma du circuit électronique d'acquisition total du signal EEG sous proteus.....	48
Figure II-2: Courbe final Du circuit électronique du signal EEG.....	48
Figure III-3: Simulation du branchement d'un signal analogique (EEG) avec Arduino Uno.....	52
Figure III-4: Courbe de signal EEG numérique après la conversion.....	52
Figure III-5 :FFT et IFFT en signal numérique EEG en simulink.....	53
Figure III-6 : Avant la transformer de Fourier rapide.....	53
Figure III-7: Courbe qui signifie le signal après le transformer de Fourier rapide.....	54
Figure III-8: Courbe représente le signal après transformer de Fourier inverse.....	54
Figure III-9: EEG signal code Arduino.....	55
Figure III 10: Signal EEG.....	56
figure III-11: Spectre signal EEG.....	56
Figure III-12: Densité spectrale de signal EEG.....	57
Figure III-13: Filtre passe-bas de Diagramme de Bode.....	58
Figure III-14 : Filtre passe-haut de Diagramme de Bode.....	58
Figure III-15: Densité spectrale du signal après filtre passe-Bas.....	59
Figure III-16:Densité spectrale du signal final EEG.....	59
Figure III-17: Filtre passe-bas.....	60
Figure III-18 : Filtre passe-haut.....	60
Figure III-19 : Signal EEG filtrer de degrés 5.....	61

Figure III-20: Signal EEG filtrer onde delta.....	61
Figure III-21 : Signal EEG filtrer onde thêta.....	62
Figure III-22 : Signal EEG filtrer onde Alpha.....	62
Figure III-23: Signal EEG filtrer Onde Beta.....	63
Figure III-24: Signal EEG filtrer onde Gamma.....	63

Introduction générale

Les signaux physiologiques sont des grandeurs physiques prélevés sur le corps humain au moyen de capteurs appropriés. Ils sont détenteurs d'informations relatives à l'état physiopathologique du patient. Leur traitement revêt un caractère informationnel primordial, permettant d'éclairer le médecin dans son diagnostic et de le guider dans sa thérapeutique

- Nous nous sommes intéressés par l'électroencéphalogramme. L'invention de l'électroencéphalographie est généralement attribuée au scientifique et médecin britannique Richard Caton en 1875. En 1920, le neurologue allemand Hans Berger fut le premier à amplifier le signal électrique de l'activité neuronale et à décrire les tracés en forme de vague.

En 1950 que la technique de l'EEG est couramment utilisée dans le domaine scientifique et dans la quantification sur ordinateur par l'électroencéphalographie quantitative et en Imagerie cérébrale électrophysiologique. Elle offre une bonne résolution temporelle en plus d'être peu coûteuse et non-invasive. Cependant, cette technique possède une faible résolution spatiale et produit un signal qui doit être amplifié. Elle est principalement utilisée pour des examens cliniques afin de détecter certains problèmes neuronaux liés à diverses pathologies et en neurosciences cognitives dans le but de mesurer l'activité cérébrale à la suite d'une tâche donnée.

- L'électroencéphalogramme (EEG) reste un examen indispensable aux bonnes pratiques diagnostiques en neurologie, neuropédiatrie et psychiatrie. Très souvent prescrit en première intention devant un grand nombre de situations cliniques (épilepsie, pathologies cérébrovasculaires, réanimation, troubles psychiatriques, troubles de l'apprentissage et de l'attention, etc.),
- L'électroencéphalographie (EEG) est l'examen qui permet l'enregistrement de l'activité électrique spontanée du cerveau à travers le crâne, au moyen d'électrodes placées de façon standardisée sur le scalp (ou cuir chevelu) et reliées entre elles selon des montages variables.

-Les électrodes (au nombre de 10 à 20), constituées d'un alliage argentique, sont réparties sur le scalp de façon symétrique. Elles peuvent être maintenues par un casque en caoutchouc, ou collées à l'aide d'une pâte. Les électrodes sont reliées à un appareil d'enregistrement qui mesure le potentiel électrique détecté par chaque électrode et compare les électrodes deux à deux.

-L'appareil dessine 5 à 10 tracés les uns sous les autres. Chaque tracé est formé d'ondes successives caractérisées par leur forme (pointe ou onde), leur fréquence et l'effet des stimulations. C'est l'étude de la fréquence qui permet d'analyser le type d'ondes qui prédominent (ondes alpha, bêta, delta et téta).

-L'objectif de ce mémoire est de réussir à extraire en temps réel ce potentiel électrique, ce qui nous a permis de développer une chaîne de traitement complète et de prendre conscience des difficultés tant théoriques que pratiques.

- Notre travail comporte une description détaillée des étapes essentielles permettant la mesure en temps réel de ce signal électrique et de faire un traitement du signal EEG. Ce mémoire est structuré en trois chapitres:

- le premier chapitre est consacré à familiariser brièvement le lecteur avec l'anatomie du cerveau et le principe de fonctionnement du système nerveux.
- Le deuxième chapitre est dédié à la partie étude, implémentation et réalisations de la carte d'acquisition d'un signal physiologique.
- Le troisième chapitre est consacré à la partie simulation et traitement du signal EEG.

Chapitre I :

**Contexte médical du signal
d'électroencéphalographie
(EEG)**

Chapitre I

Contexte médical du signal EEG(Electroencéphalographie)

I-1 Introduction générale

Le cerveau est l'organe le plus complexe du corps humain et probablement l'un des plus intéressants du monde vivant. Son fonctionnement a suscité l'intérêt des hommes depuis des temps très anciens aussi bien pour la compréhension de son rôle central au sein du système nerveux que pour son implication dans le processus cognitif. Ainsi, parmi les documents médicaux les plus anciens retrouvés à ce jour, les papyrus d'Edwin Smith datés du XIII^{ème} siècle avant notre ère relatent des observations liant des dommages au cerveau à un déficit de la motricité, mettant en avant un lien entre celui-ci et les membres du corps. Néanmoins, ce n'est que récemment que ce fonctionnement a pu être étudié avec plus de précision grâce à l'utilisation de méthodes permettant une mesure quantitative de l'activité cérébrale. Parmi ces mesures, l'électroencéphalographie (EEG) est la plus ancienne mais aussi l'une des plus usitées. Elle permet la mesure de l'activité cérébrale d'un sujet en temps réel grâce à un ensemble d'électrodes placées sur son crâne capturant les modifications du champ électrique de son cerveau. Enregistrés pour la première fois sur un être humain par Hans Berger en 1929, les signaux EEG sont toujours d'une grande utilité de nos jours du fait de leurs résolutions temporelles élevées et de la facilité avec laquelle ils peuvent être mesurés. Ils sont utilisés aussi bien pour l'étude du fonctionnement cérébral que pour le diagnostic médical ou les interfaces cerveau-machine (ICM).

I-2 Anatomie du cerveau

Le cerveau humain a la même structure générale que le cerveau des autres mammifères, mais il est celui dont la taille relative par rapport au reste du corps est devenue la plus grande au cours de l'évolution. Si la baleine bleue a le cerveau le plus lourd avec 6,92 kilogrammes contre environ 1,5 kg pour celui de l'homme, le coefficient d'encéphalisation humain est le plus élevé et est sept fois supérieur à celui de la moyenne des mammifères. L'augmentation du volume cérébral humain vient en grande partie du développement du cortex cérébral qui est bien distinct de celui des autres Primates, en particulier les lobes frontaux qui représentent plus de 30 % de la surface cérébrale et

interviennent essentiellement dans la planification, le langage et le mouvement volontaire. Près de la moitié du cortex cérébral est consacrée à l'analyse sensorielle, principalement la vision.

Bien qu'il soit protégé par la barrière hémato-encéphalique et les os épais du crâne et qu'il baigne dans le liquide céphalorachidien, le cerveau humain reste soumis à des blessures et maladies dont les plus fréquentes sont le traumatisme crânien, les maladies neurotoxiques, neurologiques et neurodégénératives. Un certain nombre de troubles psychiatriques, comme la schizophrénie et la dépression, sont considérés comme associés aux dysfonctionnements du cerveau, bien que la nature de ces anomalies cérébrales ne soit pas bien comprise.

Le cerveau humain est constitué d'environ 170 milliards de cellules dont 86 milliards de neurones en moyenne, qui peuvent chacun former de 5 à 60 000 synapses. La forte myélinisation des axones permet d'accélérer la vitesse de l'influx nerveux qui se propage de 1 m/s dans un axone amyélinisé à 100 m/s dans un axone myélinisé.

I -2-1La structure

Le cerveau humain (partie la plus proéminente de l'encéphale), est situé au-dessus du cervelet et du tronc cérébral. Il comprend deux hémisphères cérébraux (formant avec des structures associées le télencéphale) et le diencéphale constitué des thalamus, hypothalamus, épithalamus et sous-thalamus.

L'encéphale humain possède la même structure que celui des vertébrés. La neuro-anatomie le divise en six régions principales définies sur la base du développement du système nerveux à partir du tube neural : le télencéphale, le diencéphale, le mésencéphale, le cervelet, le pont, et le bulbe rachidien. Chacune de ces régions possède une structure interne complexe. Certaines régions du cerveau, comme le cortex cérébral ou le cervelet, sont formés de couches formant des replis sinueux, les circonvolutions cérébrales, qui permettent d'augmenter la surface corticale tout en logeant dans la boîte crânienne. Les autres régions du cerveau représentent des groupes de nombreux noyaux. Si des distinctions claires peuvent être établies à partir de la structure neurale, la chimie et la connectivité, des milliers de régions distinctes peuvent être identifiées dans le cerveau.

I-3 Structure et organisation du cortex cérébral

L'épaisseur du cortex cérébral est comprise entre 1 et 4,5 millimètres et sa surface avoisine deux mille centimètres carrés.

Il y aurait une évidente difficulté à loger toute cette surface dans la boîte crânienne. En fait le cortex est plissé par des sillons (sulcus en latin scientifique) ou scissures, sinueux et de profondeur variable, délimitant des crêtes appelées gyrus ou circonvolutions cérébrales. Les scissures les plus profondes divisent le cortex en lobes (figure I-1). Selon leur situation, on parle de lobe frontal, pariétal, occipital et temporal. Sous le cortex se trouve la substance blanche composée d'axones qui établissent les connexions entre corps cellulaires du cortex et d'autres parties du cerveau.

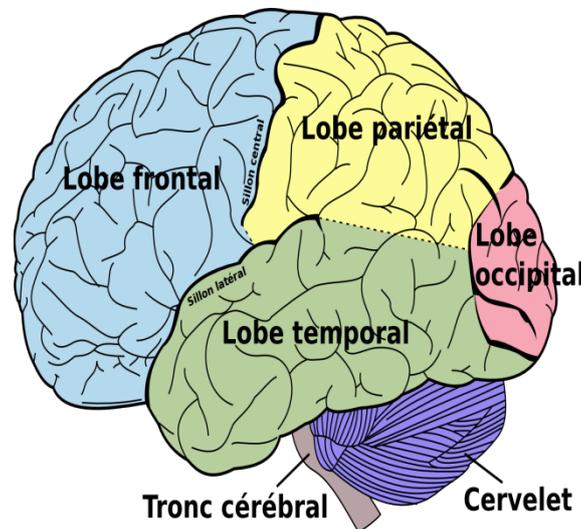


Figure I-1 : Le cortex cérébral.

Le cortex cérébral est divisé en zones fonctionnelles, appelées aires (les trois grands types de zones étant les aires sensorielles, les aires motrices et les aires d'association), chacune assurant une fonction cognitive précise. Ce sont les études de Paul Broca en 1861 qui ont pour la première fois suggéré l'existence d'une telle organisation du néocortex. Ces zones sont à peu près identiques pour tous les individus d'une même espèce, mais présentent de petites différences. Cette spécialisation est floue chez les mammifères primitifs et se précise au fur et à mesure que l'on se rapproche de l'humain. Des recherches, dont les résultats furent publiés en 2016, ont conduit des chercheurs à délimiter 180 zones par hémisphère cérébral délimitées par des changements brusques de l'architecture corticale, la fonction, la

connectivité, voire de la topographie. Les images ont été obtenues en utilisant la résonance magnétique multi-modales issue du projet connectome humain.

I-3-1 Lobe frontal

Il présente l'importante circonvolution frontale ascendante qui gère la motricité volontaire de l'hémicorps opposé. Chaque partie de cette circonvolution correspond à une zone spécifique du corps, mais la représentation cérébrale n'est pas équivalente à la grosseur de la partie qu'elle représente. En effet, plus les zones ont une motricité volontaire fine, plus grande est leur surface au niveau de la frontale ascendante : c'est ce qu'on appelle une représentation somato-topique. Les zones dont la représentation est la plus importante sont : la main, le pouce, le visage et la langue.

I-3-2 Lobe pariétal

Il présente en arrière de la scissure de Rolando la circonvolution pariétale ascendante. Elle reçoit les influx sensitifs périphériques de 2 natures : les influx tactiles et ceux gustatifs. Il existe une représentation cartographique de la pariétale ascendante qui se divise en plusieurs aires :

- L'aire somesthésique : aire de la sensibilité pure (toucher et goût par exemple).
- L'aire somato-psychique : permet l'intégration des données enregistrées par l'aire somesthésique.
- L'aire tacto-gnostique : permet la reconnaissance par le toucher. Dans ce lobe pariétal, on trouve une aire qui correspond à l'aspect symbolique du langage (aire de Vernicke).
Le lobe pariétal participe à l'élaboration et à la coordination du mouvement volontaire.

I-3-3 Lobe temporal

On y trouve une aire de réception auditive et olfactive, et une aire relative à l'apsychisme, à la mémoire, aux émotions dans les comportements instinctifs et les réactions de défense.

I-3-4 Le lobe occipital

On y trouve tout ce qui concerne la vision :

- Une aire de réception des informations brutes (aire visuelle primaire).
- Une aire psycho-visuelle.

Le cerveau est divisé en deux hémisphères symétriques par un sillon antéropostérieur (allant de l'avant vers l'arrière).

D'autre part de nombreuses scissures divisent le cerveau en lobes. Il est constitué de substance blanche et de substance grise. La substance grise est située à l'extérieur au niveau du cortex cérébral (écorce du cerveau). Ce tissu correspond au cœur des cellules nerveuses (neurones), que l'on retrouve également sous forme d'îlots (les noyaux gris centraux) dispersés.

I-4 Les neurones et l'activité électrique du cerveau

Les cellules en charge du traitement de l'information au sein du cerveau sont les neurones. Le neurone est un type de cellule constituant l'unité fonctionnelle du système nerveux. On estime que le cerveau humain comprend environ 100 milliards de neurones [10]. Les neurones assurent la génération et la transmission d'un signal que l'on nomme l'influx nerveux.

Un neurone est divisé en plusieurs régions ayant chacune une fonction propre (Figure I.2). Les neurones sont caractérisés par : un corps cellulaire contenant le noyau et la plupart des organites responsables de l'entretien de la cellule, un long prolongement cellulaire ; l'axone, issu de la cellule, s'étendant parfois sur une longue distance et servant à transmettre des signaux à d'autres cellules ; de nombreux prolongements courts ; les dendrites, qui accroissent la surface disponible pour des connexions avec les axones d'autres neurones ; des jonctions spécialisées ; les synapses, entre leur axone et d'autres cellules, permettant ainsi une communication cellulaire directe. On peut en distinguer deux types : les synapses électriques et les synapses chimiques.

Les synapses électriques sont présentées dans tout le système nerveux : elles laissent passer le courant électrique directement de façon passive d'un neurone à l'autre, par les pores de jonctions communicantes. Les potentiels électriques enregistrés sur le scalp sont les conséquences des activités synaptiques des neurones. L'activité électrique du

cerveaurecueillie à la surface du scalp est due à l'activation simultanée d'un très grand nombre d'neurones.

Tous les neurones ne produisent pas d'activités électriques participant à l'EEG de surface. Ce sont surtout les cellules pyramidales, pourtant minoritaires qui en sont capables. Elles sont disposées parallèlement les unes par rapport aux autres et perpendiculairement à la surface du manteau cortical, celle-ci est expliquée la génération d'un vecteur de densité de courant et caractérise la constitution du dipôle.

La surface corticale minimale active pour l'apparition d'un potentiel du scalp a été estimée à 6cm^2 . Il est possible de trouver des altérations dans la synchronisation des cellules dues à une excitation anormale d'un grand nombre de cellules nerveuses. Dans de telles situations, on parle d'épilepsie.

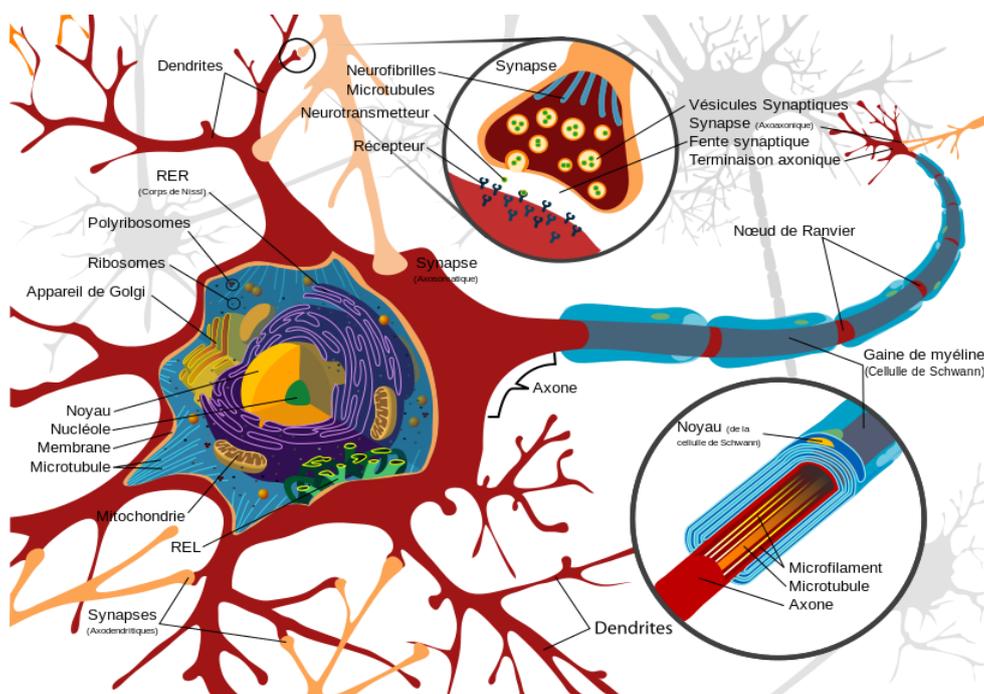


Figure I-2 : Les cellules du cerveau.

I-4-1 Données électrophysiologiques de l'épilepsie

Ce processus sera effectué par l'électroencéphalographie qui est l'examen clinique non invasif, permettant d'apprécier l'activité électrique corticale. L'enregistrement des données électro en céphalographiques est l'unique moyen de mise en évidence de l'activité épileptique. En effet, l'EEG permet d'enregistrer de manière directe l'activité électrique produite au niveau le plus élémentaire par les neurones. Contrairement aux autres techniques d'enregistrement, l'EEG fournit des informations en temps réel et avec une excellente résolution temporelle de l'ordre de la dizaine de millisecondes (voir figure I-3). Cet examen est incontournable pour le diagnostic et la classification des épilepsies. Physiologiquement, quatre types d'ondes sont présents :

- Le rythme δ , caractéristique du sommeil lent d'amplitude importante ($>30\mu\text{V}$) mais de basse fréquence ($< 4\text{Hz}$).
- Le rythme θ , de 4 à 7 Hz, et d'amplitude de $20\mu\text{V}$, présent lors des états de veille et de sommeil paradoxal
- le rythme α de 8 à 13 Hz et d'amplitude moyenne de $50\mu\text{V}$: il correspond à une veille calme
- le rythme β de fréquence plus élevée (entre 14 et 30 Hz) mais d'amplitude moindre ($<20\mu\text{V}$), c'est un état de veille active ou de sommeil paradoxal

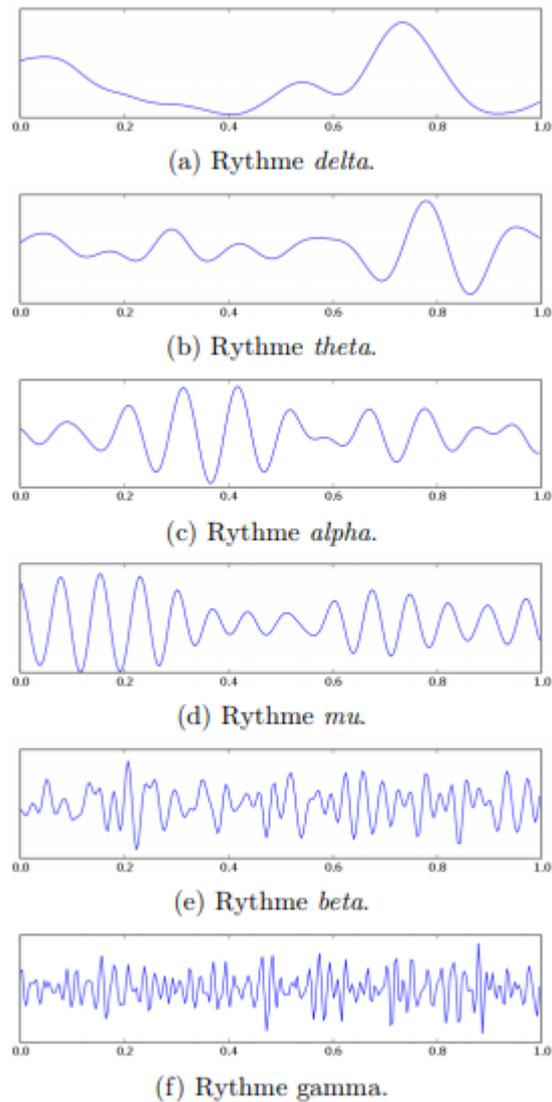


Figure I-3 : Exemples de décours temporels (sur 1 seconde) pour différents rythmes cérébraux. Source.

I-6 Mesure de l'activité cérébrale par électroencéphalographie

L'électroencéphalographie est une méthode permettant de mesurer l'activité électrique du cerveau grâce à un ensemble d'électrodes placées à la surface du crâne du sujet. Cette mesure présente l'avantage d'être non invasive, relativement peu chère et facile à réaliser.

Origine des signaux mesurés par électroencéphalographie, Le cerveau est l'organe central du système nerveux. Il assure la régulation de la plupart des fonctions vitales et permet la réalisation des tâches cognitives. C'est l'organe le plus complexe du corps humain dont le fonctionnement, même s'il est étudié depuis de nombreuses années, n'est pas encore complètement compris. Différents travaux ont tout de même permis de le cartographier en

identifiant des zones directement liées à certaines fonctions corporelles. L'activité électrique du cerveau mesurée en surface du crâne est due à des transferts ioniques réalisés au niveau neuronal. Un neurone est une cellule composée d'un corps cellulaire aussi appelé Soma et des prolongements. Ces prolongements sont de deux types, un axone unique, permettant le passage d'un potentiel d'action transmettant les informations et de nombreuses dendrites recevant des informations des axones d'autres neurones par l'intermédiaire de synapses.

Lorsqu'une information transite entre plusieurs neurones, les équilibres ioniques de ceux-ci sont modifiés. D'une part, les potentiels postsynaptiques provoquent une diminution du potentiel autour des cellules et déclenchent ainsi des mouvements de charge dans les corps cellulaires appelés courants primaires. D'autre part, des courants secondaires à l'extérieur des cellules sont créés et compensent les courants primaires. Les champs électriques induits par ces courants, pris un par un, sont trop faibles pour être distingués à la surface du crâne. Les signaux observés par électroencéphalographie sont en fait le résultat de l'excitation de neurones particuliers localisés dans la couche corticale et appelés neurones pyramidaux. Ces neurones sont orientés perpendiculairement au crâne. Les neurones pyramidaux situés dans une zone spécifique du cortex reçoivent des signaux identiques provenant de neurones voisins d'une manière telle que leurs potentiels postsynaptiques sont synchronisés temporellement. C'est cette cohérence temporelle dans des régions particulières du cortex qui permet la mesure par électroencéphalographie d'une partie de l'activité électrique du cerveau : principalement l'activité cérébrale présente à la surface du cortex. Ces cellules pyramidales sont schématisées dans la figure I-4. Les ondes électromagnétiques produites par ces assemblées de neurones se propagent jusqu'aux électrodes à la surface du crâne en traversant plusieurs milieux : cerveau, liquide céphalo-rachidien, os du crâne et peau. Cette propagation entraîne une atténuation du signal suivant une loi en $1/r^2$ (r étant la distance entre la source et les électrodes). Par ailleurs, étant donné le faible temps de propagation de l'onde comparé à la période du signal (fréquences faibles des signaux EEG), cette propagation est généralement considérée instantanée. Cette dernière considération est appelée hypothèse quasi-statique.

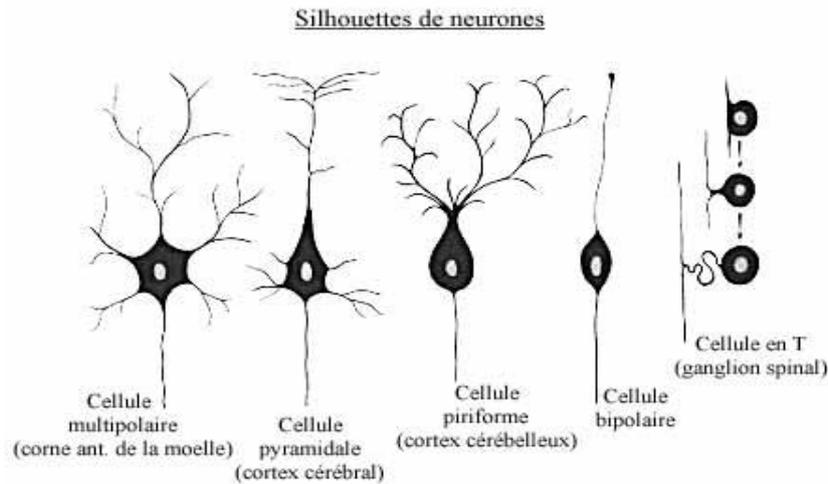


Figure I-4 :L'activité cérébrale présente à la surface du cortex.

I-7 Protocole de mesure EEG

Une mesure électro-encéphalographique est réalisée via un casque d'électrodes placé sur le crâne du sujet. Les positions des électrodes sont standardisées selon le système 10-20. Le nombre d'électrodes peut varier d'une expérience à l'autre de seulement une électrode à plus d'une centaine (jusqu'à 256 pour des montages à grande densité) en fonction du phénomène à étudier. Ces électrodes sont généralement en argent (Ag/AgCl) et utilisées avec un gel permettant d'améliorer la conduction. Des électrodes dites sèches (sans gel) sont aussi de plus en plus utilisées pour leur facilité de mise en place. Figure I-5

Les différences de potentiel que l'on souhaite mesurer étant très faibles, un amplificateur différentiel est utilisé. Ces différences sont calculées entre les électrodes et une électrode de référence souvent placée sur le haut du crâne (Cz) l'oreille ou parfois le nez.

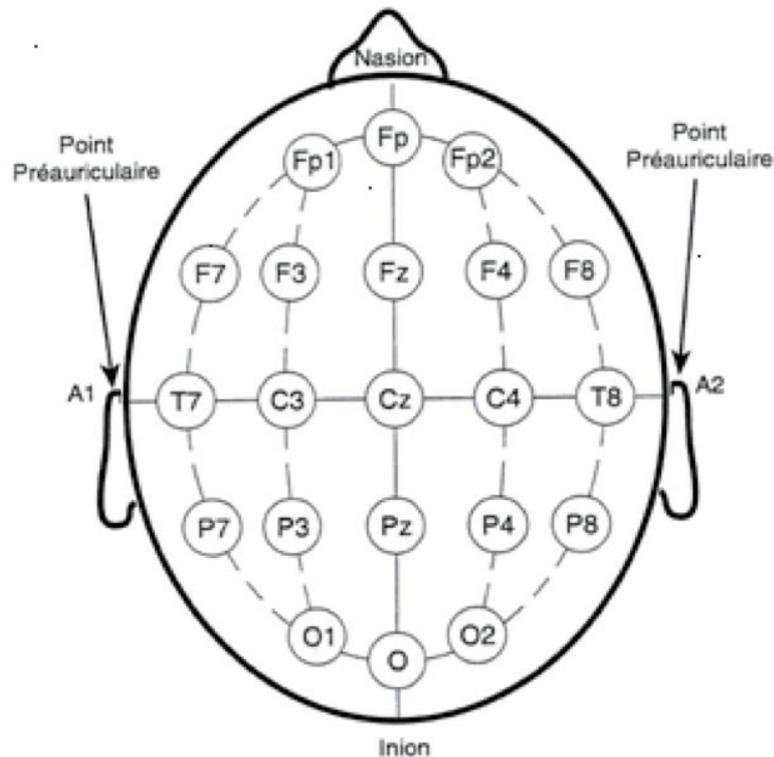


Figure I-6 : l'emplacement des électrodes sur la crâne.

I-8 Propriétés des signaux EEG

I-8.1 Processus neurophysiologiques et applications

Les signaux EEG se démarquent d'autres mesures de l'activité cérébrale par une résolution temporelle élevée limitée uniquement par la vitesse de mesure des capteurs. La fréquence d'échantillonnage de ces mesures se situe ainsi communément entre 100Hz et 5000Hz en fonction du matériel utilisé. Cette propriété permet leur utilisation dans l'étude de phénomènes transitoires courts de l'ordre de la centaine de millisecondes et explique la popularité de cette mesure dans les systèmes d'interfaces cerveau-machines (en plus de sa praticité). En revanche, la résolution spatiale de cette approche est assez faible. D'une part ces signaux sont souvent mesurés avec des montages possédant seulement quelques dizaines d'électrodes même si les montages à grande densité d'électrodes (≥ 150 électrodes) limitant cet inconvénient sont de plus en plus utilisés. Les principales difficultés apparaissant dans l'étude de phénomènes physiologiques à partir de ces signaux résident dans le rapport signal à bruit (RSB) souvent très faible de ceux-ci (de l'ordre de -20 dB) et leurs grandes variabilités aussi bien entre plusieurs sujets qu'entre différentes sessions de mesures. Le signal d'intérêt est noyé dans les autres activités cérébrales et est ainsi difficile à extraire. Cette extraction

peut néanmoins être facilitée par la connaissance des caractéristiques de ces signaux et l'utilisation de plusieurs enregistrements d'un phénomène (plusieurs essais). Les signaux EEG étant multidimensionnels, les caractéristiques utiles pour cela peuvent être spatiales, temporelles ou bien fréquentielles

I-8-2 Potentiels évoqués

Les potentiels évoqués (ou PE) sont des modifications de l'activité cérébrale engendrée par des événements externes ou internes. Deux catégories de PE apparaissent en pratique : les PE stationnaires (SSEP en anglais pour Steady State Evoked Potential) et les PE transitoires (ou simplement non-stationnaires). Ce sont des réponses verrouillées en temps et en phase avec des événements

I-8-2-1 Potentiels évoqués stationnaires

Ces PE apparaissent lorsqu'un sujet perçoit un stimulus périodique de manière répétée. Ces stimuli provoquent une augmentation de la puissance spectrale associée à leur fréquence de présentation et des harmoniques associées. La détection de tels potentiels est donc réalisée via une analyse fréquentielle. Spatialement, ils apparaissent dans la zone du cortex associée au sens stimulé. Les stimuli utilisés communément pour provoquer ce type de PE sont visuels, auditifs ou sensitifs. Un exemple d'analyse fréquentielle pour un SSEP visuel avec une fréquence de 7Hz est donné dans la figure I-3.

I-8-2-2 SSEP dans les ICM

Les ICM basées sur les potentiels évoqués utilisent plusieurs excitateurs envoyant des stimuli à des fréquences différentes. Lorsque le sujet se concentre sur l'un d'entre eux en particulier, une analyse harmonique permet l'identification de celui-ci et l'exécution de la commande associée. Les stimuli les plus fréquemment utilisés dans ce contexte sont visuels mais des études ont montré que des stimuli somatosensoriels (stimulations tactiles) ou auditifs pouvait être également envisagés. Ce sont des systèmes très populaires car en plus de ne nécessiter aucun entraînement, ils permettent au sujet de réaliser un choix entre de nombreuses possibilités (≥ 5 fréquences différentes, jusqu'à 48) en gardant un taux d'identification élevé (généralement $\geq 90\%$) et possèdent ainsi un taux de transfert d'information élevé (20-30 bits/min au minimum, pouvant aller jusqu'à 68 bits/min) comparé à d'autres systèmes d'ICM. L'inconvénient majeur de ce type d'ICM réside dans le nombre élevé de stimuli reçu par le sujet; ce nombre important de stimuli pouvant être assez

inconfortable et fatigant pour celui-ci, voire même dangereux pour des sujets souffrant d'épilepsie. Potentiels évoqués transitoires Ces potentiels sont asservis en temps et en phase à l'événement dont ils sont la réponse. Un moyennage temporel sur un grand nombre de leurs enregistrements permet leur extraction. Parmi les PE transitoires étudiés on trouve le P300 apparaissant lorsqu'un stimulus rare survient au milieu d'une suite d'autres stimuli, le N400 apparaissant dans des tâches cognitives liées aux représentations sémantiques ou bien le N170 observé lors de l'identification de visages. Le P300 est très utilisé dans le contexte des ICM. Prenons ce dernier comme exemple pour illustrer les PE transitoires. Il survient 300 ms après un stimulus rare et est situé soit dans la zone fronto-temporale pour le P3a soit dans la zone pariétale pour le P3b . Les profils temporels du P3a et P3b obtenus par moyennage ainsi que les topographies associées sont présentés dans la figure .

I-8-2-3 Utilisation du P300 pour les ICM

Ce PE peut être provoqué par l'apparition d'un stimulus rare cible au milieu de nombreux stimuli non-cibles. L'attention du sujet envers le stimulus cible est tout aussi importante pour son apparition que le fait qu'il n'apparaisse que rarement. Un tel potentiel a été utilisé pour la première fois dans le contexte des ICM en 1988 afin de permettre à un sujet d'épeler des mots pour une application nommée « P300 speller ». Pour cela, le sujet est mis devant une grille de lettres 6×6 dont les colonnes et les lignes s'illuminent de façon aléatoire. En se concentrant sur la lettre qu'il veut utiliser et en comptant mentalement le nombre d'illuminations de celle-ci, des P300 sont induits dans son activité cérébrale à chacune des illuminations de cette lettre.

La détection de ces P300 permet le repérage des lignes et des colonnes dans lesquelles la lettre apparaît et l'identification de celle-ci. L'identification de la lettre correcte nécessite souvent plusieurs répétitions de la série d'illuminations. Le P300 est utilisé de nos jours dans des systèmes d'ICM variés avec différents types de stimuli , le « P300 speller » étant tout de même le plus courant avec parfois des grilles différentes .

Variation des rythmes cérébraux Contrairement aux potentiels évoqués verrouillés à la fois en temps et en phase par rapport à un événement, d'autres types d'activités cérébrales peuvent se manifester par une réponse uniquement verrouillée en phase. Ces activités sont induites par la synchronisation ou la désynchronisation d'assemblées de neurones spécifiques et ont donc été nommées ERS et ERD en anglais pour « Event Related Synchronisation » et « Event Related Desynchronisation ». Leur extraction ne peut pas être réalisée par moyennage comme les PE mais elles présentent des caractéristiques fréquentielles pouvant être détectées.

Ainsi, elles peuvent être repérées par l'observation des modifications de puissance spectrale dans certaines bandes de fréquences. Le premier processus neurophysiologique de ce type à avoir été étudié est le « blocage » de la bande alpha repéré par Hans Berger en 1929 qui apparaît lorsque le sujet ouvre ses yeux. Dans les années qui suivirent de nombreuses observations similaires mettant en évidence ce type d'activités ont conduit à leurs caractérisations à travers six bandes de fréquences dont la nomenclature est présentée ci-dessous :

- Rythme delta δ : 0.1-3.5 Hz Oscillations très lentes de l'activité électrique cérébrale. Observées principalement durant le sommeil profond de l'adulte et chez les très jeunes enfants.
- Rythme theta θ : 4-7 Hz Ces oscillations se rencontrent chez les enfants, les adolescents et les jeunes adultes. Elles sont aussi caractéristiques des états de somnolence, de certains processus émotionnels et des phases de mémorisation.
- Rythme alpha α : 8-12 Hz Ce sont les oscillations ayant les plus grandes amplitudes. Elles sont principalement localisées dans les parties occipitales du cortex. Ce rythme est associé aux états de relaxation et aux moments où les yeux sont fermés.
- Rythme mu μ : 7.5-15 Hz Ce rythme est caractéristique des activités sensorimotrices. Il est localisé au niveau du cortex moteur (ce qui le différencie du rythme alpha).
- Rythme beta β : 13-30 Hz Observé chez l'adulte éveillé, il est caractéristique des périodes d'activité intense et de concentration. Ces oscillations sont aussi liées à l'exécution de mouvements.
- Rythme gamma γ : > 30 Hz Oscillations les plus rapides pouvant aller jusqu'à 80 ou même 100 hz elles sont associées aux tâches cognitives supérieures comme le liage perceptif.

Un exemple de ces différents rythmes est donné dans la figure I-3.

Différentes ICM ont été conçues pour exploiter la capacité d'un sujet à modifier volontairement ces rythmes cérébraux, soit directement après un entraînement, soit en exécutant une tâche mentale précise.

I-8-2-4 Rythmes corticaux lents

Des études ont montré qu'un sujet pouvait apprendre à modifier le voltage associé à des rythmes cérébraux très lents (1HZ) grâce à des séances d'entraînement durant lesquelles un retour sensoriel lui permet d'évaluer celui-ci. La mise en place d'une ICM fondée sur ce rythme est ainsi possible, le temps d'entraînement représentant son principal inconvénient

I-8-2-5 Rythmes sensori-moteurs

Des ERS/ERD peuvent être provoqués par l'exécution d'une tâche cognitive particulière sans intervention de stimulus externe. La détection de ceux-ci permet alors la détermination de l'intention du sujet. Les rythmes sensori-moteurs sont très utilisés dans ce contexte. Les différentes zones du cortex sensorimoteur sont en effet organisées de manière à ce que chacune corresponde à une zone du corps. Cette disposition est qualifiée de somatotopique. Grâce à celle-ci, certaines activités cérébrales associées à cette zone du cortex sont séparables. Cette séparation est possible lorsque ces activités présentent des localisations spatiales relativement distantes. Ces activités étant caractérisées par des ERS/ERD se répercutant sur les rythmes mu et bêta, un filtrage spatial dans ces bandes de fréquences est généralement considéré. Les tâches cognitives associées aux mouvements des bras sont par exemple séparables. Ces tâches sont en effet situées de manière symétrique par rapport au centre du cortex sensorimoteur à une distance suffisante pour permettre une séparation. De plus, l'imagination de ces mouvements induit des activités cognitives situées dans les mêmes régions. Des ICM dites d'imagerie motrice exploitant ce processus ont été conçues. Celles-ci permettent à l'utilisateur d'effectuer un choix dans un programme en imaginant le mouvement d'un des deux bras. D'autres tâches motrices peuvent également être considérées comme le mouvement de la langue ou des pieds.

I-9-1 Micro-états cérébraux

Les deux sections précédentes ont présenté les caractéristiques des signaux EEG lorsque des tâches cognitives particulières sont réalisées. De façon plus générale, certaines études ont montré que les signaux EEG peuvent être modélisés par une suite d'états cérébraux, chacun caractérisé par une topographie (forme spatiale) spécifique. Les signaux EEG présentent en effet des phases durant lesquelles une topographie reste stable et se maintient pour une durée allant de 60 à 120 ms avant de changer brutalement pour évoluer vers une autre topographie stable. Ces états ont été associés à des étapes de réalisation de tâches cognitives. Des études statistiques réalisées sur des suites temporelles de tels états

ont lié les modifications de leurs ordres d'apparition ou de leur durée à des maladies mentales comme la schizophrénie [135] ou la dépression .Ils ont également permis la caractérisation des signaux EEG associés aux états de repos d'un sujet . À notre connaissance, cette propriété des signaux EEG n'a pas encore été considérée pour la création d'ICM. Nous reviendrons sur cet aspect des signaux EEG.

I-9-2 Applications Les signaux EEG

Ils ont de nombreuses applications en supplément de leurs utilisations pour la compréhension du fonctionnement cérébral.

I-9-2-1 Diagnostic médical des signaux EEG

Permettent le diagnostic de problèmes neurologiques et de maladies mentales. La détection de l'épilepsie(Figure I-8)peut par exemple être réalisée par le repérage de changements brusques du contenu fréquentiel de ces signaux. De même, les problèmes de dégénérescence cérébrale associés à la maladie d'Alzheimer ou à la maladie de CreutzfeldtJakob peuvent être détectés par des anomalies des puissances spectrales associées à certaines bandes de fréquences. Certains problèmes mentaux comme la schizophrénie ou la dépression peuvent aussi être diagnostiqués par l'analyse d'anomalies de certains potentiels évoqués de même que les effets de certaines médications

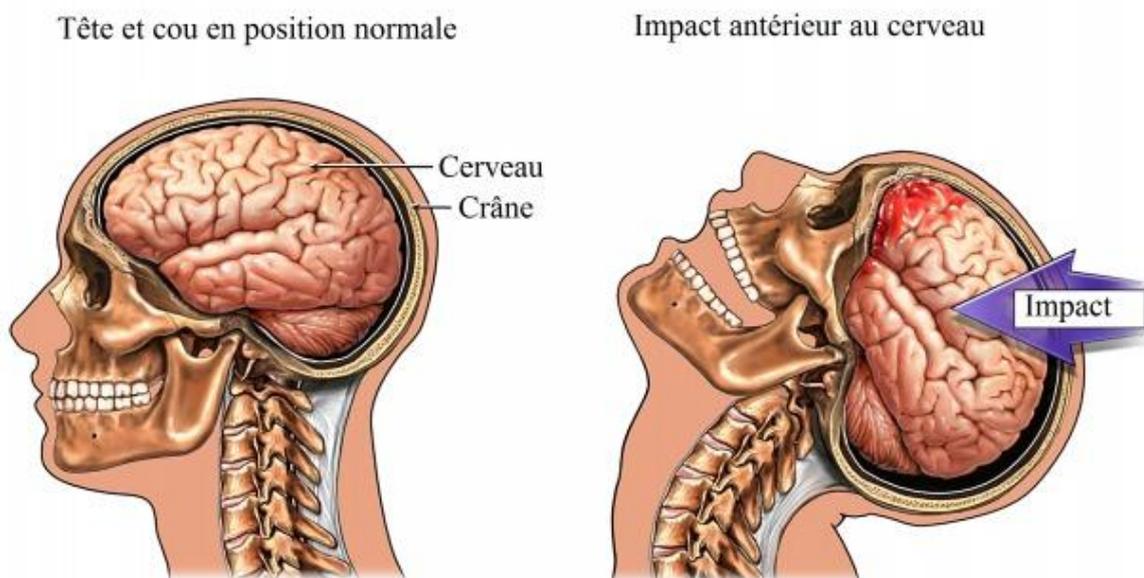


Figure I-8 (crise d'épilepsie)

I-10 Principe de l'électroencéphalographie (EEG)

L'EEG est une technique qui permet l'enregistrement de l'activité électrique corticale au moyen des électrodes de surface posées sur le scalp. C'est un moyen d'exploration des activités cérébrales normales et anormales ou pathologiques.

Depuis plusieurs années, l'EEG numérisé ou digitalisé a progressivement remplacé dans les laboratoires, l'EEG traditionnelle avec encre à papier.

Elle constitue une exploration de choix pour le diagnostic de l'épilepsie, en plus d'autres pathologies cérébrales, qui peuvent être d'origine : vasculaires (Accidents vasculaires cérébraux), infectieuses (méningites, les encéphalites), traumatiques.

II. Matériels et méthodes d'enregistrement d'un EEG

II-1 Matériels

a. Les électrodes d'enregistrement

Le signal EEG est enregistré à l'aide de deux types d'électrodes : tampon et à pince, en nombre suffisant (19 à 21 pour chacune) pour explorer l'ensemble des régions corticales:

- Electrodes tampons (Figure II.1.a) : imbibées d'une solution saline, pour faciliter le contact et l'enregistrement.
- Electrodes à pince (Figure II.1.b) : placés sur les électrodes tampons, comporte un câble électrode assurant la liaison avec la boîte tête ou le préamplificateur de l'appareil EEG (comporte les pores d'entrées des électrodes à pince).



(a) (b)

Figure II-1 : Electrodes d'enregistrement : (a) électrodes tampons, (b) électrodes pinces.

b. Le casque EEG

Les électrodes tampons sont fixées sur le scalp à l'aide d'un casque EEG, à lanière souple et extensible en caoutchouc, sous laquelle on glisse les électrodes, la fixation se fait par pression.

Pour cette raison on place le casque EEG en premier temps après on place les électrodes tampons selon le système international 10-20, puis on fixe les électrodes pinces sur les électrodes tampons, ces derniers vont être fixés sur la boîte têtère et à l'appareil EEG.



Figure II-2 :Le casque EEG.

c. Appareil EEG numérique

Après l'enregistrement du signal EEG par les électrodes et la boîte têtère, le signal EEG est numérisé (acquis et traité) par un ordinateur, et puis stocké dans une mémoire informatique de grande capacité (disque dur). Après, le signal EEG est visualisé à l'aide d'un moniteur ou un écran, sous forme d'un tracé EEG ou électroencéphalogramme composé de plusieurs lignes d'activité électroencéphalographique évoluant en fonction du temps.

L'archivage du tracé EEG se fait sur un support numérique « CD » par gravure, ou par impression sur un papier à l'aide d'une imprimante numérique.

II-2 Méthodes d'enregistrement de l'EEG

a. Positionnement des électrodes selon le système international 10-20

Pour un adulte et grand enfant : 19 à 21 électrodes sont placées sur l'ensemble de la convexité crânienne.

Les noms attribués aux électrodes correspondent aux zones cérébrales en regard, et ils sont désignés par des numéros, paire pour le côté droit, et impaire pour le côté gauche.

On commence par mesurer la distance entre le nasion et l'inion (racine du nez - protubérance occipitale externe) en passant par le vertex. Cinq points médians sont marqués sur cette ligne et désignés par l'appellation : Fronto-polaire (Fp), Frontal (F), Central (C) ou Rolandique (R), Pariétal (P) et le dernier occipital (O) sont à une distance respective du nasion et de l'inion égale à 10% de la longueur totale, et les points suivants à une distance les uns des autres égale à 20%.

Les électrodes frontales médianes (Fz), Rolandique médiane (Cz) et pariétales médiane (Pz) sont placées

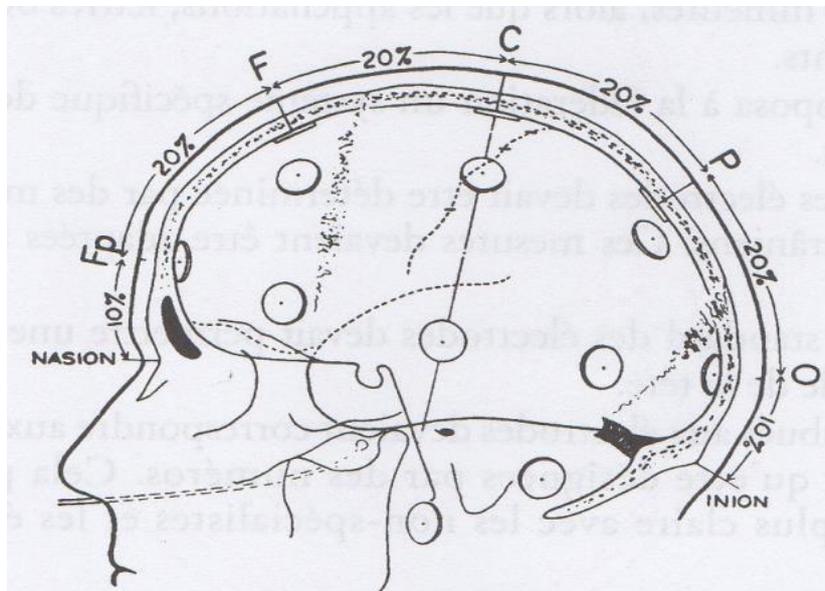


Figure II-3: système Bipolaire (de la droite)

Puis on mesure la distance entre les points pré-auriculaires droits et gauches. Sur la ligne transversale passant par ces deux points et le point Rolandique médian (Cz) sont placées en premier lieu : à 10% de la distance totale, les électrodes Temporales antérieures (T3, T4) ; 20% au-dessus, les électrodes Rolandiques latérales (C3, C4).

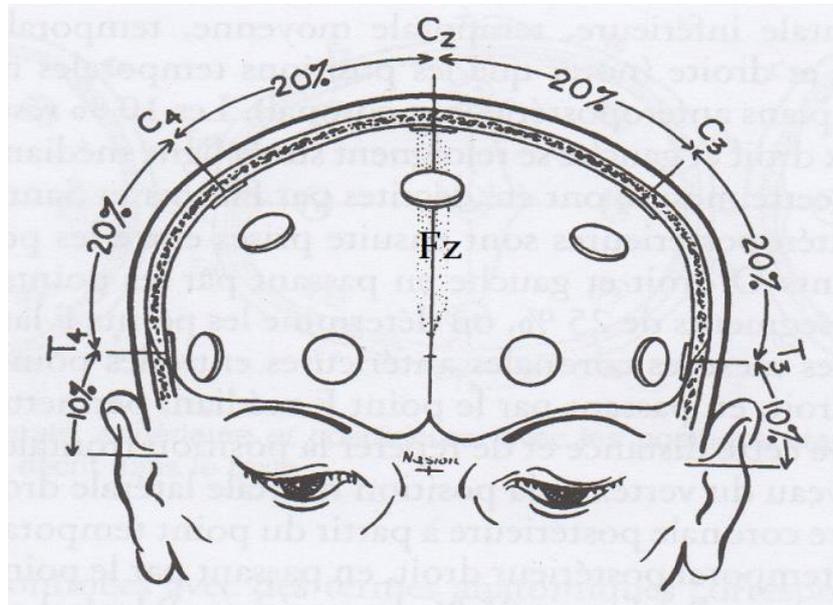


Figure II-4 : système Bipolaire (par devant)

Une ligne circulaire, décrivant les bords de la calotte crânienne, passe par les points : Frontopolaire médian (Fpz) et Occipital médians (Oz) et les électrodes Temporales antérieures (T3, T4). On y place ; les électrodes Fronto-polaires latérales (Fp1, Fp2) et Occipitales latérales (O1, O2) à 10 % de la longueur Fpz-Oz. les électrodes Frontales basses (F7, F8) et temporales postérieures (T5, T6) respectivement à mi-distance des électrodes Fronto-polaires – Temporales antérieures et Temporales antérieures-Occipitale latérales (soit à des distances égales à 20 % de la longueur totale).

Les électrodes Frontales latérales (F3, F4) et Pariétales latérales (P3, P4) sont placées à égales distance, les premières de la Frontale médiane (Fz) et des Frontales basses (F7, F8), les secondes de la Pariétale médiane (Pz) et des Temporales postérieures (T5, T6). Et enfin, en place les électrodes A1 et A2, au niveau du lobe de l'oreille qui est une zone inactive.

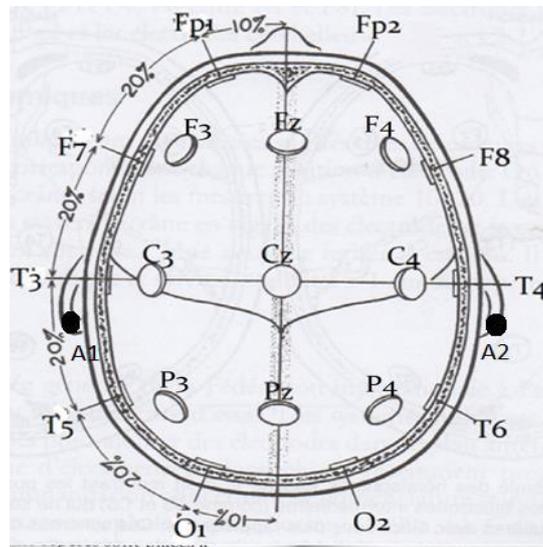


Figure II-5 : système Bipolaire (par derrière)

b. Le principe des montages

Les électrodes placées selon le système international 10-20, sont reliées entre elles selon des montages de complexité variable, préétablies et programmés par l'appareil EEG numérisé. Un montage est un groupe de dérivations (enregistre le courant dérivé entre deux électrodes sous forme de ddp). On a deux types de montage : Montage monopolaire ou référentiel et un Montage bipolaire.

Le montage monopolaire : constitué d'une série de dérivations monopolaires (la ddp enregistré entre électrode active et inactive ou de référence en A1 et A2). En nombre de 19 dérivations numérotées de 1 à 19, et chaque dérivation enregistre une ligne sur le tracé EEG.

Le montage bipolaire: constitué d'une série de dérivation bipolaire (ddp enregistrée en deux électrodes actives). Il comprend le montage longitudinal (antéro-postérieur) , et transversal. 18 dérivations pour le montage longitudinal, numéroté de 1 à 18. Et 16 dérivations pour le montage transversal numéroté de 1 à 16. Et chaque dérivation enregistre une ligne sur le tracé EEG (en longitudinal et en transversal).

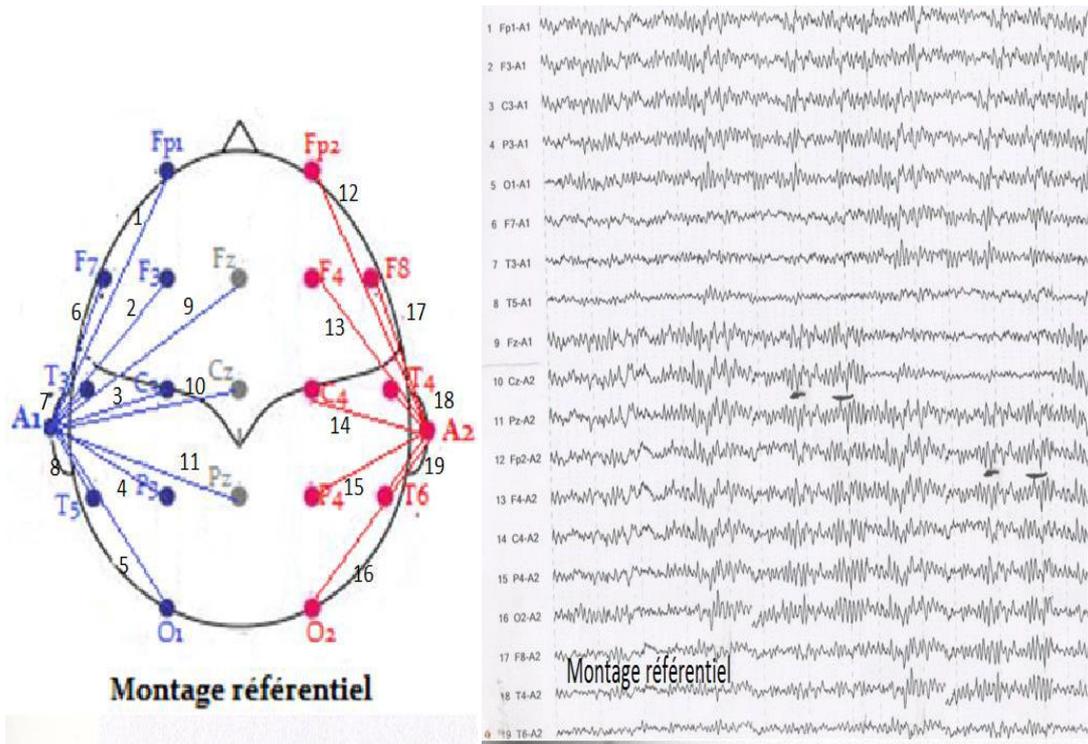


Figure II-6 : Montage référentiel.

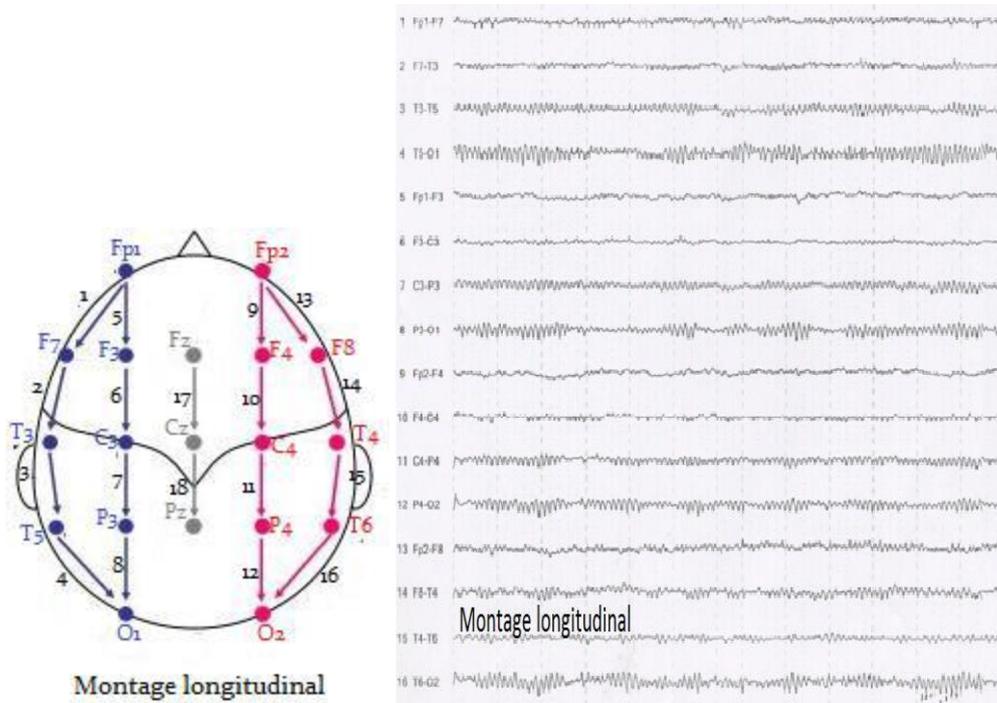


Figure II-7 : Montage longitudinal

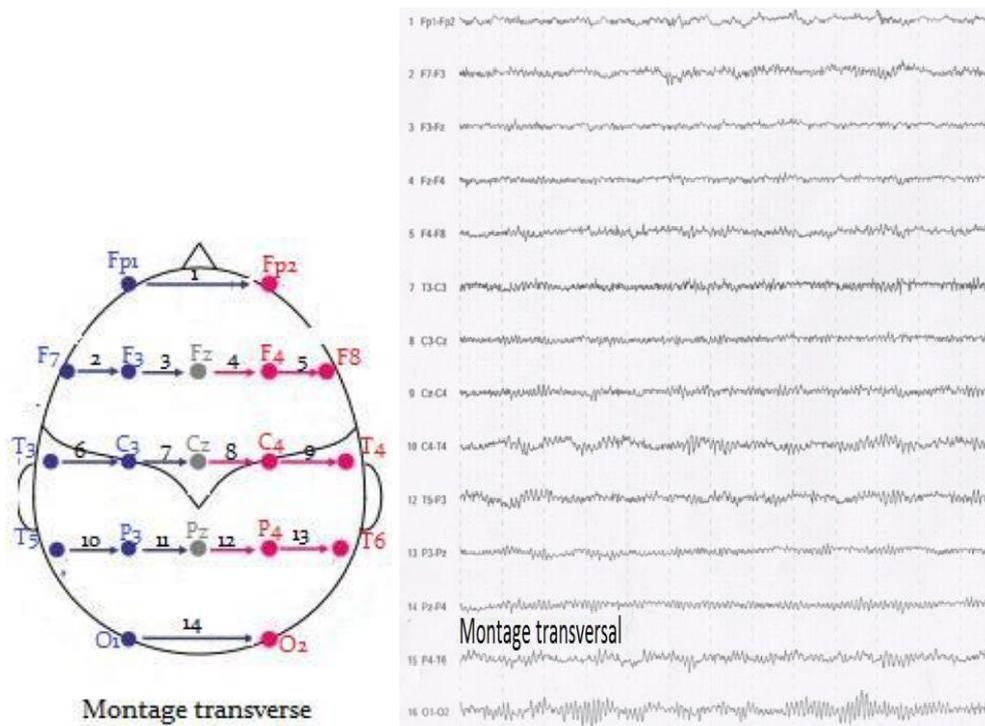


Figure II-8 : Montage transverse

II-3 Conclusion

- Dans le 1er chapitre en aperçu sur l'anatomie et la physiologie du cerveau ils sont générés par la sommation de potentiels post-synaptiques synchronisés. L'activité synaptique est significative du traitement de l'information par le cerveau si chaque neurone et chaque a un rôle dans ce traitement de l'information et qui permet de produire une réponse cohérente.
- Les signaux EEG sont les plus utiles pour la détection d'épilepsie qui vont nous aider à la conception des algorithmes d'analyse bispectrale dans le but de suivre l'évolution de l'épilepsie.

Chapitre II :

Conception de la chaîne
d'acquisition du signal EEG

ChapitreII

Conception dela chaine d'acquisition du signal EEG

II.1 Introduction

Ce chapitre est consacré à l'étude des facteurs techniques qui conditionnent d'une manière générale l'enregistrement et la mesure des activités électriques des neurones et nous présentons les circuits de mise en forme des signaux électrophysiologiques, ainsi que la carte d'acquisition permettant de numériser ces signaux sous forme de fichiers de données. La carte électronique réalisée comporte deux parties; une partie analogique et une autre digitale pour la réalisation du circuit électronique destiné à l'enregistrement du signal EEG où le signal électrique est obtenu à partir des électrodes placés sur le crane par rapport à une électrode de référence.

II-2La chaine d'acquisition

La chaine d'acquisition comporte en générale :

- Une source d'information (le patient dans notre cas).
- Les capteurs capables de transformer l'information physiologique en une grandeurélectrique.
- Les circuits de mise en forme réalisant les fonctions d'amplification, filtrage,calibration ...etc.
- Un bloc de conversion analogique numérique et l'interfaçage avec micro-ordinateur.
- Un support logiciel réalisant l'acquisition, l'affichage, le traitement et la transmissiondes données conformément à un protocole de communication.

Dans notre cas nous avons opté pour le schéma bloc suivant :

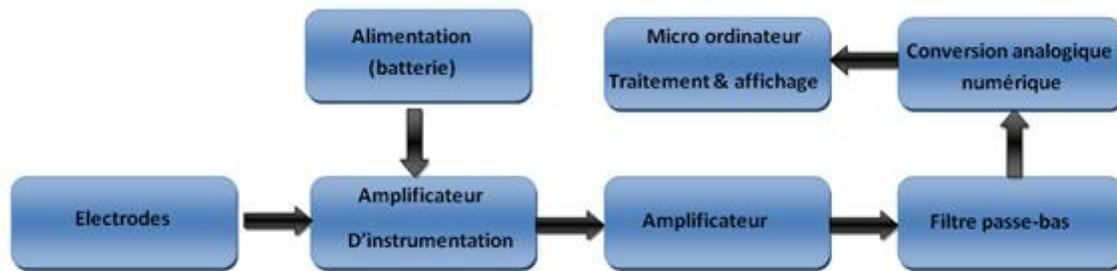


Figure II-1 :Chaîne d'acquisition d'un signal EEG.

II-2-1 Amplificateur d'instrumentation

En général, les signaux captés par les électrodes (de l'ordre de quelques microvolts à quelques millivolts) sont trop faibles et superposés sur une tension en mode commun de taille souvent beaucoup plus grande où la nécessité d'un amplificateur d'instrumentation branché à l'extrémité des électrodes qui amplifie le faible signal et rejeter l'amplitude élevée de la tension commune.

Les amplificateurs d'instrumentation sont un type de bloc de gain de précision ou d'amplificateur différentiel (c'est-à-dire des amplificateurs électroniques qui amplifient la différence de tension entre deux entrées, mais éliminent toute tension commune aux deux entrées). Les amplificateurs d'instrumentation sont également connus sous le nom d'amplificateurs de mesure. Les applications courantes concernent les domaines suivants :

- Les appareils industriels de mesure et d'essai
- Les dispositifs d'acquisition de données
- Les appareils médicaux.
- Les environnements bruyants dans lesquels des signaux à mode commun importants sont présents.

Un amplificateur d'instrumentation mesure de petits signaux dans un environnement à bruit élevé. Le bruit est généralement un "bruit de mode commun" (la différence entre la tension de mode commun sans bruit et la tension de mode commun réelle). Un amplificateur d'instrumentation utilise son rejet du mode commun afin de distinguer le bruit du signal.

A quoi servent les amplificateurs d'instrumentation ?

Les amplificateurs d'instrumentation sont nécessaires dans presque tous les secteurs de l'électronique, en particulier dans l'industrie du test et de la mesure. Ils peuvent être utilisés comme des suiveurs de tension, des circuits d'inversion sélective, des convertisseurs courant-tension, des redresseurs actifs, des intégrateurs, des filtres divers et des comparateurs de tension.

Contrairement aux amplificateurs d'instrumentation, les amplificateurs opérationnels (amplis-op) sont des circuits amplificateurs de tension à gain élevé dotés d'une entrée différentielle.

II-2-1-1 Amplificateur différentiel

a) schéma

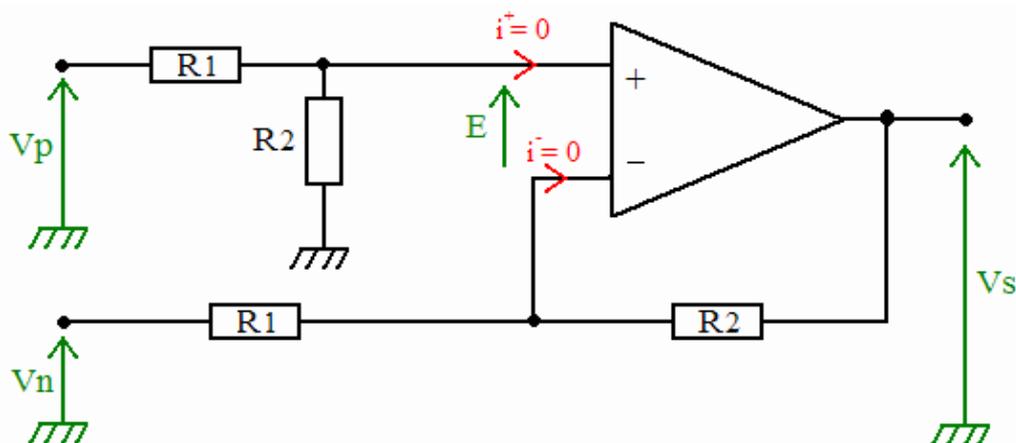


Figure II-2 : Amplificateur différentiel.

b) formule

$$V_s = (V_p - V_n) * (R_2/R_1)$$

c) Remarques

Le montage ne réalise sa fonction seulement si les résistances indiquées sur le schéma sont respectées.

La résistance de chacune des deux entrées est au moins R_1 (mais elle n'est pas constante).

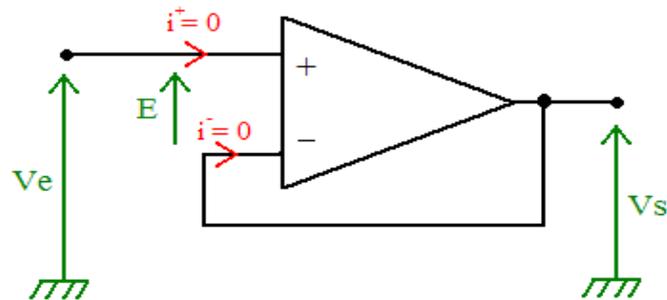


Figure II-3 : Amplificateur opérationnelle.

L'amplificateur différentiel classique est réalisé à partir d'un amplificateur opérationnel, utilisé en mode linéaire (contre réaction de la sortie sur son entrée négative, peut être aussi sur l'entrée positive suivant un autre schéma).

Le gain de ce montage est :

$$G_d = R_1/R_2$$

- Le gain peut se régler par une résistance placée entre les points communs des deux R_2 préalablement divisées en deux chacune.
- Ce montage est principalement utilisé lorsque les contraintes de complexité, de coût, de taille, de faible consommation sont importantes. De plus ce montage autorise des excursions d'entrée au-delà de la tension d'alimentation. Il présente néanmoins certaines limitations : le TRMC du montage correspond au TRMC de l'AOP, l'impédance d'entrée est égale à R_1+R_2 , donc relativement faible. Ce montage conviendra donc pour des sources de faible impédance, et avec une faible fluctuation de la tension de mode commun.

- Il faut également noter que ce montage est à la base de tous les amplificateurs de mesure. Les montages plus élaborés utilisent d'autres AOP pour limiter les inconvénients de l'amplificateur différentiel classique.

Un amplificateur d'instrumentation de base comprend trois amplis-op et quelques résistances. Le gain en tension est déterminé par une résistance externe R_G . Un amplificateur d'instrumentation de base est illustré à la figure (II.4) Les amplis-op 1 et 2 forment des configurations sans inversion fournissant une impédance d'entrée et un gain en tension élevés. Le troisième est utilisé comme amplificateur différentiel à gain unitaire. La résistance qui détermine le gain R_G est connectée de façon externe comme illustré à la figure en dessous.

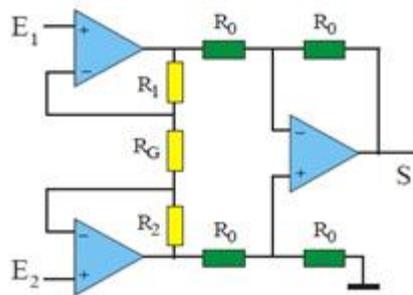


Figure II-4 : Amplificateur d'instrumentation.

La tension de sortie est donnée par la relation suivante :

$$V_S = (1 + (R_1 + R_2) / R_G) (E_1 - E_2)$$

SI $R_1 = R_2 = R$, alors le gain en boucle fermée est donné par :

$$A = (1 + 2R) / R_G$$

Concernant notre application, l'acquisition du signal EEG a été réalisée par l'amplificateur d'instrumentation de type INA117 (General Purpose), c'est un amplificateur d'instrumentation

et de précision et qui répond à notre application grâce à ses caractéristiques, le gain est réglé à partir d'une résistance à l'extérieur

Remarque: Pour la détection du signal EEG la résistance est de $R_G = 5.6\text{K}\Omega$ ce qui nous donne un gain de 10.

II-2-1-2 Le préamplificateur

Le préamplificateur représente la pièce la plus importante de l'amplificateur d'instrumentation elle-même puisqu'il prépare le gain réglable pour la qualité de notre signal EEG Avec une impédance d'entrée très importantes.

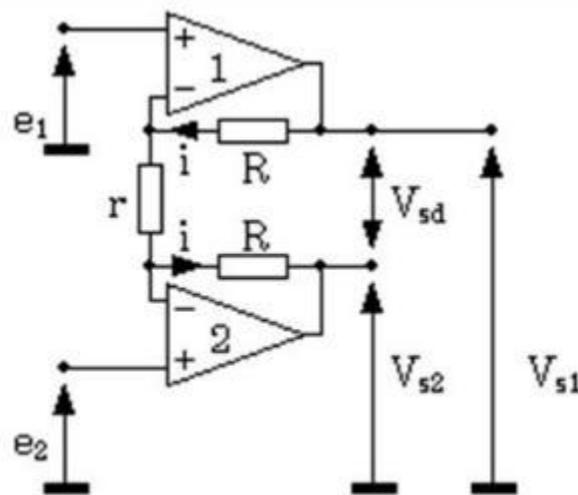


Figure II-5 :Le préamplificateur.

II-2-1-3 Un amplificateur opérationnel

Un amplificateur opérationnel est un amplificateur différentiel : c'est un amplificateur électronique qui amplifie une différence de potentiel électrique présente à ses entrées. Initialement, les AOP ont été conçus pour effectuer des opérations mathématiques dans les calculateurs analogiques : ils permettaient d'implémenter facilement les opérations mathématiques de base comme l'addition, la soustraction, l'intégration, la dérivation et d'autres. Par la suite, l'amplificateur opérationnel est utilisé dans bien d'autres applications

comme la commande de moteurs, la régulation de tension, les sources de courants ou encore les oscillateurs.

Physiquement, un amplificateur opérationnel est constitué de transistors, de tubes électroniques ou de n'importe quels autres composants amplificateurs. On le trouve communément sous la forme de circuit intégré.

Le gain en tension très important d'un amplificateur opérationnel en boucle ouverte fait de lui un composant utilisé dans une grande variété d'applications. Certains amplificateurs opérationnels, de par leurs caractéristiques (temps de montée, faible distorsion harmonique, etc.)

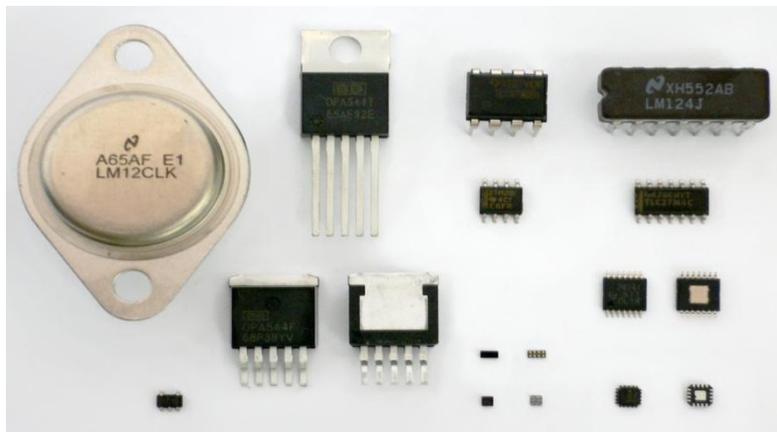


Figure II-6 : Amplificateur opérationnelle.

II-2-1-4 Amplificateur de tension inverseur

a) Schéma

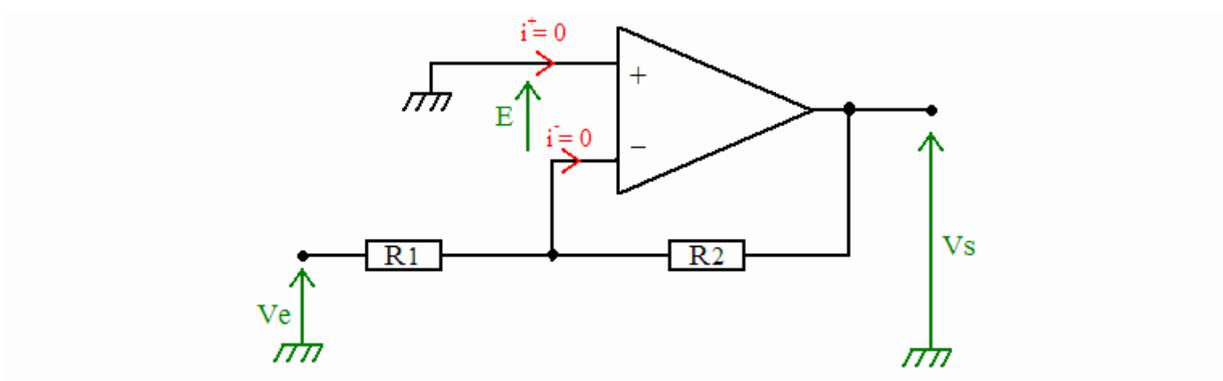


Figure II-7 : Amplificateur inverseur.

b) formule

$$V_s = V_e * -R_2/R_1$$

c) Remarques

V_s peut être soit :

- **amplifiée**: lorsque $R_1 > R_2$
- **atténuée**: lorsque $R_1 < R_2$

La résistance d'entrée du montage est R_1 , donc cette résistance ne peut pas être très élevée par rapport aux autres montages vu précédemment.

II-3filtrage

Les signaux électro physiologiques qu'on étudie sont toujours plus au moins mêlés à des signaux parasites ne provenant pas des neurones et des muscles

Ilya beaucoup de préoccupations quant à la bonne détection du signal EEG.

Une fois les électrodes sont correctement placés et le signal est extrait, le bruit joue un grand rôle et entrave l'enregistrement du signal EEG. A cet effet, le signal doit être correctement filtré, même après l'amplification différentielle.

Les fréquences de bruit contaminants le signal utile EEG peuvent être élevés ou basses telqueles bruits causée par de décalages de DC de l'amplificateur.

Le filtrage est une forme de traitement de signal, obtenu en envoyant le signal à travers un ensemble de circuits électroniques, qui modifient son spectre de fréquence et/ou sa phase et donc sa forme temporelle. On classe les filtres en deux grandes familles :analogiqueetnumérique. Cedernier sera étudié dans les prochains paragraphes.

Le filtrage s'applique à des signaux représentés sous forme analogique (filtresanalogiques), ou sous forme numérique après échantillonnage du signal(filtres numériques)

II-3-1 filtre analogique

II-3-1-1 Filtre passif

Il se caractérise par l'usage exclusif de composants passifs (Résistances, Condensateurs passifs (résistances, condensateurs, bobines couplées ou non). Par conséquent, leur gain (rapport de puissance entre la sortie et l'entrée) ne peut excéder 1. Autrement dit, ils atténuent le signal, différemment selon la fréquence.

Les filtres les plus simples sont basés sur des circuits RC, RL définissant une constante de temps et une fonction de transfert du premier ordre. Les circuits LC ou Circuit RLC permettent des filtres du second ordre, passe-bande ou coupe-bande et des résonateurs (circuits accordés). Des configurations plus complexes peuvent être nécessaires. Des logiciels de conception assistée par ordinateur permettent de les déterminer à partir de la réponse en fréquence et en phase ou de la réponse impulsionnelle.

Les filtres passifs peuvent traiter des courants importants. Ils sont rarement sujets à des phénomènes de saturation, sauf s'ils comportent des bobines avec noyau

I-3-1-2 Filtre actif

Les filtres actifs utilisent au moins un composant actif (tube électronique, transistor, amplificateur opérationnel, ou autre circuit intégré analogique). Il s'agit essentiellement d'un circuit amplificateur dont la réponse en fréquence est réglée par les éléments déphaseurs aussi bien dans le circuit direct que dans la contre réaction. En conséquence, ils peuvent avoir un gain total supérieur à 1. Ils peuvent aussi bien amplifier certaines fréquences que les atténuer.

Ces circuits permettent de se passer de bobines, des composants chers, difficilement miniaturisables et imparfaits (angles de pertes, résonances propres, sensibilité aux parasites). Les filtres actifs conviennent bien aux signaux de faible amplitude et de faible puissance. Ils sont donc largement utilisés dans les amplificateurs audio et instruments électroniques de toutes sortes.

En contrepartie, contrairement aux filtres passifs, ils nécessitent une alimentation électrique. Lorsque la tension de crête du signal atteint la tension de l'alimentation, ou bien lorsque la variation de tension de sortie dépasse les possibilités du circuit, le filtre actif produit rapidement une importante distorsion. L'élément amplificateur du filtre actif apporte

inévitablement un peu de bruit et de distorsion harmonique. Il faut remarquer, toutefois, que les filtres passifs atténuent le signal, et qu'ils doivent en général être suivi d'un élément amplificateur pour compenser cette perte. Cet amplificateur a les mêmes inconvénients.

La conception des filtres actifs demande des précautions pour assurer leur stabilité.

II-3-2 Notions de filtrage

Filtrer un signal, c'est lui faire traverser un ensemble de dispositif électroniques, pour :

- Modifier son spectre de fréquence.
- Modifier sa phase.
- Extraire une partie de l'information liée au signal.
- Eliminer des fréquences parasites.

La fréquence de coupure : La fréquence de coupure pour des filtres réels est la fréquence pour laquelle l'amplitude de sortie est à 1/ 2 de la valeur maximale :

$$|H(j\omega_c)| = (1/ 2) H_{\max}$$

Pour tout type de filtre, l'atténuation est toujours spécifiée par un nombre suivi de **dB** par octave.

- **6dB** par octave est un filtre du 1^{er} ordre.
- **12dB** par octave est un filtre du 2^{ème} ordre.
- **18dB** par octave est un filtre du 3^{ème} ordre

I-3-3 Différents types de filtres analogiques

On distingue cinq classifications des filtres selon la bande passante :

- Filtre passe-bas.
- Filtre passe-haut.
- Filtre passe-bande.
- Filtre rejeteur (filtre coupe bande).
- Filtre passe tout (filtre déphaseur pur dans notre projet

I-3-4 classes des filtres

Les mathématiciens ont proposé des formules pour les filtres:

- Filtre de Bessel ou filtre de Thompson, offre un délai constant en bande passante.
- Filtre de Butterworth -- gain aussi constant que possible dans la bande passante
- Filtre de Tchebychev -- meilleure sélectivité que le filtre de Butterworth, mais ondulation soit dans la bande passante, soit dans la bande rejetée, soit dans les deux (Filtre elliptique).
- Filtre de Legendre conçu pour une atténuation strictement monotone (pas d'ondulation) et une raideur maximale au voisinage de la fréquence de coupure.

Des méthodes évitent ou simplifient les calculs pour approcher le fonctionnement des filtres : diagramme de Bode pour évaluer la réponse en fréquence, diagramme de Nyquist pour vérifier la stabilité.

I-3-5 Types des filtres

On peut classer les filtres à partir de l'effet que l'on attend qu'ils produisent.

I-3-5-1 Filtre passe-bas

Un filtre passe-bas amplifie plus les fréquences au-dessous d'une fréquence déterminée, appelée fréquence de coupure, ou atténue les autres (hautes fréquences). On pourrait aussi bien l'appeler coupe-haut. On distingue ceux qui ont une réponse en plateau, qui ont un gain pour les basses fréquences et un autre gain, moindre, pour les hautes fréquences, avec une zone de transition entre deux fréquences de transition, et ceux qui ont une réponse infinie, pour lesquelles la réponse présente un gain du courant continu à la fréquence de coupure et décroît continuellement pour les fréquences supérieures.

Du point de vue de la réponse impulsionnelle, les filtres passe-bas intègrent les variations du signal; la sortie représente une sorte de moyenne de l'histoire du signal.

Les filtres passe-bas servent à éliminer les parties du signal hors de la bande passante utile, qui pourraient générer des distorsions (intermodulation, repliement de spectre) par la suite. Pour le signal audio, le passe-bas atténue les aigües et amplifie les basses. Une alimentation en courant continu est un filtre passe-bas qui élimine les restes d'ondulation du redresseur.

I-3-5-1-1 Filtre pass-bas première ordre

Un filtre passe-bas du premier ordre est caractérisé par sa fréquence de coupure f_c . La fonction de transfert du filtre est obtenue en dénormalisant le filtre passe-bas normalisé en remplaçant ω_n par ω/ω_c , ce qui donne la fonction de transfert suivante :

$$H(j\omega) = \frac{V_0}{V_i} = \frac{K}{1 + j\frac{\omega}{\omega_c}}$$

V_i le signal d'entrée et V_0 le signal sortie

$$\omega = 2\pi F$$

Le module et la phase de la fonction de transfert sont égaux à :

$$|H(j\omega)| = \left| \frac{V_0}{V_i} \right| = \frac{k}{\sqrt{1 + \frac{\omega^2}{\omega_c^2}}}$$

$$\phi = \arg H(j\omega) = -\arg\left(1 + j\frac{\omega}{\omega_c}\right) = \arctan\left(-\frac{\omega}{\omega_c}\right)$$

Il y a plusieurs méthodes pour implémenter ce filtre. Une réalisation active et une réalisation passive sont ici présentées. K est le gain du filtre.

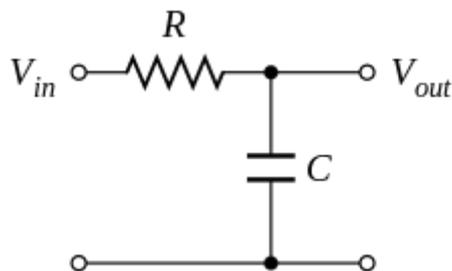


Figure II-8 : Filtre passe-bas 1^{er} ordre

II-3-5-2 Un filtre passe-haut

Un filtre passe-haut amplifie plus les fréquences au-dessus d'une fréquence déterminée, appelée fréquence de coupure, ou atténue les autres (basses fréquences). On pourrait aussi bien l'appeler coupe-bas. On distingue ceux qui ont une réponse en plateau, qui ont un gain pour les basses fréquences et un autre gain, supérieur, pour les hautes fréquences, avec une zone de transition entre deux fréquences de transition, et ceux qui ont une réponse infinie, pour lesquelles la réponse au courant continu, limite basse des fréquences est nulle ($-\infty$ dB), et un gain pour les hautes fréquences, jusqu'aux limites du système.

Du point de vue de la réponse impulsionnelle, les filtres passe-haut amplifient les variations du signal. On peut les utiliser ainsi pour détecter un échelon de signal dans un circuit de déclenchement, ou le front montant d'un signal d'horloge.

Dans le traitement de l'image, le différenciateur accentue le contour. Pour le signal audio, c'est un atténuateur de graves et un amplificateur d'aiguës. Des filtres passe-haut éliminent la composante continue du signal.

II-3-5-2-1 Filtre passe-haut première ordre

Un filtre passe-haut du premier ordre est caractérisé par sa fréquence de coupure F_C et par son gain dans la bande-passante K . La fonction de transfert du filtre est obtenue en dénormalisant le filtre passe-haut normalisé en remplaçant W_n par W_c/W ce qui donne la fonction de transfert suivante :

$$H(j\omega) = \frac{V_0}{V_i} = \frac{Kj\left(\frac{\omega}{\omega_c}\right)}{1 + j\left(\frac{\omega}{\omega_c}\right)}$$

$$\omega = 2\pi f$$

Le module et la phase de la fonction de transfert sont égaux à :

$$|H(j\omega)| = \left| \frac{V_0}{V_i} \right| = \frac{K\left(\frac{\omega}{\omega_c}\right)}{\sqrt{1 + \left(\frac{\omega}{\omega_c}\right)^2}}$$

$$\phi = \arg H(j\omega) = \frac{\pi}{2} - \arg\left(1 + j\frac{\omega}{\omega_c}\right) = \frac{\pi}{2} - \arctan(\omega/\omega_c)$$

Il y a plusieurs méthodes pour implémenter ce filtre. Une réalisation active et réalisation passive sont ici présentées. K est le gain du filtre.

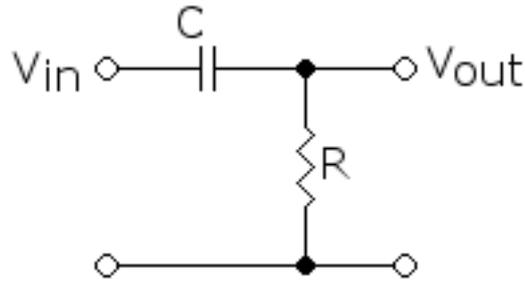


Figure II-9 : Filtre passe-haut 1^{er} ordre

I-3-5-3 Filtre passe-bande et coupe-bande

Un filtre passe-bande présente un gain supérieur pour une certaine bande de fréquences. Un filtre réjecteur, aussi appelé filtre trappe, cloche ou coupe-bande, est le complémentaire du passe-bande. Il atténue une plage de fréquences.

Du point de vue de la réponse impulsionnelle, les filtres passe-bande reflètent le degré de ressemblance du signal d'entrée à une impulsion type. Ils permettent de détecter un signal dans un milieu comprenant du bruit.

Les filtres passe-bande et coupe-bande sont nécessairement du second ordre ou d'un ordre supérieur.

Les filtres passe-bande sont fondamentaux pour la réception radio.

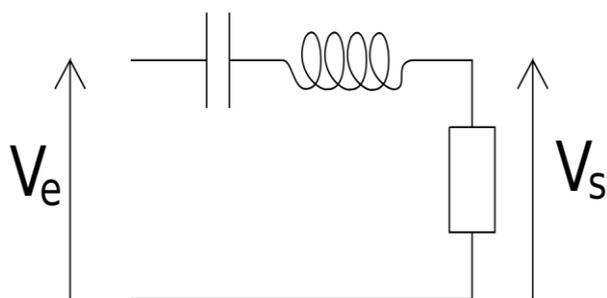


Figure II-10 : Filtre passe-bande.

Un filtre est caractérisé par une fonction de transfert $T(j\omega)$ déterminant le rapport V_s/V_e des tensions d'entrée et de sortie et sa fréquence de coupure. On définit la fréquence de coupure ω_c d'un système comme étant celle pour laquelle le gain maximum en tension est divisé par $\sqrt{2}$ $G(\omega_c) = G_{max} / \sqrt{2}$

Or $\log \sqrt{2} = 0.1505 \approx 3/20$. On peut donc aussi définir la fréquence de coupure comme la fréquence qui correspond à une diminution de 3dB du gain maximum.

$$G'(w_c) = G'_{\max} - 3\text{dB}$$

Pratiquement, un filtre est caractérisé par deux courbes de réponse, amplitude/fréquence et phase/fréquence. Il peuvent être classés en 4 familles.

Les fréquences de coupure F_{c1} et F_{c2} correspondent aux fréquences pour lesquelles le module de la fonction de transfert $G(w_c) = G_{\max} \sqrt{2}$

II -3-6 Ecriture des fonctions de transfert

La forme générale d'une fonction de transfert est un quotient de polynômes complexes :

$$H(jw) = K \frac{1 + Ajw}{1 + Bjw}$$

$$H(jw) = \frac{1 + Ajw + A_2(w)^2}{1 + Bjw + B_2(w)^2}$$

Pour tout type de filtre, l'atténuation est toujours spécifiée par un nombre suivi de **dB** par octave.

- 6dB par octave est un filtre du 1^{er} ordre.
- 12dB par octave est un filtre du 2^{ème} ordre.
- 18dB par octave est un filtre du 3^{ème} ordre.

Les filtres analogiques réels présentent donc une imperfection avec lesquelles il faut trouver des compromis en fonction de son application:

- transition progressive entre la bande passante et la bande coupée.
- irrégularité du gain dans la bande passante (ondulations).
- affaiblissement dans la bande coupée.
- irrégularité du temps de propagation

Les compromis fait sur ces différentes imperfections peuvent être regroupés sur un graphique appelé gabarit du filtre. Ce gabarit fixe les limites de la fonction de transfert du filtre réalisé.

I-3 Le circuit d'offset

Ce circuit permettant la restitution positive de notre signal utile, c'est à dire on ajoute une composante continue positive au signal pour le décaler à un certain niveau pour pouvoir l'injecter à la carte Arduino (détaillée en chapitre 03).

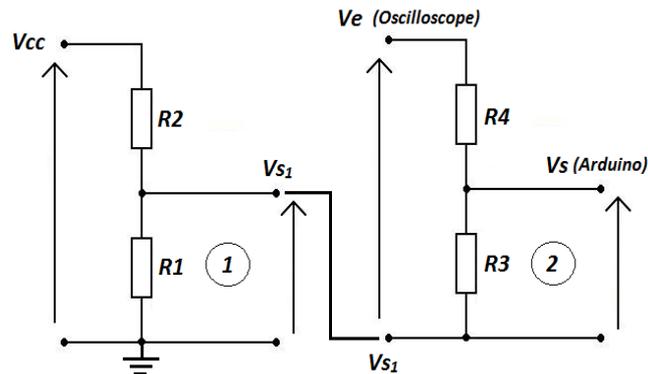


Figure II-11 :Circuit Offset

$$V_{s1} = \frac{R1}{R1+R2} \cdot V_{cc}$$

$$V_s = \frac{R3}{R3+R4} \cdot (V_e - V_{s1})$$

$$V_s = \frac{R3}{R3+R4} \cdot V_e - \frac{R3}{R3+R4} \cdot \frac{R1}{R1+R2} \cdot V_{cc}$$

La variation des résistances influence sur la position du signal V_s (restitution du signal).

II-4 alimentation

N'importe quelle carte électronique nécessite une source d'énergie pour qu'elle puisse fonctionner normalement, soit par une alimentation stabilisée ou une alimentation isolée (pile) pour éviter les effets du bruit du secteur (50 Hz).

II-4-1 Traitement numérique du signal

Il arrive que le bruit d'interférence apparaisse après filtrage analogique, car les interférences proviennent souvent des câbles électriques qui passent à proximité du patient

les ondes de radiofréquences provenant de radios AM, AF télévision peuvent être captées par les fils d'électrode qui font antenne et qui sont branchés sur les mêmes circuits électriques, ce qui fausse et perturbe l'enregistrement encore une fois les signaux et les mesures, à ce moment-là pour se débarrasser de ce problème il faut donc effectuer un filtrage numérique au niveau logiciel et ce qui fera l'objet du prochain chapitre.

Le traitement numérique des signaux permet de construire une grande variété de filtres numériques. Le filtrage est effectué par un algorithme exécuté soit par un microprocesseur soit par un circuit spécialisé (Processeur de signal numérique, DSP).

Le principe du traitement est la convolution. Chaque échantillon en sortie est la somme du produit d'échantillons d'entrée de moments différents conservés dans une mémoire tampon par les coefficients conservés dans une autre mémoire tampon.

Des filtres numériques existent dès la phase de conversion analogique-numérique (CAN) dès lors que celle-ci utilise la technique du suréchantillonnage et réciproquement jusqu'à la conversion numérique-analogique, pour les mêmes raisons. De même les filtres anti-repliement sont indispensables pour toutes les conversions de fréquence d'échantillonnage.

II.5 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons étudiés les différents étages du circuit d'acquisition du signal EEG du capteur jusqu'au circuit de filtrage et amplification et nous avons détaillé le circuit électronique qui permet de mesurer l'activité neuronale, Le signal analogique requis à la sortie du circuit électronique conçu nécessite une phase de numérisation par un convertisseur analogique numérique puis la transmission du signal ainsi discrétisé vers un micro-ordinateur pour qu'il puisse être traité et stocker. C'est pour pourquoi nous avons choisi d'utiliser le module Arduino afin de pouvoir convertir ces signaux de la forme analogique vers la forme numérique

II-6 La carte Arduino

II-6.1 Introduction

Arduino est une plate-forme open-source utilisée pour les projets de construction électronique. Il se compose à la fois d'une carte de circuit programmable physique (souvent appelée microcontrôleur) et d'un logiciel, ou IDE (Integrated Development Environment) qui fonctionne sur votre ordinateur, utilisé pour écrire et télécharger du code informatique sur la carte physique.

La plate-forme Arduino est devenue très populaire auprès des personnes qui débutent avec l'électronique, et pour une bonne raison. Contrairement à la plupart des cartes de circuits programmables précédentes, l'Arduino n'a pas besoin d'un matériel séparé (appelé un programmeur) pour charger le nouveau code sur la carte - vous pouvez simplement utiliser un câble USB. En outre, l'IDE Arduino utilise une version simplifiée de C ++, ce qui facilite l'apprentissage de la programmation. Enfin, Arduino fournit un facteur de forme standard qui décompose les fonctions du microcontrôleur en un ensemble plus accessible.

II-6.2 Les différents types d'Arduino

II-6-2-1 La carte Arduino Leonardo

C'est la carte qui est prévue pour succéder à la carte Arduino Uno en présentant des caractéristiques équivalentes mais une ergonomie revue et une stabilité plus éprouvée. Sa diffusion moins importante limite le support utilisateur disponible sur le net.



Figure II-12 : Arduino Leonardo.

II-6-2-2 La carte Arduino Méga

La carte Arduino Méga est la carte la plus diffusée après la carte ArduinoUno. Elle offre un nombre d'entrées/sorties beaucoup plus important (54 contre 14), un processeur plus puissant doté d'une mémoire plus vaste qui permet d'exploiter des algorithmes plus complexes.

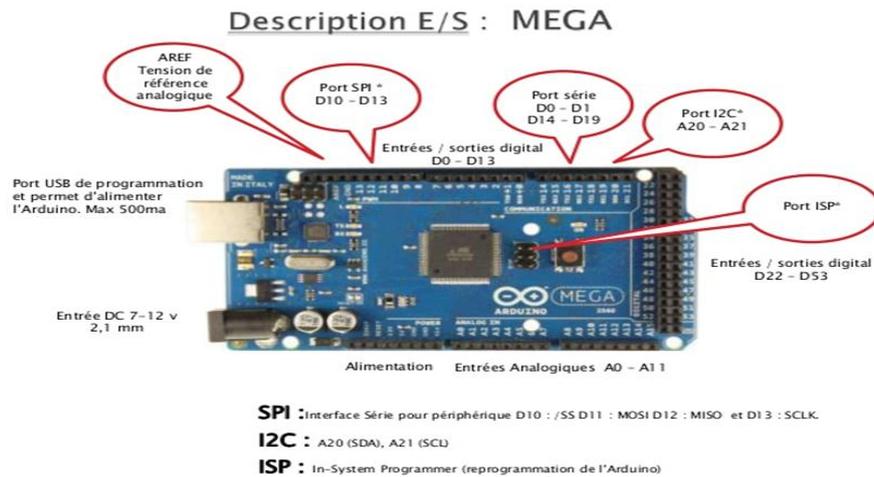


Figure II-13:Arduino méga.

II-6-2-3La carte Arduino Méga ADK

La carte Arduino méga ADK offre les mêmes caractéristiques techniques que la carte Arduino méga mais sont port USB permet de la connecter avec un environnement Androïde ouvrant de nouvelles perspectives d'interaction avec le monde des Smartphones et des capteurs dont ils sont dotés. Sa mise en œuvre nécessite par contre de solides connaissances en Java et la capacité à développer ses propres applications. ne mémoire plus vaste qui permet d'exploiter des algorithmes plus complexes.

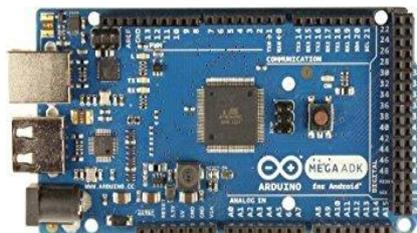


Figure II-14:Arduino Méga ADK

II-6-2-4 La carte Arduino Due

La carte Arduino Due est une évolution de la carte Arduino Méga et offre des performances réputées 3 fois supérieures. Elle permet de manipuler rapidement des algorithmes lourds particulièrement utiles dans le monde de la robotique par exemple.

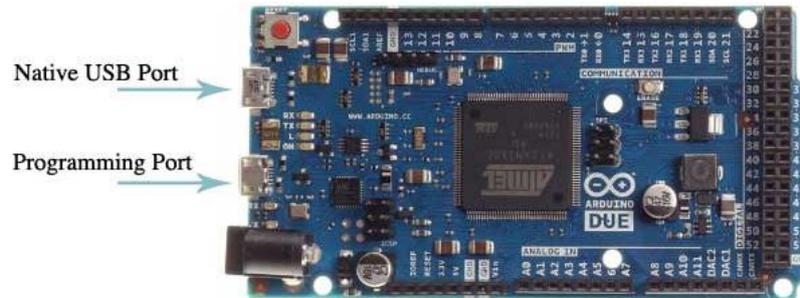


Figure II-15 :Arduino Due

II-6-2-5 La carte Arduino Nano

La carte Arduino nano n'est ni plus ni moins qu'une carte Arduino miniaturisée. Sa taille et son poids réduits la destinent à une utilisation dans des espaces réduits (en textile par exemple) ou dans des applications de robotique ou de modélisme pour lesquels le poids et la taille sont des facteurs déterminant (hélicoptères, drones...).

MODULE FANS

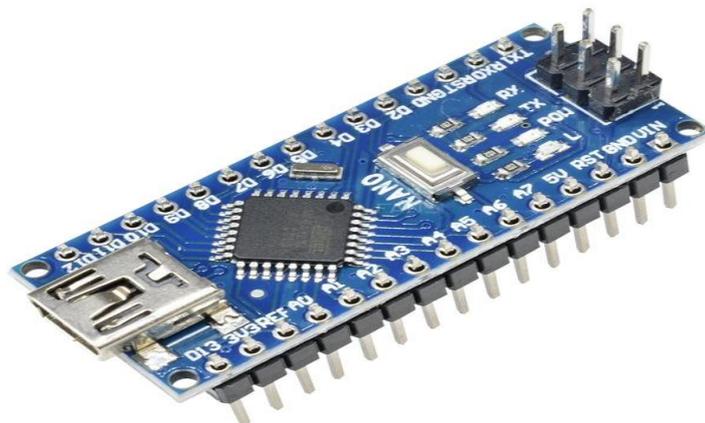


Figure II-16 :Arduino Nano

II-6-2-6 La carte Arduino Mini Pro

La carte Arduino Mini Pro (fig14) est une carte Arduino Uno simplifiée à l'extrême permettant néanmoins de piloter de petits projets ou certains éléments d'un projet. Attention, cette carte n'intègre pas de port USB ce qui rends sa connectivité délicate.

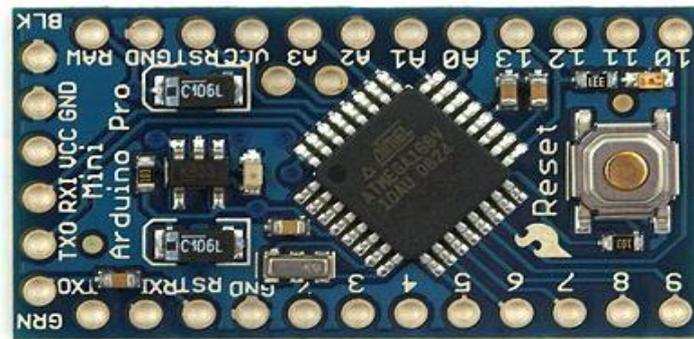


Figure II-17:Arduino Mini Pro.

II-6-2-7 La carte Arduino Yun

La carte Arduino Yun, récemment proposée par Arduino, est conçue pour contrer les avantages de la carte Rosebery. Elle est un dérivé de la carte Leonardo et a pour objectif de combiner la puissance de Linux avec la facilité d'utilisation d'une carte Arduino. Elle est également la première carte Arduino à être dotée nativement d'un wifi intégré.



FigureII-18 :Arduino Yun

II-6-2-8 La carte ArduinoUno

Afin de contrôler l'onduleur, nous choisissons la carte Arduino, cette carte est composée de deux parties principales la partie matériel représente la carte électronique est basée sur une simple composant à microcontrôleur (mini-ordinateur) ATMEGA328 et la partie logiciel représente l'environnement de programmation Arduino , cet environnement logiciel et matériel permet à l'utilisateur de formuler ses projets par l'expérimentation directe avec l'aide de nombreuses ressources disponibles en ligne. Donc l'Arduino est un projet en source ouverte (open source) peut profiter des ressources disponibles de trouver les réponses à ses questions. Arduino est utilisé dans beaucoup d'applications comme l'électronique industrielle, Nous donnons la photo de la carte ArduinoUno (figure II-19)

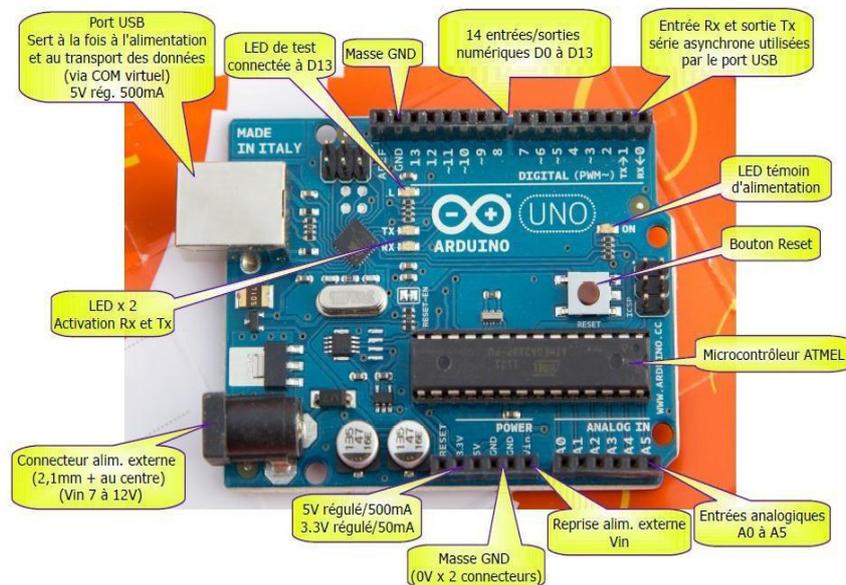


Figure II-19:carteArduinouno

II-6-3Entée sortie de la carte Arduino

La carte ArduinoUno est dotée de : 6 entrées analogiques, 14 entrées/sorties numériques dont 6 peuvent assurer une sortie PWM, chacune des entrées/sorties de la carte ne peut pas délivrer plus de 20 mA.

II-6-3-1 Les entrées analogiques

Les entrées analogiques permettent de mesurer une tension variable (entre 0 et 5 V) qui peut provenir de capteurs ou d'interfaces divers (potentiomètres, etc.)

II-6-3-2 Les entrées/sorties numériques

Reçoivent ou envoient des signaux « 0 » ou « 1 » traduits par 0 ou 5 V. On décide du comportement de ces connecteurs (entrée ou sortie) en général dans l'initialisation du programme (voir chapitre « Programmer Arduino ») mais il peut être aussi changé dans le corps du programme

II-6-3-3 Les sorties analogiques

La puce AT MEGA n'est pas capable de sortir des tensions variables. Heureusement, 6 des sorties numériques (3, 5, 6, 9, 10, 11) peuvent produire un signal PWM en français l'on parle de MLI Il s'agit d'un artifice permettant de produire une tension variable à partir d'une tension fixe [14].

Remarque:

Lorsqu'on utilise une entrée numérique, il est important de s'assurer que le potentiel de l'entrée, pour s'assurer du bon fonctionnement, pour protégée l'on utilise une résistance qui va tirer vers le haut (5 V) ou tirer vers le bas (0 V).

II-6-4 Environnement de l'Arduino

L'environnement de l'Arduino C, c'est un logiciel de programmation par code (noté IDE en anglais), qui contient une cinquantaine de commandes différentes. Cet écrit en Java. L'IDE permet d'écrire, de modifier un programme et de le convertir en une série d'instructions compréhensibles pour la carte.

A l'ouverture, l'interface visuelle du logiciel est représentée sur la Figure ci-dessous.



FigureII-20 : l'interface de l'Arduino

L'interface visuelle du logiciel comporte les cinq éléments suivants :

1. une barre de menu;
2. une barre d'actions quatre ou plusieurs onglets correspondant aux sketches;
3. zone d'écriture du programme;
4. zone des messages d'erreur ou succès envoyés par le programme;

Il permet de sauvegarder votre sketch.

D'ouvrir un sketch qui figure dans votre dossier de travail.



Compiler et télécharger votre sketch sur la carte Arduino.



Il permet de compiler votre programme et de vérifier si des erreurs s'y trouvent.

Créer un nouveau sketch.



II-6-5 Structure d'un projet Arduino

Un programme Arduino comporte trois parties principales comme en montre dans la figure II.21.

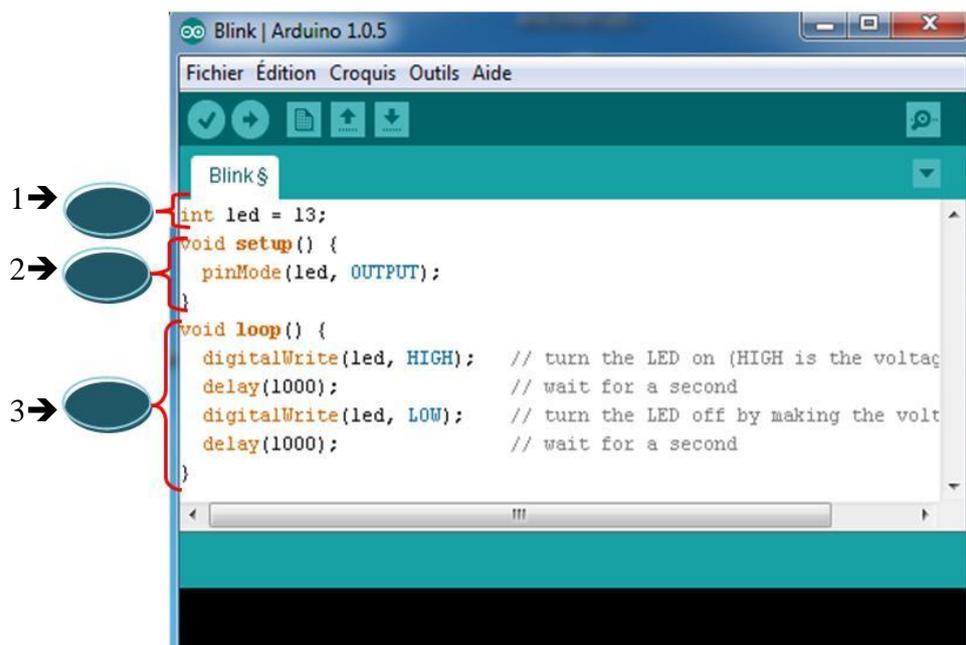


Figure II-21: Structure d'un projet Arduino

1. la partie Définition des variables (optionnelle)
2. la partie initialisation et configuration des entrées/sorties : la fonction setup ()
3. la partie principale qui s'exécute en boucle : la fonction loop ()

Dans chaque partie d'un programme sont utilisées différentes instructions issues de la syntaxe du langage Arduino.

II-6-6l'Arduino dans notre cas

Le signal EEG est mesuré par les circuits décrits auparavant ont la propriété d'être continues. Pour passer des grandeurs du monde réel (analogiques) à celles gérées par le micro-ordinateur (numérique).

Il y a nécessité de réaliser une conversion analogique numérique. Pour réaliser cette opération, on utilise un circuit intégré appelé convertisseur analogique-numérique (CAN).

Les tensions à convertir est appliquée à l'entrée du circuit ; il la compare à la tension de référence (V_{ref}) et délivre sur ses sorties sous forme d'un code numérique proportionnel à la valeur de cette tension. Quel que soit le type d'acquisition réalisée, le critère résolution devra être pris en compte dans l'estimation de la précision sur la mesure.

Lorsque l'acquisition se fait au cours du temps, le deuxième critère important sera l'intervalle de temps que l'on va laisser s'écouler entre la prise de deux échantillons successifs. Cette saisie se faisant généralement à intervalles de temps réguliers, on parle alors de période d'échantillonnage (T_e) ou de fréquence d'échantillonnage (F_e).

Ces opérations sont tous disponibles sur la carte Arduino il suffit de fixer les paramètres de notre signal dans le programme à injecter dans Arduino.

On rappelle que pour notre cas nous avons :

- un signal EEG quelque microvolts qui peut aller jusqu'à **33Hz** injecter à l'entrée analogique de la carte arduino A₁ Afin de vérifier la condition de Shannon qui est $F_e > 2F_{MAX}$ et qui assure par conséquent.

II-6-7 Conclusions

Nous avons vu une description et représentation générale de la carte Arduino, cette représentation nous a permis d'avoir une idée sur le principe de fonctionnement de cette carte, Afin de mieux adapter et programmer cette carte pour notre application.

Chapitre III :

Simulation et traitement du
signal EEG

Chapitre III

Simulation et traitement du signal EEG

III-1 Introduction

Après avoir raccordé notre carte Arduino avec le micro-ordinateur via un câbles USB et bien définir les paramètres du signal EEG, il est possible maintenant d'acquérir ce signal en temps réel, on peut en effet tracés les signaux et leurs subir des opérations de traitement de signal, et ceci à l'aide d'une interface graphique réalisée sous Matlab.

III-2 Résultats

Les résultats sont divisés en deux parties, la première est consacrée à la simulation du signal EEG par le logiciel Proteus et la deuxième partie concerne le traitement de ce signal par matlab et réalisation d'une interface graphique.

III-2-1 Première partie

III-2-1-1 réalisation

III-2-1-1-a Circuit électronique d'acquisition EEG

Comme il est montré à la figure III.1, le circuit est simple, il est composé de deux étages d'amplification, d'un étage de filtrage et d'un étage d'offset.

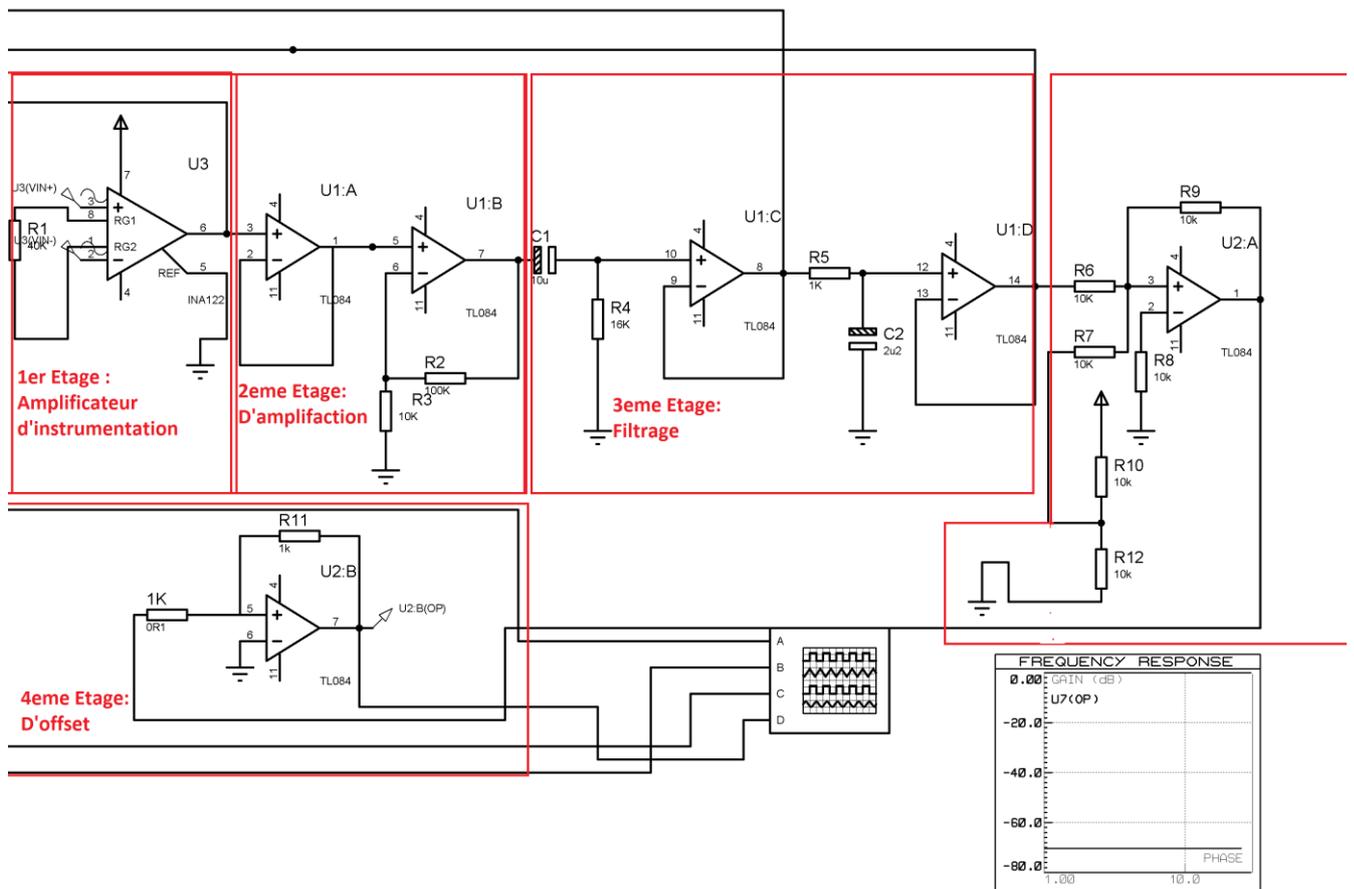


Figure III-1: Schéma du circuit électronique d'acquisition total du signal EEG sous Proteus.

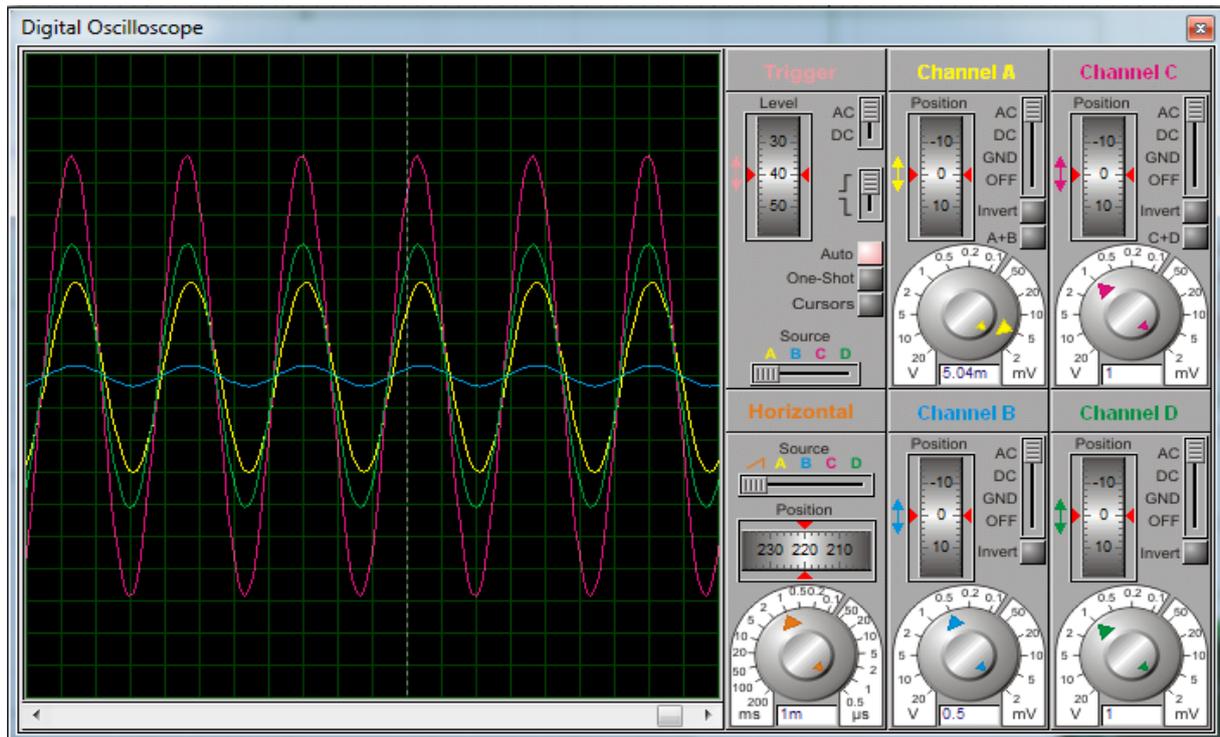


Figure III-2: Courbesobtenues par simulation du signal EEG.

On va décomposer notre circuit en étages pour bien détailler les calculs. Comme il est montré à la figure II.1. Le circuit est simple et il est composé de:

III-2-1-1-a1Etagede l'amplificateur d'instrumentation

➤ Amplificateur d'instrumentation

Cet étage amplifie la différence entre les tensions appliquées à ses deux bornes d'entrée. Sa fonction principale est d'amplifier les petits signaux et nous avons utilisé dans notre circuit le circuit intégré INA112 comme amplificateur d'instrumentation.

- **INA122**

L'INA122 est un amplificateur d'instrumentation de précision pour une acquisition précise du signal différentiel à faible bruit. Sa conception à deux amplificateurs offre

d'excellentes performances avec un courant de repos très faible et est idéale pour les systèmes d'instrumentation et d'acquisition de données portables.

L'INA122 peut fonctionner avec des alimentations simples de 2,2 V à 36 V et le courant de repos n'est que de 60 μ A. Il peut également fonctionner à partir de deux alimentations. En utilisant un réseau à décalage de niveau d'entrée, la plage d'entrée en mode commun s'étend jusqu'à 0,1 V sous le rail négatif (masse d'alimentation unique).

Une seule résistance externe règle le gain de 5V/V à 10000V/V. L'ajustement au laser fournit une tension de décalage très faible (250 μ V max), une dérive de tension de décalage (3 μ V/°C max) et une excellente réjection de mode commun.

Les options des packages incluent des boîtiers DIP en plastique à 8 broches et SO-8 pour montage en surface. Les deux sont spécifiés pour la plage de température industrielle étendue de -40°C à +85°C. Le Gain de INA122 est :

$$G = 5 + \frac{200k}{RG} = 10$$

III-2-1-1-a2 Etage d'amplification

Avant l'amplification, nous avons utilisé un montage suiveur. Souvent appelé étage tampon de tension (*Buffer* en anglais). Grâce à son impédance d'entrée très importante et à sa faible impédance de sortie, il est destiné à permettre l'adaptation d'impédance entre deux étages successifs d'un circuit.

- **suiveur**

Le gain du montage suiveur est donné par :

$$V_s = V_e$$

$$Z_e = \infty$$

$$G = 10$$

- **amplificateur non inverseur**

Le gain est :

$$v_s = v_e \left(1 + \frac{R_2}{R_3} \right)$$

$$G = 1 + \frac{R_2}{R_3} \Rightarrow G = 1 + \frac{100k}{10K} = 11$$

III-2-1-1-a3 Etage de filtrage

L'opération du filtrage pour le signal EEG dans le circuit réalisé se compose de deux filtres :

- **filtre passe-haut**

Ce filtre est constitué d'une capacité de 10 μ f et une résistance de 26K voir figure qui laisse passer les hautes fréquences et qui atténue les basses fréquences :

$$G = 1$$

La fréquence de coupure de ce filtre est de approximativement de :

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} = 0.5Hz$$

- **filtre passe-bas**

Il laisse **passer** les basses fréquences et qui atténue les hautes fréquences Ce filtre est constitué d'une capacité de **2.2 μ f** et une résistance de **1K** voir figure

Son gain est:

$$G = 1$$

Sa fréquence est:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} = 30Hz$$

Les filtres sont réalisés en associant des étages d'ordre 1

III-2-1-1-a4 Etage de l'offset

qui représente le décalage en tension continue par rapport à la référence ,son utile dans notre circuit est(ajouter une composante continue positive au signal pour le décaler)

- **Somateur inverseur**

Le gain est :

$$G = -(e1 + e2)$$

- **Amplificateur inverseur**

Le gain est:

$$G = -\frac{R}{R}$$

III-2-2 La deuxième partie

III-2.2.1 L'interface graphique

Cette étape est constituée de deux parties. La première est assurée par l'environnement Simulink et le package Arduino pour l'acquisition et l'envoi des données. La deuxième partie est assurée par le traitement de ces signaux sous l'environnement Matlab.

III-2-2-1-1simulation

On va définir le concept de simulation de ce système.

III-2-2-1-1aIntroduction

Un logiciel de simulation vous aide à prédire le comportement d'un système. Vous pouvez utiliser un logiciel de simulation pour évaluer une nouvelle conception, diagnostiquer des problèmes avec une conception existante et tester un système dans des conditions difficiles à reproduire. Pour exécuter une simulation, vous avez besoin d'un modèle mathématique de votre système, qui peut être exprimé sous forme de diagramme, de schéma, d'états transitionnels ou même de code. Le logiciel de simulation calcule le comportement du modèle à mesurer que les conditions évoluent au fil du temps ou que des événements se produisent. Le logiciel de simulation comprend également des outils de visualisation, tels que des affichages de données et des animations 3D, pour aider à surveiller la simulation pendant son exécution.

III-2-2-1-1bBranchement du signal EEG Avec la carte Arduino Uno

Pour passer des grandeurs du monde réel (analogiques) à celles gérées par le microordinateur (numérique), il nécessite de réaliser une conversion analogique numérique. Pour la réaliser, on utilise un circuit intégré appelé convertisseur analogique-numérique, cette opération est disponible sur la carte Arduino et la figure ci-dessous va la clarifier :

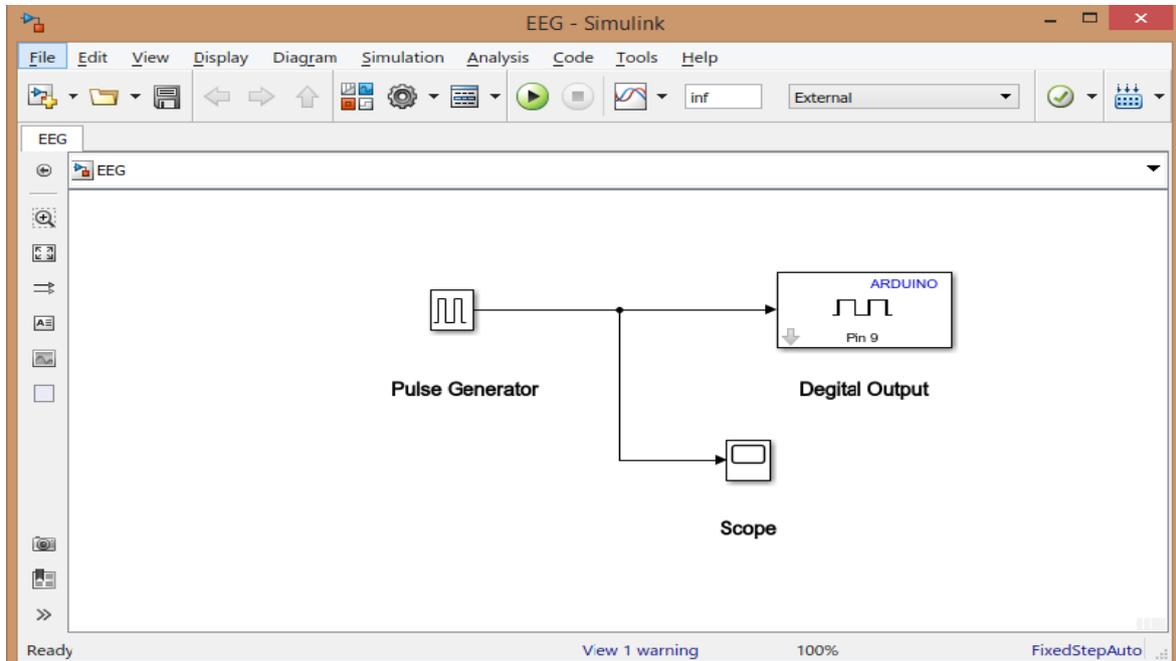


Figure III-3: Simulation du branchement d'un signal analogique (EEG) avec Arduino Uno

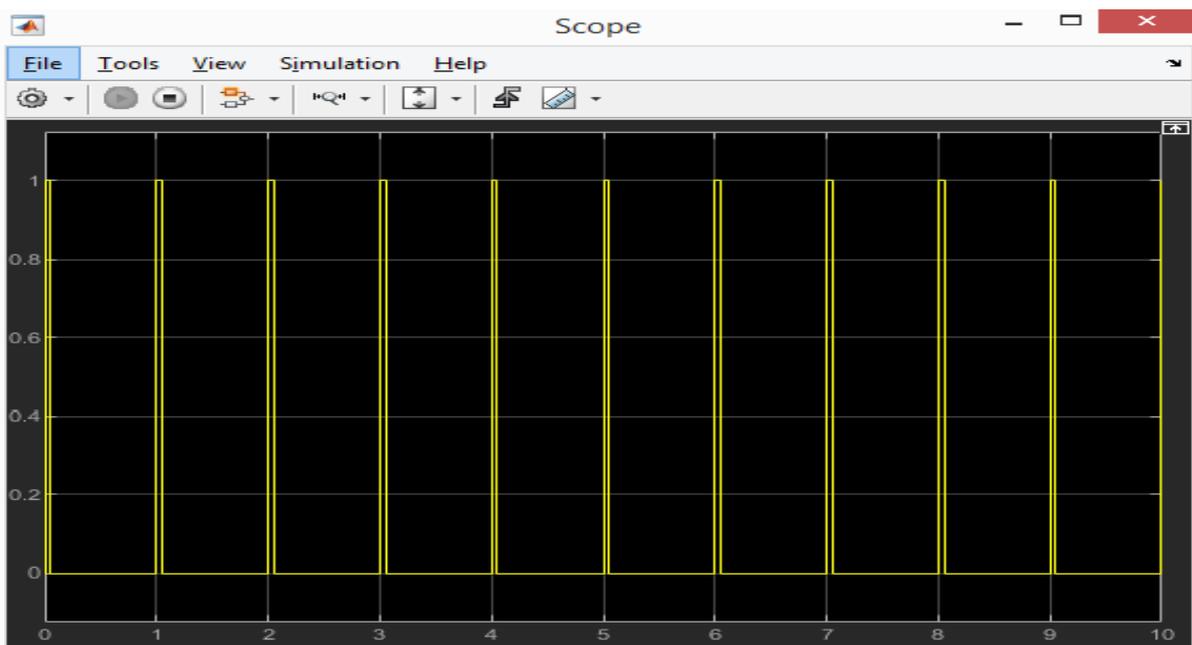


Figure III-4:Courbe du signal EEG numérique après la conversion

III-2-2-1-1cFFT et IFFT en simulink

Comme il est montré à la figure ci-dessus il est composé de:

- Le bloc FFT calcule la transformée de Fourier rapide (FFT) à travers la première dimension d'un tableau d'entrée $N-D, u$. Le bloc utilise l'une des deux implémentations FFT possibles.
- Le bloc IFFT calcule la transformée de Fourier rapide inverse (IFFT) à travers la première dimension d'un tableau d'entrée $N-D$. Le bloc utilise l'une des deux implémentations FFT possibles
- DSP sine wave,l'onde sinusoïdale bloc génère un réel multi-canal ou signal sinusoïdal complexe, avec une amplitude indépendante.

L'analyse de Fourier est un moyen de décomposer un signal en une somme de signaux élémentaires particuliers, qui ont la propriété d'être faciles à mettre en œuvre et à observer.

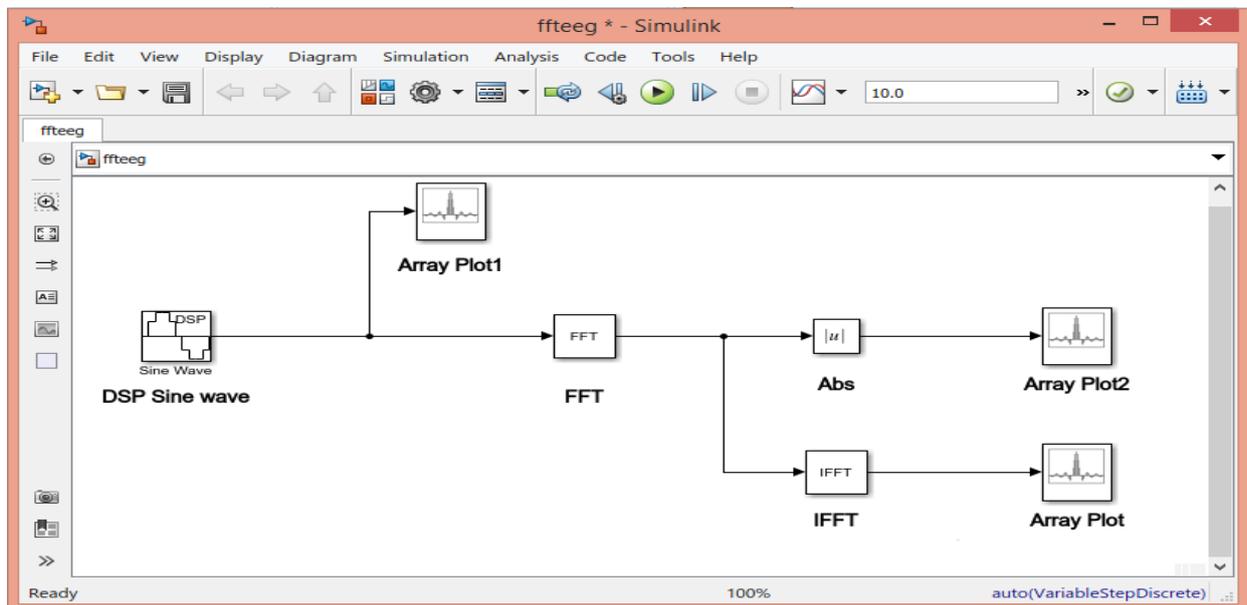


Figure III-5 : FFT et IFFT en signal numérique EEG en simulink.

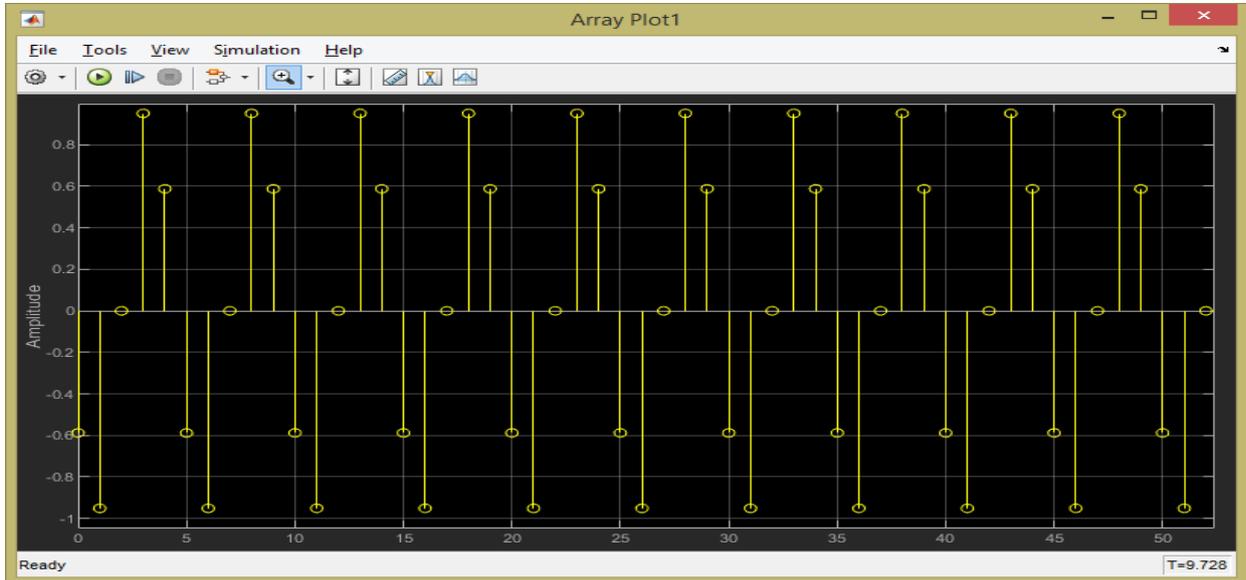


Figure III-6 : avant la transformer de Fourier rapide

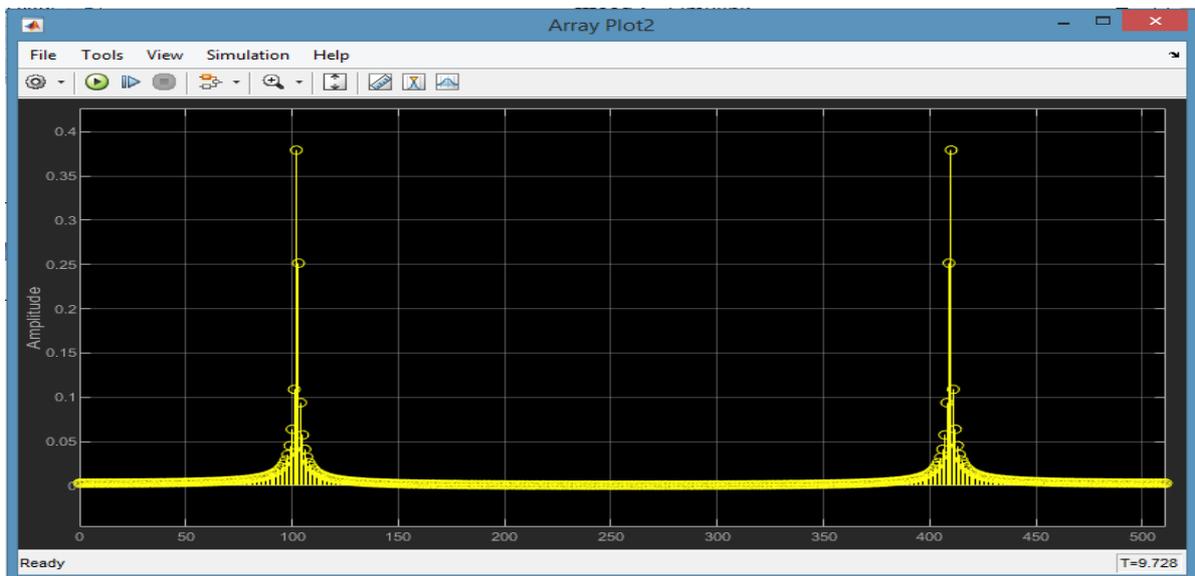


Figure III-7: Courbe du signal après transformer de Fourier rapide

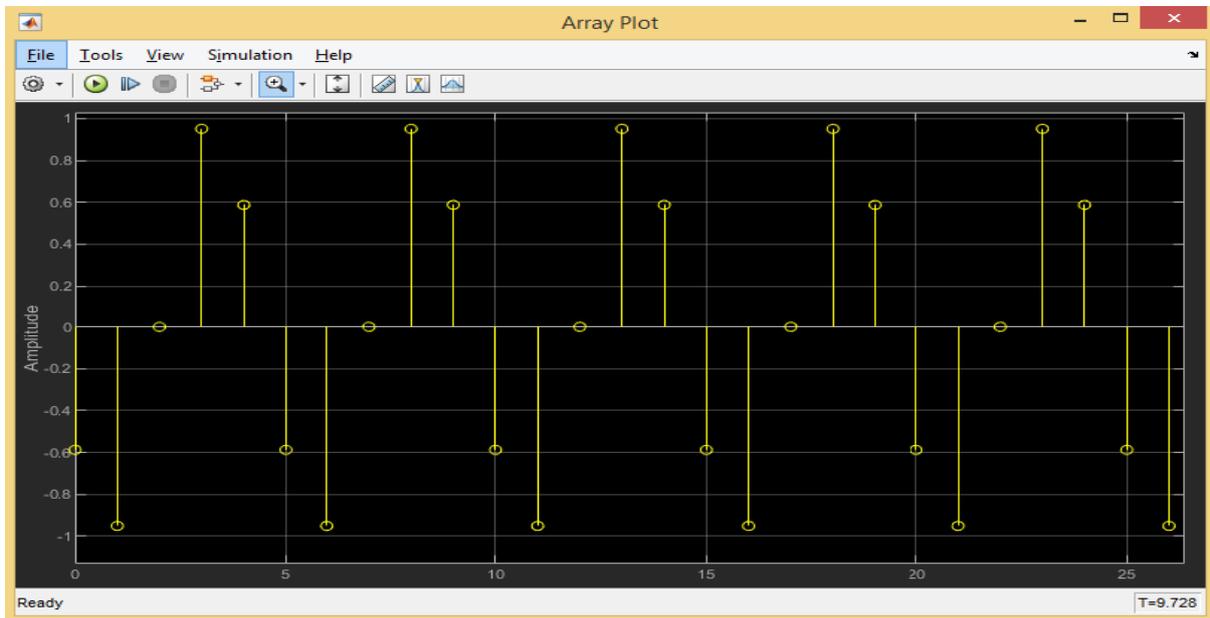
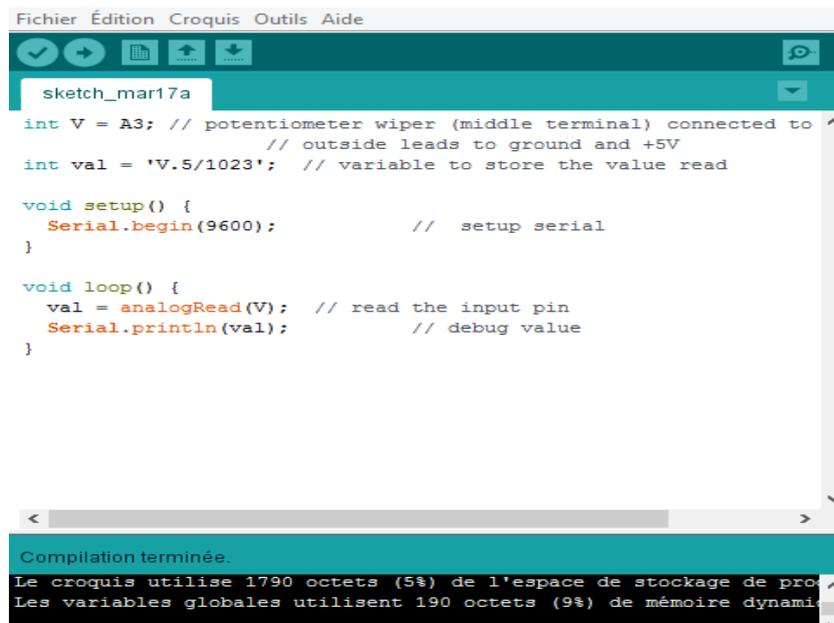


Figure III-8: Courbe représentant le signal après transformation de Fourier inverse

III-2-2-1-1d Pré-programmation de la carte Arduino UNO

A présent que nous avons une vision globale sur le fonctionnement de la carte Arduino, nous allons pouvoir apprendre à programmer, Elle consiste à pré-charger un programme dans la carte Arduino comme indiqué ci-dessus :



```
Fichier Édition Croquis Outils Aide
sketch_mar17a
int V = A3; // potentiometer wiper (middle terminal) connected to
// outside leads to ground and +5V
int val = 'V.5/1023'; // variable to store the value read

void setup() {
  Serial.begin(9600); // setup serial
}

void loop() {
  val = analogRead(V); // read the input pin
  Serial.println(val); // debug value
}

Compilation terminée.
Le croquis utilise 1790 octets (5%) de l'espace de stockage de pro
Les variables globales utilisent 190 octets (9%) de mémoire dynam
```

Figure III-9:EEG signal code Arduino.

III-2-2-1Conclusion

Cette partie est basé sur la simulation et le code d'arduino, nous pouvons modéliser notresystème à l'aide d'outils spécifiques et des blocs prédéfinis ce qui nous a permet d'utiliser un logiciel de simulation pour connecter le logiciel de simulation avec Arduinoà base d'un programme permettant de simuler Arduino dans matlab.

III-2-2-2Traitement de signal

Après avoir lancé la simulation, il devient possible de faire l'acquisition, en exécutant le programme qui permet detraiter le signal EEG. Dans cette partie nous verrons comment traiter ce signal EEG. Nous verrons donc comment filtrer un signal et atténuer le bruit qu'il contient. Enfin, plus spécifiquement aux ondes cérébrales nous verrons ce que sont les ondes Delta, Thêta, Alpha, Beta et Gamma et comment les extraies

III-2-2-2-1 données brutes

Sur ce fichier sont simulées les données de 32 électrodes placées sur la tête selon le schéma suivant qui représente le signal EEG.

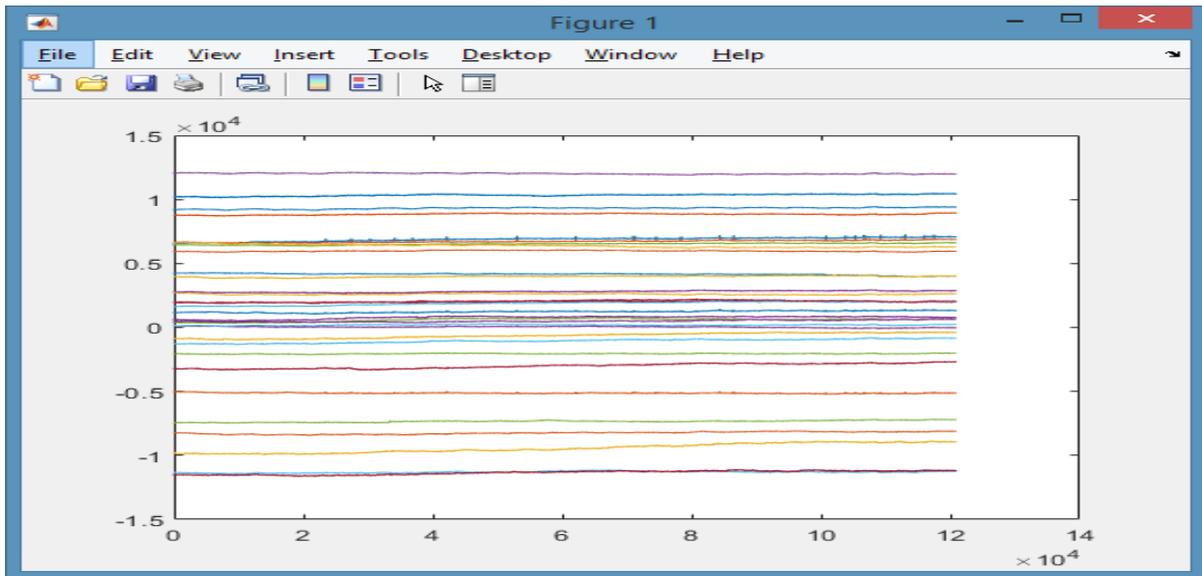


Figure III-10: Signal EEG.

III-2-2-2-2 Spectre du signal

Nous avons pris un signal parmi les 32 signaux et on va le traiter, notre signal est dans la courbe ci-dessous. On peut alors utiliser cette même méthode pour chacun de nos signaux provenant de notre EEG.

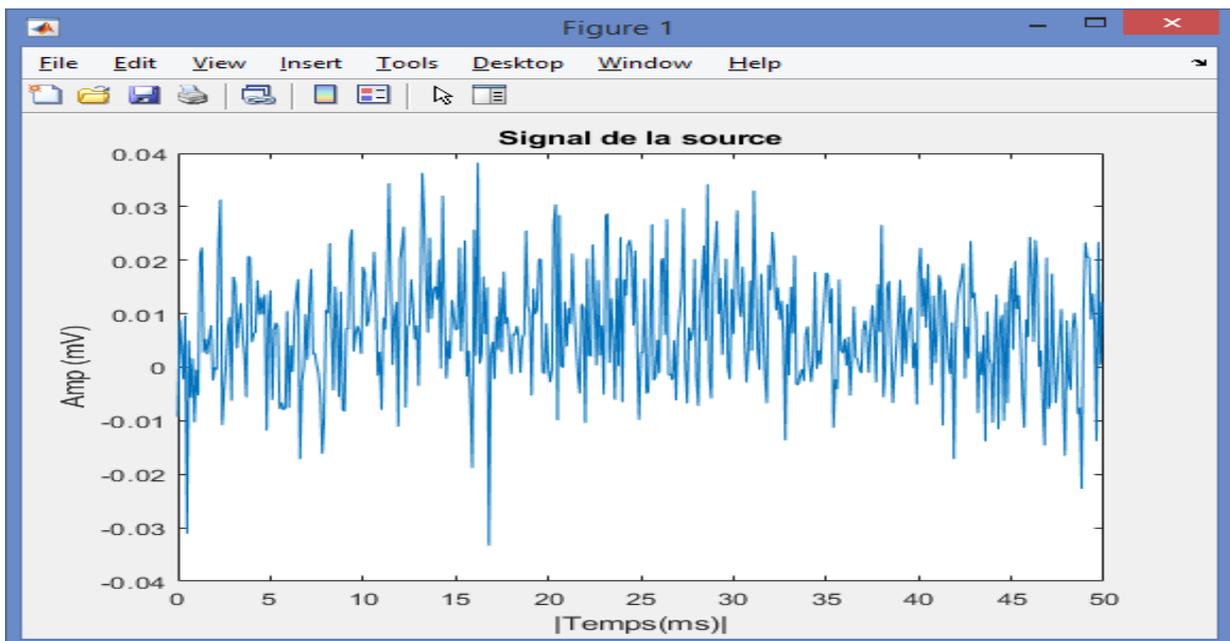


Figure III-11: Signal EEG.

III-2-2-2-3 Transformer de Fourier FFT

Le passage du signal à son spectre s'appelle la transformation de Fourier. On peut appliquer cette transformation à tous les signaux provenant de notre EEG. Nous pouvons alors remarquer que cette transformée va nous aider à déterminer les propriétés spectrales de chaque signal avant et après filtrage (on l'utilise pour convertir les signaux du domaine temporel au domaine fréquentiel).

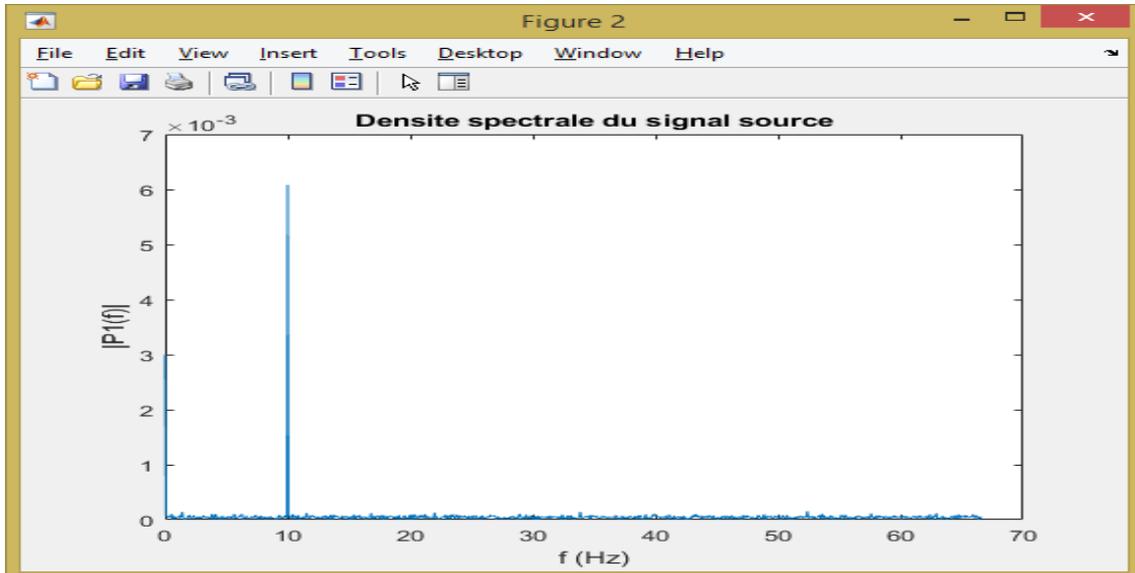


Figure III-12: Densité spectrale de signal EEG

III-2-2-2-4 Filtrage du signal

Il existe plusieurs types de filtres. Les deux filtres les plus courants sont les filtres passe-bas, passe-haut. Le filtre passe-bas, comme son nom l'indique, laisse passer les fréquences en dessous d'un certain seuil. Ainsi, un filtre passe bas à 0Hz laisse passer les fréquences jusqu'à 4Hz puis ne laisse plus rien passer Le phénomène inverse est observé pour le filtre passe-haut plus que 20Hz.

Remarque : d'après notre circuit le filtre passe-bas est 0.5Hz et le filtre passe-haut est 30Hz

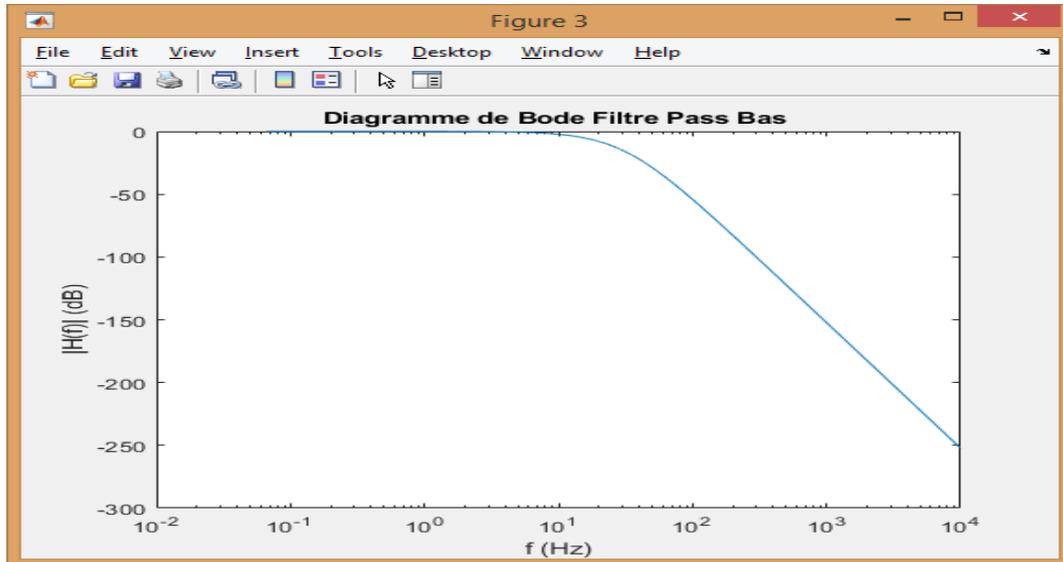


Figure III-13: Filtre passe-bas (Diagramme de Bode).

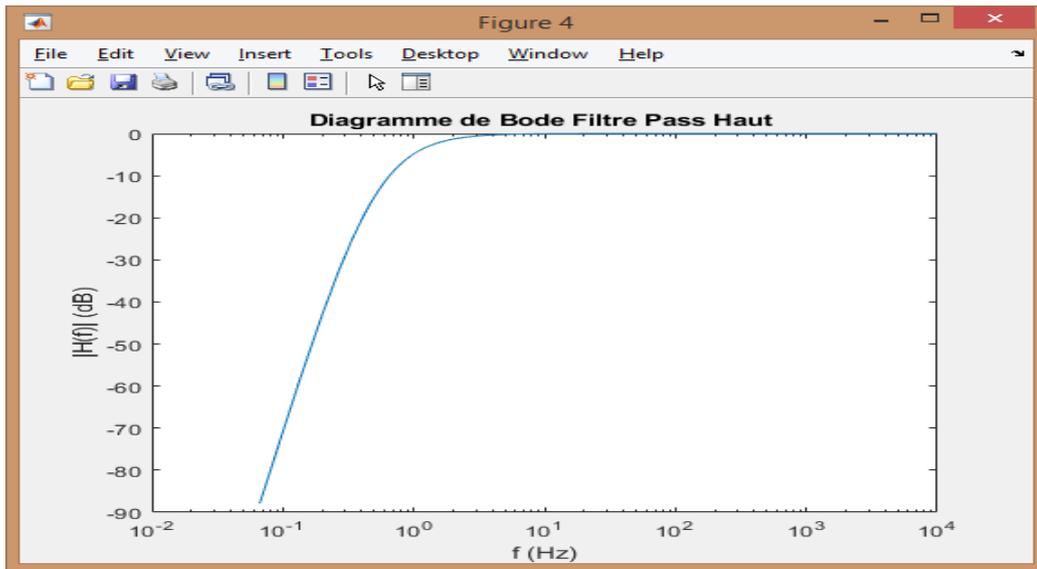


Figure III-14 : Filtre passe-haut (Diagramme de Bode).

III-2-2-2-5 Transformer de fourrier inverse IFFT

On peut donc appliquer ces filtres à notre signal pour enlever le bruit présent. Par la suite, nous allons appliquer une transformée de Fourier inverse (IFFT est utilisé pour convertir le signal du domaine fréquentiel au domaine temporel).

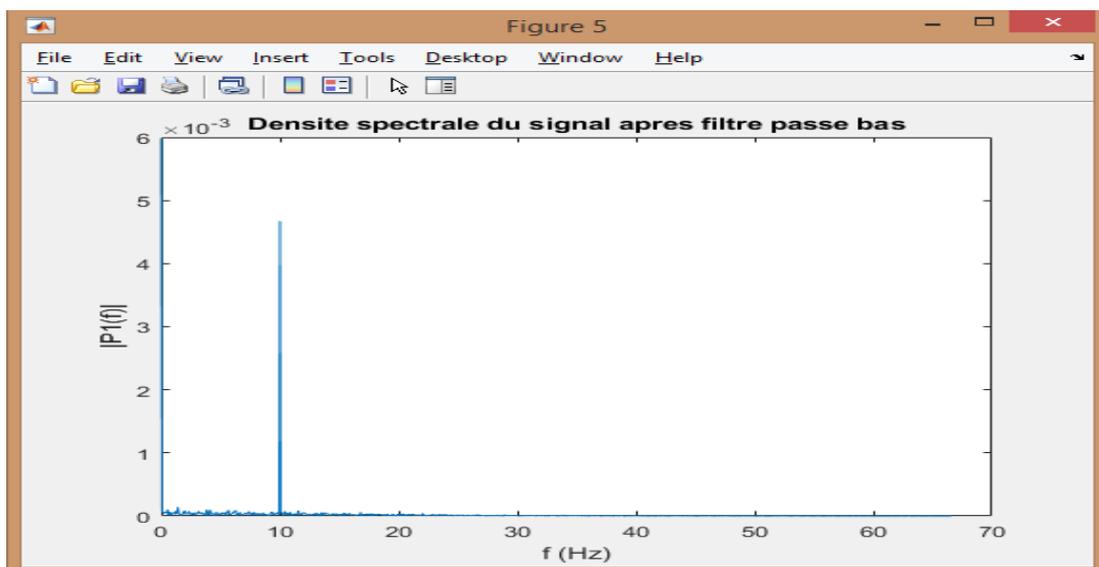


Figure III-15: Densité spectrale du signal après filtre passe-Bas.

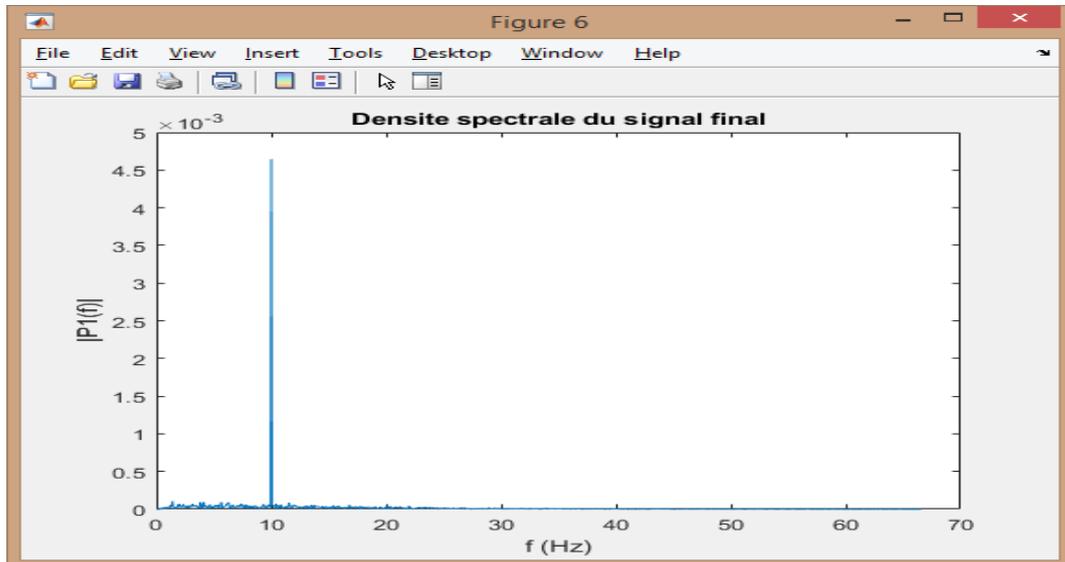


Figure III-16: Densité spectrale du signal final EEG.

III-2-2-2-6 Filtrage

La fréquence autour de 0.5Hz à 30Hz n'est pas de données à prendre en considération puisque ce n'est que du bruit. On peut donc faire un prétraitement sur le signal pour enlever ce bruit, ou au moins l'atténuer. Ce traitement se fait à partir des filtres.

Les types de filtres utilisés pour le filtrage du signal EEG est le filtre passe-bas et le filtre passe-haut.

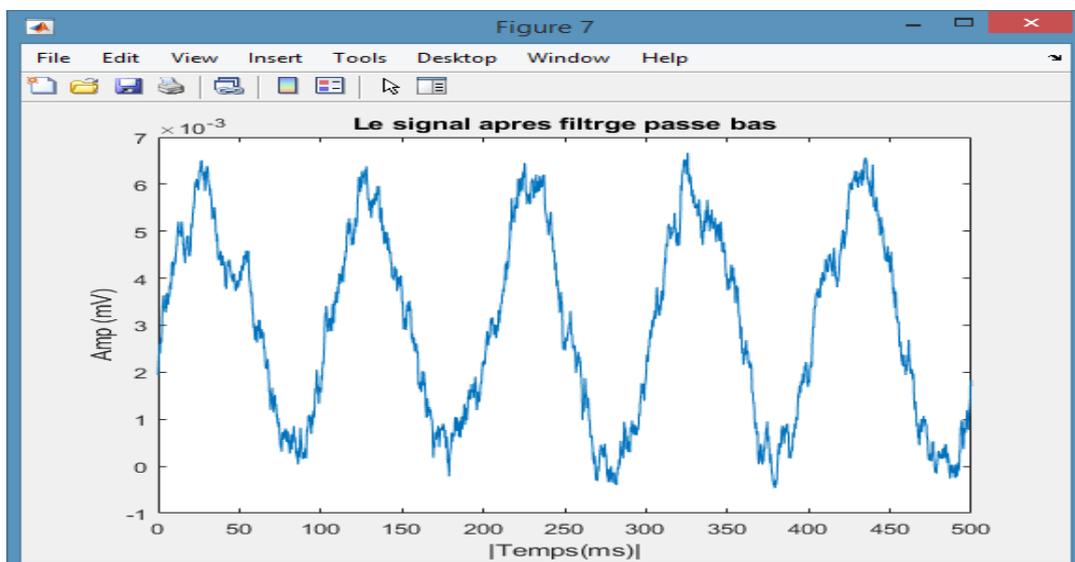


Figure III-17: filtre passe-bas.

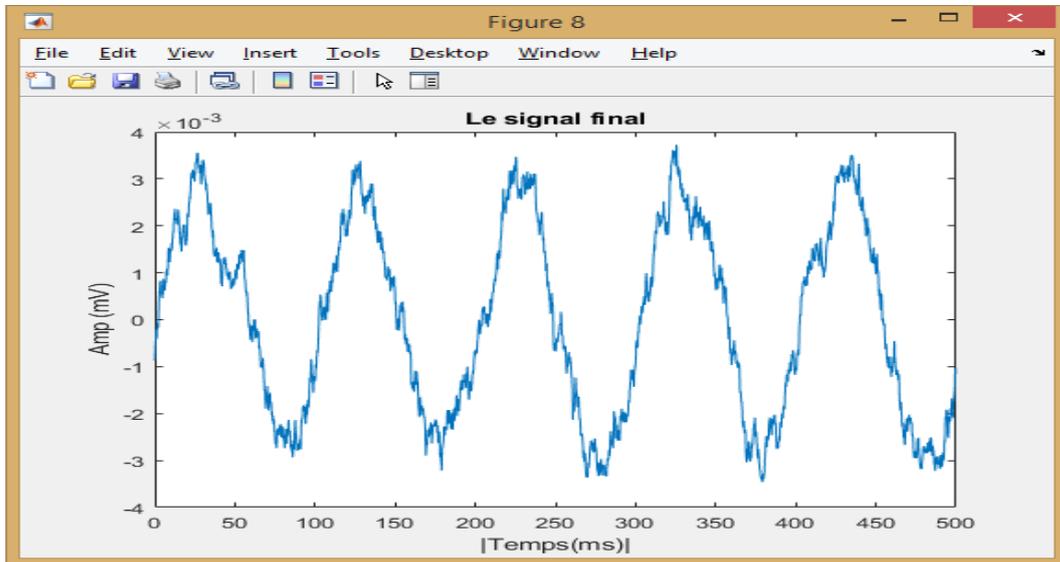


Figure III-18 : filtre passe-haut.

Remarque : on peut changer le degré du filtre de la fonction en plusieurs degrés (exp: Deg-filtre=5) nous voyons que le signal est filtrer dans chaque degrés (voir la figure ci-dessous).

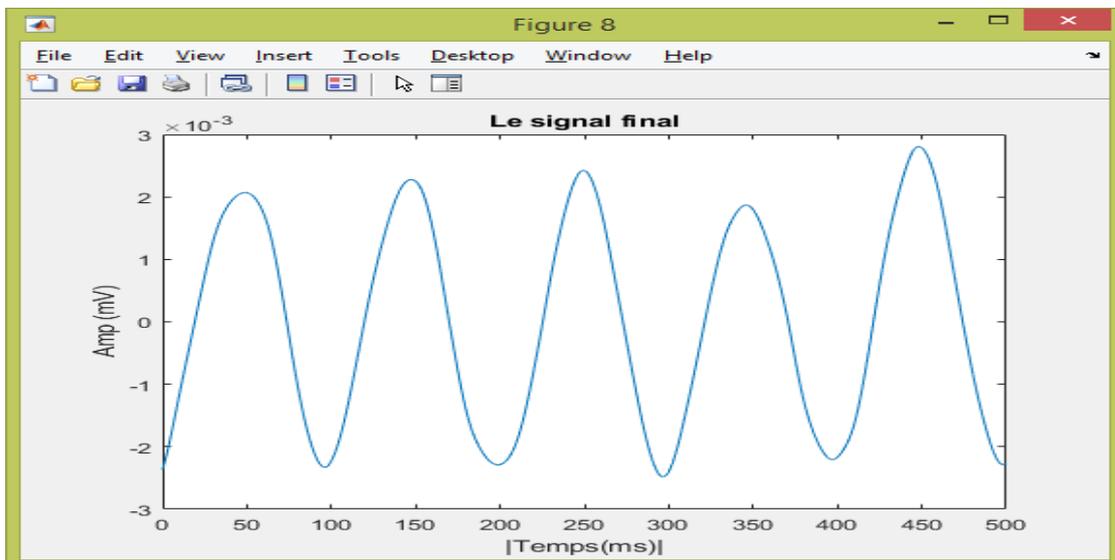


Figure III-19 :Signal EEG filtrer de degrés 5.

III-2-2-2-7 Les différentes ondes cérébrales

Maintenant que nous avons notre prétraitement de fait pour nous signaux de notre EEG, il ne nous reste plus qu'à s'intéresser aux différentes ondes cérébrales. Les différentes ondes cérébrales sont généralement catégorisées en 5. On note les ondes Delta, Thêta, Alpha Beta et Gamma.

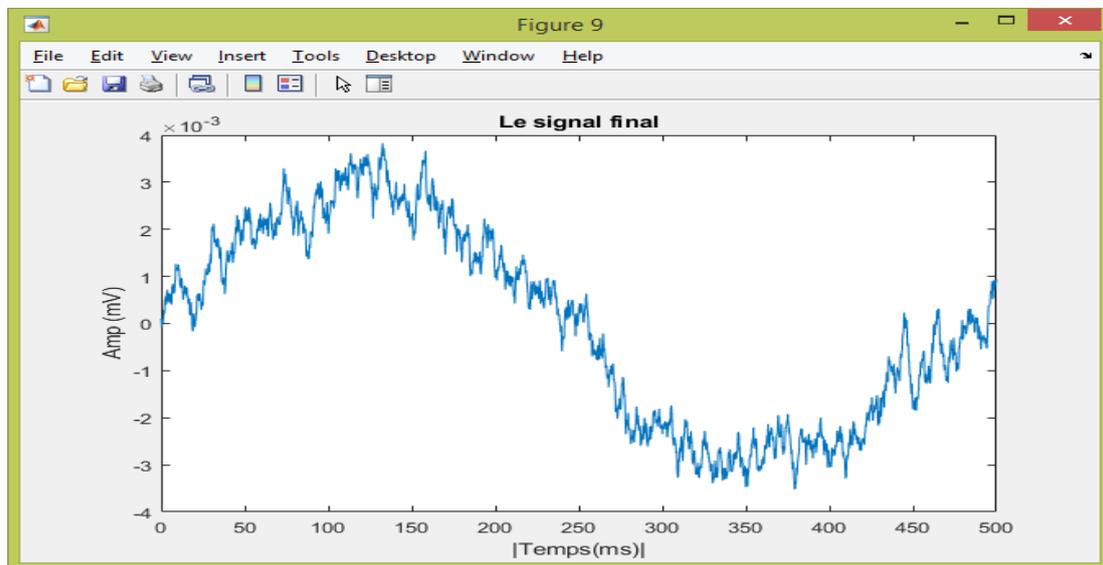


Figure III-20: Signal EEG filtrer :Onde delta.

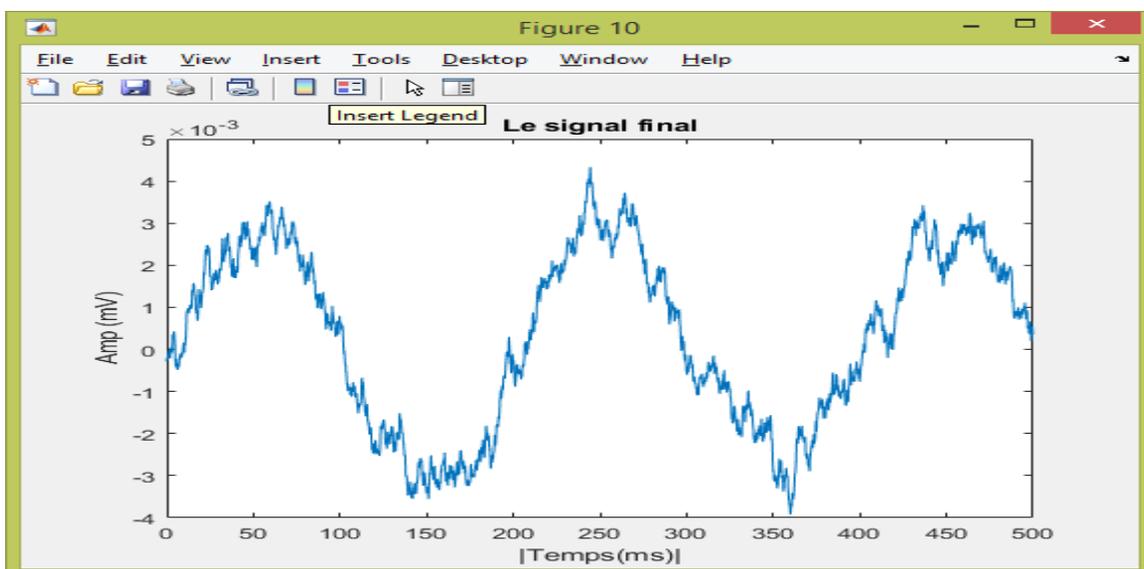


Figure III-21 :Signal EEG filtrer onde thêta.

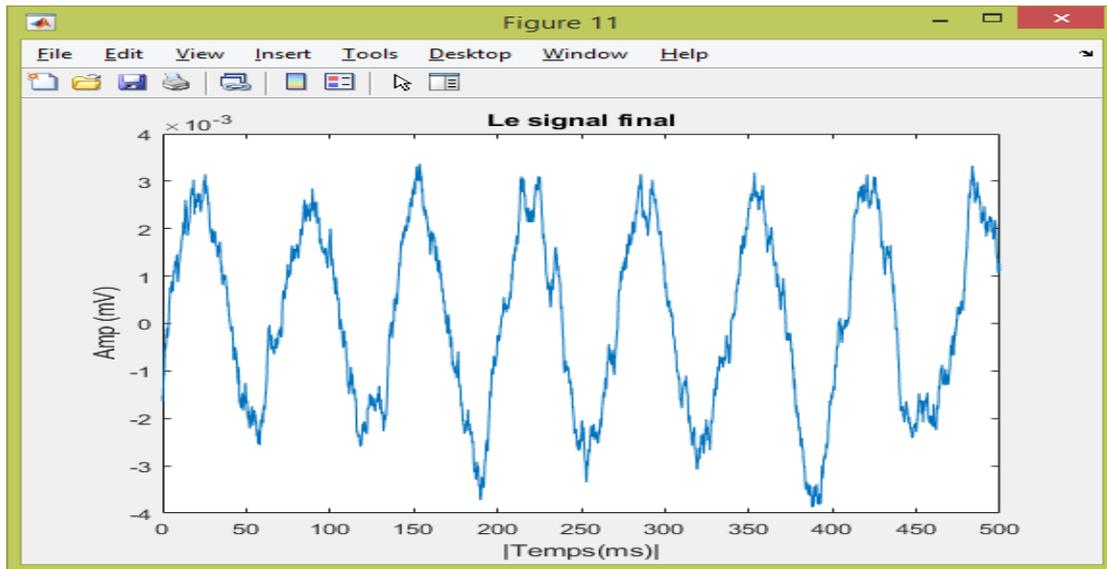


Figure III-22 :Signal EEG filtrer onde Alpha.

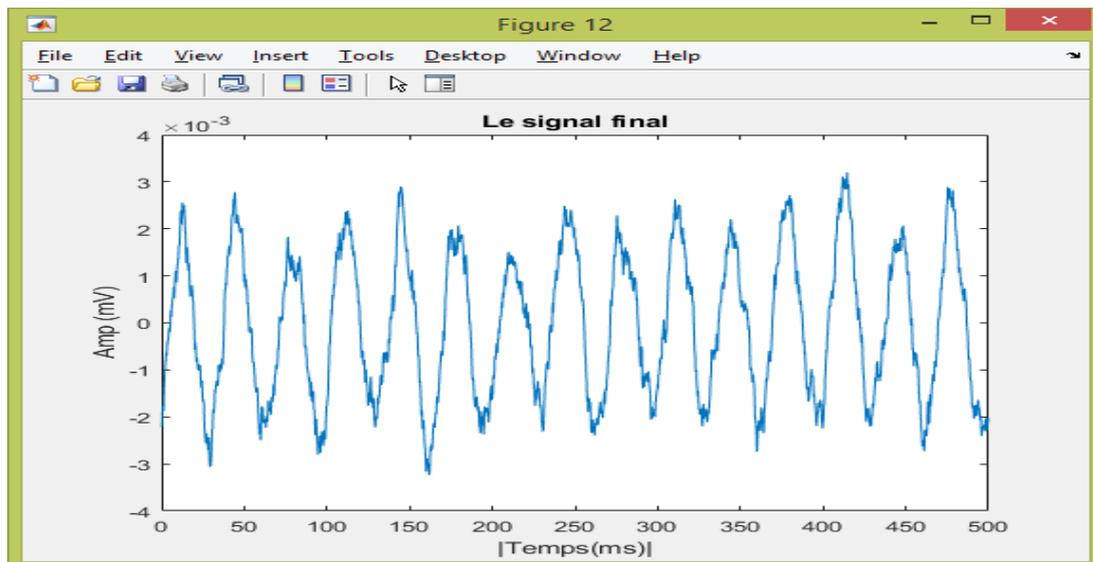


Figure III-23:Signal EEG filtrer Onde Beta.

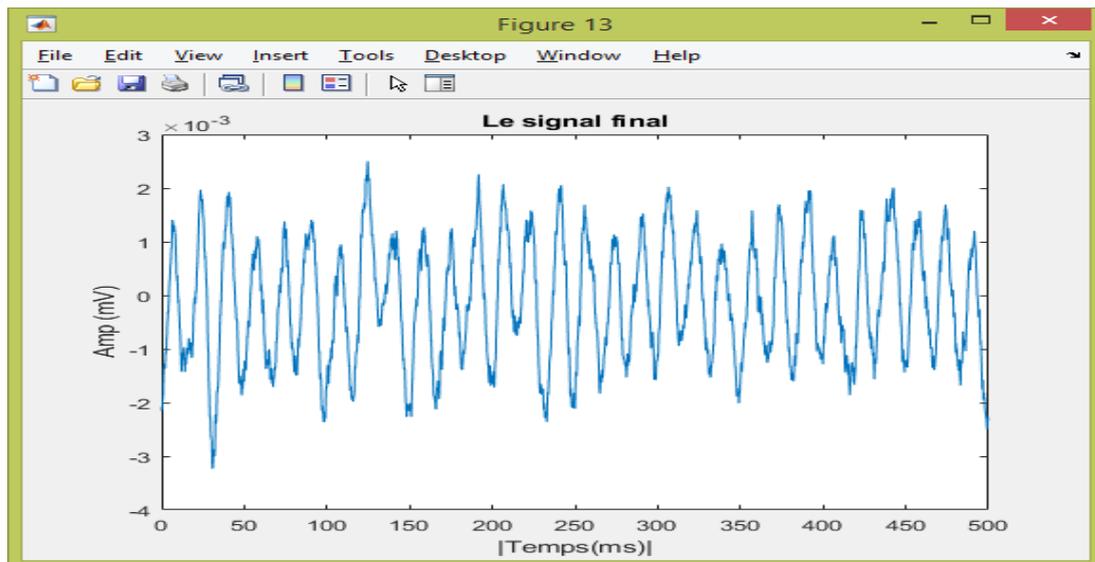


Figure III-24:Signal EEG filtrer onde Gamma.

III-2-2-2-8Le Programme

```
Editor - C:\Users\ThinkPad\Downloads\Compressed\subject1_mat\EEGexp.m*
EEGexp.m x Untitled3 x +
1 %----- Source -----
2 - Fs = 10000; % Sampling frequency
3 - T = 1/Fs; % Sampling period
4 - L = 150000; % Length of signal
5 - t = (0:L-1)*T; % Time vector
6 load('test_subject1_raw04.mat')
7 %-----
8 - figure(1)
9 - plot(1000*t(1:500),X(1:500))
10 - title('Signal de la source')
11 - ylabel('Amp (mV)')
12 - xlabel('Temps(ms)')
13 - Y = fft(X); %Transformer de fourier de la source "TF"
14 - P2 = abs(Y/L);
15 - P1 = P2(1:L);
16 - P1(2:end-1) = 2*P1(2:end-1); %Densite Spectrale de la source
17 - f = Fs*(0:L-1)/L; %Garder la moitié positive de la TF
18 - figure(2)
19 - plot(f(1:1000),P1(1:1000))
20 - title('Densite spectrale du signal source')
21 - xlabel('f (Hz)')
22 - ylabel('|P1(f)|')
23 %Filtres-----
24 %deg_filter=input("Veuillez choisir le degre du filtre! ");
25 - deg_filter=1;
26
27 - Fc1=30; %Frequence de coupure filtre passe bas
28 - Fc2=0.5; % Frequence de coupure filtre passe haut
29 - Xfilter1=f/Fc1;
30 - H1=1./((1+1i*Xfilter1).^deg_filter); %Fonction de transfert filtre passe bas
31 - Hm1=20*log10(abs(H1));
32 - figure(3)
33 - semilogx(f,Hm1)
34 - title('Diagramme de Bode Filtre Pass Bas ')
script Ln 35 Col 17
```

```

Editor - C:\Users\ThinkPad\Downloads\Compressed\subject1_mat\EEGexp.m
EEGexp.m x Untitled3 x +
35 - xlabel('f (Hz)')
36 - ylabel('|H(f)| (dB)')
37 - Xfilter2=f/Fc2;
38 - H2=((1i*Xfilter2).^deg_filter)./((1+1i*Xfilter2).^deg_filter); %Fonction de transfert filtre passe haut 1st
39 - Hm2=20*log10(abs(H2));
40 - figure(4)
41 - semilogx(f,Hm2)
42 - title('Diagramme de Bode Filtre Pass Haut ')
43 - xlabel('f (Hz)')
44 - ylabel('|H(f)| (dB)')
45 - %application filtre au signal -----
46 - SignalAfterLF=abs(H1).*abs(Y); %signal apres filtrage (filtre passe bas)
47 - SignalAfterLFL=abs(SignalAfterLF/L);
48 - figure(5)
49 - plot(f(1:1000),2*SignalAfterLFL(1:1000))
50 - title('Densite spectrale du signal apres filtre passe bas')
51 - xlabel('f (Hz)')
52 - ylabel('|P1(f)|')
53 - SignalAfterHF=abs(H2).*abs(SignalAfterLF); %signal apres filtrage (filtre passe bas et filtre passe haut)
54 - SignalAfterHFL=abs(SignalAfterHF/L);
55 - figure(6)
56 - plot(f(1:1000),2*SignalAfterHFL(1:1000))
57 - title('Densite spectrale du signal final')
58 - xlabel('f (Hz)')
59 - ylabel('|P1(f)|')
60
61 - staff1=ifft(H1.*Y,L); %Fourier inverse du signal apres le filtre passe bas
62 - finalsignal=ifft(H2.*H1.*Y,L); %Fourier inverse du signal final
63 - figure(7)
64 - plot(1000*t(1:5000),(staff1(1:5000)))
65 - title('Le signal apres filtrge passe bas')
66 - ylabel('Amp (mV)')
67 - xlabel('|Temps(ms)|')
68
script Ln 67 Col 22

```

```

Editor - C:\Users\ThinkPad\Downloads\Compressed\subject1_mat\EEGexp.m
EEGexp.m x Untitled3 x +
68
69 - figure(8)
70 - plot(1000*t(1:5000),(finalsignal(1:5000)))
71 - title('Le signal final')
72 - ylabel('Amp (mV)')
73 - xlabel('|Temps(ms)|')
script Ln 67 Col 22

```

FigureIII-26 :Programme de Traitement dusignal EEG.

Conclusion Générale

- Notre modeste travail nous a permis d'enrichir nos connaissances dans le domaine de l'électronique appliquée. Ceci en passant par plusieurs étapes, la prise en main du logiciel Proteus et savoir comment simuler et traiter un signal sous Matlab.
- Durant le début de ce travail, nous avons décrit le signal EEG au chapitre 1, c'est un signal de nature électro-physiologique qui donne une information essentielle dans le diagnostic des anomalies neurologiques.
- Après nous avons développé un circuit électronique permettant de mesurer l'activité cérébrale EEG.
- Par la suite nous avons focalisé notre tâche à la numérisation de ce signal à l'aide de la carte Arduino.
- Entamer les premiers pas vers le monde de l'électronique embarquée, ceci en travaillant avec la carte de développement Arduino et avoir une idée sur le rôle important.
- La dernière étape consiste à développer une interface graphique à l'aide de **Matlab** que nous l'avons spécialement utilisé pour simulation et traitement numérique de ce signal.

Références bibliographiques

1. Livre de titre : « l'EEG de technique à la clinique »
2. <https://dvic.devinci.fr/ressource/tutorial/eeg-preprocess/>
3. Département of Neurochirurgie et Neurologie CHUV, Lausanne, Suisse Cour :
Neurophysiologie: EEG Octobre 2003
4. https://fr.wikiversity.org/wiki/Amplificateur_op%C3%A9rationnel/Montage_suiveur
5. <https://www.google.com/search?btnG=1&pws=0&q=simulation%20sous%20matlab%20d%27un%20signal%20eeg>
6. <http://bbci.de/competition/iii/download/>
7. <http://dSPACE.univ-tlemcen.dz/bitstream/112/10935/1/Ms.EBM.Kassou%2BRahmani.pdf>
8. <http://dSPACE.univ-tlemcen.dz/bitstream/112/11029/1/Ms.EBM.Belaid.pdf>
9. <http://dSPACE.univ-tlemcen.dz/bitstream/112/10759/1/Ms.EBM.Abdelouahed%2BBourdji.pdf>
10. <http://dSPACE.univ-tlemcen.dz/bitstream/112/10895/1/Ms.EBM.Bensadia%2BBelabid.pdf>
11. <https://hal.inria.fr/hal-01496102/document>
12. <https://imotions.com/blog/5-basics-eeg-data-processing/>
13. <https://www.developpez.net/forums/d1437757/environnements-developpement/matlab/signal/traitement-signal-eeg/>
14. https://www.maxisciences.com/cerveau/electroencephalogramme-definition-comment-se-deroule-l-examen-y-a-t-il-des-risques_art39334.html
15. http://www.neuro.fr/electrode-barre-avec-tampon-pour-stimulation-et-enregistrement-xml-350_353_396-978.html
16. <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-01504058/document>
17. <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00004851/document>
18. https://fr.wikipedia.org/wiki/Montages_de_base_de_l%27amplificateur_op%C3%A9rationnel
19. [https://fr.wikipedia.org/wiki/Filtre_\(%C3%A9lectronique\)](https://fr.wikipedia.org/wiki/Filtre_(%C3%A9lectronique))
20. https://fr.wikipedia.org/wiki/%C3%89lectroenc%C3%A9phalographie_quantitative
21. <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00004851/document>
22. <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00004851/document>

23. https://fr.wikipedia.org/wiki/%C3%89lectroenc%C3%A9phalographie_quantitative#/media/Fichier:21_electrodes_of_International_10-20_system_for_EEG.svg
24. file:///C:/Users/ThinkPad/Downloads/VD2_ISAAC_YOANN_29052015_incomplete.pdf
25. <https://sante.lefigaro.fr/fiches/electroencephalogramme/quest-ce-que-cest>
26. <http://www.neur-one.fr>
27. <http://www.daskoo.org/139-base-anatomique-du-systeme-nerveux-ettransmission-d-un-influs-nerveux.cours>
28. [d-un-influs-nerveux.cours](http://www.daskoo.org/139-base-anatomique-du-systeme-nerveux-ettransmission-d-un-influs-nerveux.cours)
29. Faculté de Médecine Montpellier-Nîmes. PCEM 2 - Module de Base 6
30. Travaux Pratiques de Physiologie « Electroencéphalographie »

Annexes

®

INA122

**Single Supply, *MicroPower*
INSTRUMENTATION AMPLIFIER**