



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen
Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

MEMOIRE de PROJET DE FIN D'ETUDES

Pour l'obtention du Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

Présenté par : TIZEGGAGHINE Brahim

Réalisation d'un circuit de mise en forme du signal encéphalogramme

Soutenu le 24/06/2018 devant le Jury

M.	SOULIMANE Sofiane	MCA	Université de Tlemcen	Président
M.	DIB Nabil	MCB	Université de Tlemcen	Encadreur
Melle.	BAAKEK Yettou Nour El-Houda	MCB	Université de Tlemcen	Examinatrice

Année universitaire 2017-2018

Remercîment

Je remercie tout d'abord **ALLAH** qui m'a donné l'aide, le courage, le pouvoir et la patience pour finaliser ce travail.

Je remercie, mon encadreur **M^r. DIB Nabil**, pour son encadrement de grande qualité scientifique, ses précieux conseils, et son encouragement ; qui ont contribué efficacement à l'avancement de ce travail.

J'adresse de même mes remerciements à **M^r. SOULIMANE Sofiane** pour l'intérêt qu'il a accordé à ce travail en acceptant de présider le jury.

Je remercie, **M^{elle}. BAAKEK Yettou Nour El-Houda**, d'avoir accepté d'être membres de jury.

Je remercie, **M^r. BELAID Boumediene** qui m'a aidé dans ce travail.

J'adresse de même mes remerciements au laboratoire de recherche de génie biomédical (GBM) à l'université de Tlemcen.

Je n'oublie pas dans mes remerciements à tout le personnel de département de Génie Biomédical.

Merci à tous les professeurs qui ont contribué à ma formation.

En fin, je tiens à remercier toutes les personnes qui m'ont aidé de près ou de loin.

Dédicaces

*À l'aide de DIEU tout puissant, qui trace le chemin de ma vie, avec un énorme plaisir et avec une immense joie, que je dédie mon modeste travail à :
Mon père, Rien au monde ne vaut les efforts fournis jour et nuit pour mon éducation et mon bien être.*

Ce travail est le fruit de tes sacrifices que tu as consentis pour mon éducation et ma formation.

Ma mère, Tu représentes pour moi le symbole de la bonté par excellence, la source de tendresse et l'exemple du dévouement qui n'a pas cessé de m'encourager et de prier pour moi.

Ta prière et ta bénédiction m'ont été d'un grand secours pour mener à bien mes études.

Ma chère sœur Mamma et ces deux filles Zineb et Arwa, mes chers frère Mohamed Amine et Ryad, Je leur souhaite bonne chance et de succès.

Tous mes amis, de classe et de la résidence universitaire.

À tous ceux qui sont proches de moi et dont je n'ai pas cité leurs noms.

Brahim...

Tableau de matières

RESUME	8
INTRODUCTION GENERALE	9
I. CHAPITRE 01 : ANATOMIE ET FONCTIONNEMENT	11
I.1. INTRODUCTION :	11
I.2. LE SYSTEME NERVEUX	11
I.2.1. LE SYSTEME NERVEUX CENTRAL	11
I.2.1.1. <i>Le cerveau</i>	11
I.2.1.2. <i>La moelle épinière</i>	11
I.2.1.2.1. <i>Anatomie :</i>	11
I.2.1.2.2. <i>Fonctionnement :</i>	12
I.2.1.3. <i>L'encéphale :</i>	13
I.2.1.3.1. <i>Le tronc cérébral :</i>	13
I.2.1.3.1. <i>Le cervelet :</i>	13
I.2.1.3.1. <i>Le cerveau :</i>	13
I.2.1.3.4. <i>Fonctions du cortex cérébral :</i>	14
I.2.1.3.5. <i>Fonctions intégratives du cerveau :</i>	15
1. <i>Le sommeil lent (non-REM sleep) :</i>	16
2. <i>Le sommeil rapide ou paradoxal (REM sleep) :</i>	16
I.2.1.3. <i>Liquide céphalorachidien (LCR)</i>	16
I.2.1.3. <i>Les méninges</i>	16
I.2.2. LE SYSTEME NERVEUX PERIPHERIQUE :	17
I.2.2.1. <i>Les nerfs crâniens</i>	17
I.2.2.2. <i>Les nerfs rachidiens :</i>	18
I.3. L'ORIGINE DU SIGNAL EEG :	19
I.4. DONNEES MORPHOLOGIQUES ET FONCTIONNELLES CONCERNANT LES GENERATEURS CORTICAUX :	19
I.4.1. NEURONES EPINEUX :	19
I.4.2. NEURONES NON EPINEUX :	20
I.5. ELECTROENCEPHALOGRAPHIE	20
I.6. ENREGISTREMENT DU SIGNAL EEG	20
I.6.1. ALPHA (A) :(RELAXATION, DETENTE...) :	21
I.6.2. BETA (B) :(ATTENTION, PENSEE, EVEILLEE...) :	21
I.6.3. THETA (Θ) :(RELAXATION, HYPNOSE...) :	21
I.6.4. DELTA (Δ) :(SOMMEIL, SOMMEIL PROFOND, TRANSES) :	21
I.7. CONCLUSION :	22
II. CHAPITRE 02 : PARTIE PRATIQUE	24
II.1 INTRODUCTION	24
II.2. SCHEMA BLOC PROPOSE :	24
II.3 ALIMENTATION DC ISOLE :	25

Réalisation d'un circuit de mise en forme du signal encéphalogramme

II.3.1	ALIMENTATION DC :	25
II.3.1.1.	<i>Définitions et étude théorique</i> :	25
1.	Transformateur abaisseur 230V/12V :	26
➤	Définition :	26
➤	Symbole :	26
➤	Principe de fonctionnement :	26
2.	Pont de diodes :	27
➤	Définition :	27
➤	Montage électrique :	27
➤	Fonctionnement :	28
3.	Condensateur :	28
4.	Régulateur de tension :	29
➤	Présentation :	29
➤	Etude interne :	30
II.4	ELECTRODES UTILISEES :	31
II.4.1.	METHODE D'UTILISATION :	31
II.4.2.	PLACEMENT DES ELECTRODES POUR EEG :	31
II.5.	ETAGE AMPLIFICATEUR D'INSTRUMENTATION :	31
II.5.1.	L'AMPLIFICATEUR OPERATIONNEL :	31
II.5.2.	L'AMPLIFICATEUR D'INSTRUMENTATION :	32
II.5.2.1.	<i>Définition</i> :	32
II.5.2.2.	<i>Amplificateur d'instrumentation (1er étage)</i> :	32
II.5.2.3.	<i>Amplificateur d'instrumentation (montage complet)</i> :	33
II.5.2.4.	LA REALISATION PRATIQUE DE L'AMPLIFICATEUR D'INSTRUMENTATION :	33
II.6.	ETAGE DE FILTRAGE PASSE HAUT :	35
II.6.1.	ETUDE THEORIQUE :	35
II.6.1.1.	<i>Définition</i> :	35
II.6.1.2.	<i>Caractéristiques des filtres</i> :	35
II.6.1.3.	<i>Classification des filtres</i>	36
II.6.1.4.	<i>Efficacité des filtres passifs</i> :	37
II.6.1.5.	<i>Filtres actifs</i> :	37
II.6.2.	REALISATION PRATIQUE DU FILTRE PASSE-HAUT	38
II.7.	ETAGE DE FILTRAGE PASSE BAS ACTIF :	38
II.8.	ETAGE D'ISOLEMENT ET D'AMPLIFICATION :	40
II.8.1.	ETUDE THEORIQUE :	40
II.8.1.1.	<i>Rupture du conducteur de la terre</i> :	40
II.8.2.	NOTRE REALISATION :	41
II.9.	ETAGE D'OFFSET :	43
II.10.	AFFICHAGE DU SIGNAL :	44
II.10.1.	ETAPES DE CONVERSION ANALOGIQUE NUMERIQUE :	44
➤	<i>Définition</i> :	44
II.11.	CONCLUSION	45
III.	CHAPITRE 03 : TESTS ET RESULTATS	47

Réalisation d'un circuit de mise en forme du signal encéphalogramme

III.1.	INTRODUCTION	47
III.2.	SCHEMA BLOC PROPOSE :	48
III.3.	ETAGE AMPLIFICATEUR D'INSTRUMENTATION :.....	48
III.4.	ETAGE DE FILTRAGE PASSE HAUT :	49
III.5.	ETAGE DE FILTRAGE PASSE BAS ACTIF.....	50
III.6.	ETAGE D'ISOLEMENT ET D'AMPLIFICATION :.....	51
III.7.	ETAGE D'OFFSET :	52
III.8.	CONVERSIONS ANALOGIQUES NUMERIQUES :.....	53
<i>III.8.1.</i>	<i>Carte Arduino Uno :</i>	53
<i>III.8.2.</i>	<i>Transmission Bluetooth :</i>	55
III.10.	CONCLUSION :.....	58
	CONCLUSION GENERALE	59
	BIBLIOGRAPHIE	60

Liste des figures

Figure I.1 : Système nerveux central.....	17
Figure I.2 : tracé de l'onde Alpha (α) du signal EEG.....	21
Figure I.3 : tracé de l'onde Béta (β) du signal EEG.....	21
Figure I.4 : tracé de l'onde Thêta (θ) du signal EEG.....	21
Figure I.5 : tracé de l'onde Delta (Δ) du signal EEG.....	22
Figure II.10 : Résistance $1K\Omega$ et le condensateur $1000\mu F$	29
Figure II.11 : Régulateur \Leftrightarrow source de tension.....	29
Figure II.12 : Principe d'un régulateur.....	30
Figure II.13 : Exemples de boîtiers (régulateurs de tension)	30
Figure II.14 : électrodes jetables.....	31
Figure II.15 : symbole standard d'un amplificateur opérationnel.....	32
Figure II.16 : 1 ^{er} étage différentiel à deux AOP.....	32
Figure II.17 : Montage différentiel à trois AOP.....	33
Figure II.18 : Schéma significatif d'INA114.....	34
Figure II.19 : Tableau représente les valeurs du gain en fonction de la résistance R_G	34
Figure II.20 : Etage d'amplification et filtre passe haut	34
Figure II.21 : Schéma du circuit imprimé d'étage d'amplification et filtre passe-haut.....	35
Figure II.22 : Vue en 3D d'étage d'amplification et filtre passe-haut.....	35
Figure II.23 : Réponse fréquentielle du filtre passe-bas	36
Figure II.24 : Réponse fréquentielle du filtre passe-haut	36
Figure II.25 : Réponse fréquentielle du filtre passe-bande	36
Figure II.26 : Réponse fréquentielle du filtre coupe-bande	37
Figure II.27 : Montage du filtre actif du premier ordre.....	37
Figure II.28 : Schéma significatif d'INA114.....	38
Figure II.29 : Montage du filtre passe bas actif.....	39
Figure II.30 : Schéma du circuit imprimé du circuit du filtre passe bas actif.....	39
Figure II.31 : Vue en 3D d'étage du filtre passe-bas actif	39
Figure II.32 : Rupture du fil de terre dans le cas d'un patient cathétérisé et schéma équivalent.....	40
Figure II.33 : Schéma significatif de 4N25	41
Figure II.34 : Schéma significatif d'OP07.....	41
Figure II.35 : Etage d'isolement et d'amplification.....	42
Figure II.36 : Schéma du circuit imprimé d'étage d'isolement et d'amplification	42
Figure II.37 : Vue en 3D d'étage d'isolement et d'amplification.....	42
Figure II.38 : Schéma significatif du TL081.....	43
Figure II.39 : Montage d'étage d'offset.....	43
Figure II.40 : Schéma du circuit imprimé d'étage d'offset.....	44
Figure II.41 : Vue en 3D d'étage d'offset.....	44
Figure II.42 : différentes étapes de conversion (signal analogique puis l'échantillonnage puis la quantification).....	45

Réalisation d'un circuit de mise en forme du signal encéphalogramme

Un signal analogique, $v_a(t)$ continu en temps et en amplitude (Figure II.43 (1)) est échantillonné à une période d'échantillonnage constante T_{ech} . On obtient alors un signal échantillonné $v_{ech}(k.T_{ech})$ discret en temps et continu en amplitude (Figure II.44 (2)). Ce dernier est ensuite quantifié, on obtient alors un signal numérique $v_q[k]$ discret en temps et en amplitude (Figure II.45 (3)). La quantification est liée à la résolution du CAN (son nombre de bits) ; dans l'exemple précédent $v_q[k]$ peut prendre huit amplitudes différentes (soit 2^3 , 3 étant le nombre de bits du CAN). La (Figure II.46 (3)) présente également le code numérique sur trois bits (en code binaire naturel) associé à $v_q[k]$ en fonction du temps.45

Résumé

L'objectif de ce projet de fin d'étude est de réaliser un circuit de mise en forme du signal électroencéphalogramme (EEG). Le circuit comporte essentiellement des différents étages tels l'étage d'alimentation qui assure l'alimentation symétrique pour tout le circuit, un étage d'amplification, un étage de filtrage, un étage d'isolement, un étage de conversion analogique numérique.

Ces différents étages sont réalisés et testés. Ils ont permis d'enregistrer le signal EEG de bonne qualité qui peuvent être traités numériquement dans le but d'une aide au diagnostic.

Abstract

The aim of this end-of-study project is to create a circuit for shaping the electroencephalogram (EEG) signal. The circuit essentially comprises different stages such as the supply stage which provides symmetrical power supply for the entire circuit, an amplification stage, a filter stage, an isolation stage, a digital analog conversion stage.

These different stages are realized and tested. They have the ability to record the good quality EEG signal that can be digitally processed for the purpose of diagnostic assistance.

Introduction générale

Dans le domaine médical il est souvent nécessaire de mesurer l'activité électrique humaine pour le but de diagnostic de plusieurs maladies qui sont en relation soit avec l'activité cérébrale, cardiovasculaire, oculaire ou musculaireetc. Aujourd'hui il existe plusieurs dispositifs commerciaux avec une excellente précision. Cependant, les dispositifs commerciaux sont très coûteux pour applications générales.

Les signaux électrophysiologiques sont souvent mis en forme à l'aide de circuits électroniques. L'électroencéphalogramme fait partie de ces signaux dont l'étude de ce dernier est indispensable pour un bon diagnostic d'un certain nombre de pathologies sachant que le rôle de ce signal est de traduire l'activité électrique cérébrale.

Le but de ce projet de fin d'étude est de réaliser un circuit de mise en forme du signal électro physiologique (électroencéphalogramme (EEG)). En premier lieu, le signal EEG sera enregistré. La chaîne d'acquisition est constituée d'un étage d'amplification, étage de filtrage, étage d'isolement et d'amplification, étage d'offset et un dernier étage consacré à la conversion analogique numérique.

Notre projet est devisé en trois chapitres principales ; le premier chapitre se base sur l'aspect médical du système nerveux, description et partie anatomie ; le deuxième chapitre se base sur la partie pratique de notre réalisation, description des composants utilisés et schéma détaillée de chaque étage utilisé dans ce travail ; le troisième chapitre nous donne les résultats de notre étude, les mesures utilisés et les résultats d'acquisition du signal EEG.

On terminera ce mémoire de PFE par une conclusion générale.

Chapitre I :

Etude et Réalisation d'un circuit de mise en forme du signal

I. Chapitre 01 : anatomie et fonctionnement

I.1. Introduction :

Dans ce premier chapitre on va essayer de voir une vue panoramique sur l'anatomie du système nerveux en essayant de détailler les différentes fonctionnalités de ce système, puis en allant à l'origine du signal électroencéphalogramme, et après l'électroencéphalographe et l'enregistrement du signal EEG.

I.2. Le système nerveux

Le système nerveux est formé des organes des sens, des nerfs, du cerveau, de la moelle épinière, etc... Il coordonne les mouvements musculaires, contrôle le fonctionnement des organes, véhicule les informations sensorielles et motrices vers les effecteurs et régule les émotions et l'intellect.

Il existe trois organisations structurelles et fonctionnelles majeures du système nerveux :

- ✓ Le système nerveux central (SNC) qui comprend l'encéphale et la moelle épinière.
- ✓ Le système nerveux périphérique (SNP) constitué des nerfs périphériques, crâniens et rachidiens.
- ✓ Le système nerveux végétatif ou autonome qui comprend l'ensemble du réseau nerveux qui règle la vie végétative. [1]

I.2.1. Le système nerveux central

Il est composé de cellules nerveuses appelées neurones. Les neurones sont situés dans le cerveau. Les cellules nerveuses établissent entre elles des connexions qu'on appelle de synapses. Des milliards de ces synapses contribuent au traitement d'un seul stimulus.

Le système nerveux central est constitué de :

I.2.1.1. Le cerveau

Le cerveau appartient au système nerveux central. Il représente le lieu de traitement de l'information. C'est du système nerveux central que partent les commandes motrices vers les effecteurs : muscles et glandes, qui permettent la réaction de l'organisme à un stimulus. Le cerveau est situé dans la boîte crânienne et il est le siège des fonctions supérieures (fonctions cognitives, sens, réponses nerveuses...) et végétatives. C'est donc un organe essentiel qui assure la régulation de toutes les fonctions vitales.

I.2.1.2. La moelle épinière

I.2.1.2.1. Anatomie :

La moelle épinière se présente extérieurement comme une tige cylindrique de coloration blanche. Elle occupe le canal rachidien creusé dans la colonne vertébrale. A son extrémité supérieure, elle fait suite au bulbe, qui est la portion inférieure de l'encéphale. Son extrémité inférieure est de forme conique et est appelée cône terminal.

Latéralement, la moelle épinière donne naissance à 31 paires de racines nerveuses appelées racines rachidiennes. Chaque paire est constituée d'une racine antérieure (à fonction motrice) et d'une racine postérieure (à fonction sensitive). Chaque racine postérieure comporte un ganglion rachidien où sont situés les corps cellulaires des neurones qui rejoignent la moelle par la racine postérieure.

Sur une coupe transversale de la moelle, on observe deux zones :

1. une substance grise centrale
2. une substance blanche périphérique

Au centre du cordon médullaire se trouve le canal de l'épendyme.

Réalisation d'un circuit de mise en forme du signal encéphalogramme

La moelle épinière est un lieu de passage des neurones.

- La substance grise médullaire : Elle se présente sous la forme d'un H, avec deux cornes antérieures larges et deux cornes postérieures étroites.
- ✓ La corne antérieure : Elle comprend deux parties :
 1. L'apex constitué de neurones destinés aux muscles striés, et donc des neurones de la motricité volontaire, et la base constituée de neurones destinés aux muscles lisses et donc neurones de la motricité involontaire.
 2. La corne antérieure est donc une corne motrice. Elle est le point de départ et le lieu de transit de tous les réflexes moteurs.
- ✓ La corne postérieure : Elle comprend trois parties :
 1. L'apex constitué de neurone de la sensibilité extéroceptive c.à.d. de la sensibilité des téguments. Ce type de sensibilité concerne le toucher, la douleur et la chaleur.
 2. L'isthme constitué des neurones de la sensibilité profonde ou proprioceptive, c.à.d. la sensibilité provenant des os, des articulations et des muscles.
 3. La base constituée de neurones de la sensibilité intéroceptive provenant des viscères.
- ✓ La corne postérieure est donc une corne sensitive .Elle est le lieu de transit et le point de départ de tous les influx sensitifs.
- ✓ Le centre : Autour du canal de l'épendyme sont réunis les neurones sensitifs et moteurs du système nerveux végétatif, lui-même divisé en système sympathique et parasympathique.

➤ La substance blanche médullaire :

Elle correspond à la zone périphérique de la moelle ou cordons médullaires. Chaque hémi moelle est divisée en trois cordons, antérieur, latéral et postérieur.

La substance blanche est formée des prolongements des dendrites et des axones des neurones. On n'y trouve pas de corps cellulaire.

I.2.1.2.2. Fonctionnement :

La moelle épinière joue deux rôles majeurs :

- ✓ Un rôle sous la dépendance de la substance grise, où elle possède une activité autonome représentée par des actes simples : les réflexes.
- ✓ Un rôle plus complexe qui fait intervenir la substance blanche, où elle transporte les influx nerveux à distance vers d'autres portions médullaires et/ou centres supérieurs situés dans l'encéphale.

Ici, morphologie et fonction sont en relation étroite. En effet, on peut considérer que la moelle épinière est un ensemble d'étages ; chaque étage correspond schématiquement à un nerf rachidien, à ses deux racines et à la surface médullaire correspondante : cet ensemble est appelé segment médullaire.

La moelle épinière peut donc fonctionner de trois manières :

1. Par segment isolé ; elle intervient ainsi au cours des réflexes simples.
 2. Par groupe de segments, réalisant alors un fonctionnement inter segmentaire.
 3. Comme lieu de transit entre la périphérie et les structures cérébrales.
- ✓ L'arc réflexe : c'est le type de fonctionnement médullaire le plus simple.

Un réflexe est une réaction automatique qui se produit au niveau d'un organe (par ex. un stimulus douloureux au niveau d'un membre entraîne immédiatement son retrait).

Son mécanisme met en jeu une excitation périphérique qui initie la propagation d'un influx nerveux. Celui-ci emprunte d'abord la voie d'un neurone sensitif c.a.d. les dendrites qui partent du lieu d'excitation, en

Réalisation d'un circuit de mise en forme du signal encéphalogramme

particulier les téguments, puis le corps cellulaire qui réside dans le ganglion spinal au niveau de la racine postérieure, puis l'axone qui pénètre dans la moelle par la racine postérieure.

L'axone aboutit dans la corne postérieure de la substance grise et se connecte soit directement à un neurone moteur ou motoneurone, soit d'abord à un neurone intermédiaire ou neurone d'association qui lui-même se connectera à un motoneurone.

Le motoneurone a ses dendrites et son corps cellulaires dans la corne antérieure de la substance grise et envoie son axone dans la racine antérieure jusqu'au muscle strié périphérique qui sera le lieu de la réaction.

- ✓ Le fonctionnement inter segmentaire : les étages segmentaires, qu'ils soient proches ou éloignés sont reliés entre eux par des neurones d'association qui seront rassemblés en faisceau d'association.

Certains faisceaux sont très courts et siègent dans la substance grise : ils forment le faisceau fondamental.

D'autres mettent en relation des étages plus éloignés : ils sortent alors de la substance grise et pénètrent dans la substance blanche où ils forment des faisceaux ascendants ou descendants.

- ✓ La moelle, organe de transit :

Cette fonction est très importante car la moelle est un intermédiaire entre les organes périphériques et les centres nerveux supérieurs situés dans l'encéphale. Ce rôle nécessite donc la présence de faisceaux sensitifs ascendants et de faisceaux moteurs descendants.

I.2.1.3. L'encéphale :

Il comprend le tronc cérébral, le cervelet et l'encéphale.

I.2.1.3.1. Le tronc cérébral :

Situé entre la moelle épinière en bas et les hémisphères cérébraux en haut. Il communique en arrière avec le cervelet. Il est constitué du bulbe rachidien qui prolonge la moelle épinière, de la protubérance annulaire et des pédoncules cérébraux. Il présente en son centre une cavité : le 4^e ventricule. Il est constitué par une substance grise fragmentée en de nombreux noyaux dont certains sont à l'origine des nerfs crâniens, et d'une substance blanche formée par des voies d'association, ainsi que la formation réticulée qui intervient dans la régulation de la vigilance, du sommeil, du tonus musculaire et dans la régulation végétative.

I.2.1.3.1. Le cervelet :

Constitué par l'archéocérébellum dont la fonction est de contrôler l'équilibre à partir d'informations venant de l'appareil vestibulaire de l'oreille interne, le paléocérébellum qui exerce un contrôle sur le tonus musculaire, et le néo cérébellum qui participe à la coordination des mouvements volontaires.

Pathologie : Ainsi une atteinte du premier entraîne une démarche ébrieuse avec troubles de la statique, une lésion du deuxième provoque une atteinte du tonus musculaire à type d'hyper ou d'hypotonie, avec troubles de la marche, de la parole, de l'écriture, une lésion du 3^e entraîne l'exécution de gestes excessifs, dépassant leur but, l'apparition d'un tremblement intentionnel, et l'impossibilité de réaliser rapidement des gestes coordonnés.

I.2.1.3.1. Le cerveau :

Il comprend le diencephale, formation centrale reliée aux deux hémisphères cérébraux par le corps calleux. A la périphérie, le cortex, constitué de substance grise, parcouru de sillons profonds qui divisent le cerveau en lobes. Le cortex peut être divisé en aires possédant chacune une fonction.

On distingue :

Réalisation d'un circuit de mise en forme du signal encéphalogramme

- La substance grise comprenant l'archi cortex qui entoure le corps calleux, le paléo cortex ou rhinencéphale qui est le siège du centre olfactif et de la régulation neurovégétative, le néo cortex qui a une fonction motrice, sensitive et sensorielle.
- Les noyaux gris centraux situés dans le diencephale :
 1. le thalamus, centre de relais et d'intégration de diverses voies nerveuses et important dans la vie psychoaffective,
 2. l'hypothalamus situé sous le thalamus et responsable de la régulation du métabolisme de l'eau, du sommeil, de la chaleur, de la faim et de la soif. Il régule aussi les activités viscérales dont la fréquence cardiaque, le mouvement des aliments dans le tube digestif et la contraction de la vessie en envoyant des axones vers les noyaux sympathiques et parasympathiques du tronc cérébral. Par ailleurs l'hypothalamus est en contact avec l'hypophyse. Il libère des hormones de régulation qui parviennent par voie sanguine à l'adéno hypophyse où elles stimulent ou inhibent la sécrétion des hormones hypophysaires. Par ailleurs les corps cellulaires des neurones situés dans les noyaux para ventriculaires et supra optique sécrètent de l'ocytocine ou ADH.
 3. Le corps strié (noyau caudé, pallidum et putamen) relié au système extrapyramidal et dont la lésion provoquera un syndrome choréique avec des mouvements involontaires, désordonnés, amples rapides brusques et incoordonnés, le système limbique qui intervient dans les aspects émotionnels du comportement relié à la survie. Il est aussi associé au plaisir, douleur, colère, peur, chagrin, l'affection les sensations sexuelles et jouerait un rôle dans la mémoire.
 4. La glande pinéale ou épiphyse est située en arrière et au-dessus du thalamus. Elle sécrète l'hormone mélatonine.
- ✓ La substance blanche qui comprend le centre ovale et les capsules, occupées par des fibres d'association et de projection
- ✓ Le LCR, dans lequel baigne le SNC. Il est sécrété par les plexus choroïdes qui proviennent de la pie-mère et résorbé au niveau des sinus veineux situés dans la dure-mère. Il remplit l'espace sous-arachnoïdien qui, lui, communique avec le canal épendymaire et les ventricules par les trous de Luschka et de Magendie. Toutes les cavités du SNC contiennent du LCR. Sa composition : glucose = 0.6g/l ; protides = 0.3g/l ; Na cl = 7g/l ; cellules lymphocytaires rares, volume = 130 cm cubes.

I.2.1.3.4. Fonctions du cortex cérébral :

- ✓ Les aires sensibles : elles se trouvent à l'arrière du sillon central de l'hémisphère cérébral. Elles reçoivent et interprètent les influx sensitifs.

On distingue :

- L'aire somesthésique primaire (aires 1,2, et 3) qui est située juste en arrière du sillon central de chaque hémisphère cérébral. Elle reçoit les influx nerveux émis par les récepteurs du toucher, de la proprioception, de la douleur et de la température. Chaque point de cette aire reçoit les sensations d'une partie précise du corps.
- L'aire visuelle primaire (aire 17) est située sur la face médiale du lobe occipital ; elle reçoit l'information visuelle.
- L'aire auditive primaire (aires 41 et 42) est située dans la partie supérieure du lobe temporal, près du sillon latéral. Elle interprète les sons.
- L'aire gustative primaire (aire 43) est située dans le lobe pariétal.
- L'aire olfactive primaire (aire 28) est située au creux du lobe temporal.
- ✓ Les aires motrices : elles sont situées dans la partie antérieure des hémisphères cérébraux. On distingue :
 - L'aire motrice primaire (aire 4) située dans le lobe frontal. Régit la contraction musculaire volontaire.

Réalisation d'un circuit de mise en forme du signal encéphalogramme

- L'aire de Broca ou aire motrice du langage (Aires 44 et 45) située en général dans le lobe frontal gauche (pour les droitiers).
- ✓ Les aires associatives : elles remplissent des fonctions d'intégration complexe associant la mémoire, les émotions, le raisonnement, la volonté, le jugement, la personnalité ou l'intelligence. On distingue :
 - L'aire somesthésique associative (aire 5 et 7). Elle est située juste derrière l'aire somesthésique primaire. Elle permet d'intégrer et d'interpréter les sensations et d'emmagasiner les souvenirs des expériences sensorielles.
 - L'aire visuelle associative (aire 18 et 19) est située dans le lobe occipital. Elle met les expériences visuelles présentes et passées en correspondance et joue un rôle essentiel dans la reconnaissance et l'évaluation des stimuli visuels.
 - L'aire auditive associative (aire 22) est située dans le lobe temporal et détermine si un son constitue une parole, de la musique ou un simple bruit.
 - L'aire de Wernicke (aire 22 39 et 40) reconnaît les paroles et interprète les langages, traduit les mots en pensées.
 - L'aire intégrative commune (aire 5, 7 39 et 40) permet l'émergence de pensées à partir d'un ensemble de messages sensitifs.
 - L'aire pré motrice (aire 6) située juste en avant de l'aire motrice primaire, elle régit et mémorise les activités motrices apprises à caractère complexe et séquentiel.
 - L'aire oculomotrice frontale (aire 8) est située dans le lobe frontal et régit les mouvements de balayage des yeux qui permettent la lecture.
- ✓ Latéralisation hémisphérique : L'hémisphère gauche régit le côté droit du corps et en reçoit les influx sensitifs. Inversement pour l'hémisphère droit. Par ailleurs chacun a sa spécificité (cf. schéma p495).
- ✓ Ondes cérébrales : on place sur le cuir chevelu des détecteurs appelés électrode pour enregistrer les signaux électriques générés par les millions d'influx nerveux des cellules cérébrales ; c'est l'EEG. L'électroencéphalogramme permet d'étudier le fonctionnement normal du cerveau, les phases de sommeil, et de diagnostiquer les troubles tels que l'épilepsie, les tumeurs, les anomalies du métabolisme, les lésions et les maladies dégénératives, ainsi que la mort cérébrale.
 - Les ondes alpha (8 à 13 Hertz) apparaissent en état de veille ou au repos les yeux fermés
 - Les ondes bêta (14 à 30 Hertz) apparaissent lors de l'activité mentale ou de la stimulation sensorielle.
 - Les ondes thêta (4 à 7 Hertz) apparaissent chez les enfants ou chez les adultes après un stress émotionnel, ou lors d'affection cérébrale.
 - Les ondes delta (1 à 5 Hertz) apparaissent pendant le sommeil de l'adulte ou chez les nourrissons à l'état de veille ; chez l'adulte éveillé, elles sont le signe d'une lésion cérébrale.

I.2.1.3.5. Fonctions intégratives du cerveau :

- ✓ Etat de veille et sommeil :

Chez l'être humain, les périodes de veille et de sommeil suivent un cycle relativement constant de 24 heures appelé rythme circadien et établi par le noyau supra chiasmatique de l'hypothalamus.

La régulation de l'éveil et du sommeil est sous la dépendance de la formation réticulée du tronc cérébral qui se prolonge dans le thalamus et l'hypothalamus.

L'éveil serait dû à la stimulation du système réticulaire activateur ascendant (SRAA) par des stimuli sensoriels tels que la douleur, le contact, la pression, la lumière, un son, le mouvement etc. L'activation du SRAA entraîne l'activation du cortex cérébral et le réveil survient. Cela se traduit par une modification des ondes à l'EEG.

Réalisation d'un circuit de mise en forme du signal encéphalogramme

Le sommeil est un processus actif qui correspond à la suspension d'activité au niveau du SRAA et à son remplacement par une autre activité (sérotonine, catécholamines).

Il existe deux types de sommeil : le sommeil lent *ou non-REM sleep* et le sommeil rapide *ou REM sleep*.

1. Le sommeil lent (non-REM sleep) :

Il constitue 70 à 80% de la durée du sommeil. - le sommeil lent léger correspond aux stades N1 et N2. A l'endormissement, l'activité du cerveau se ralentit peu à peu et des figures de sommeil caractéristiques témoignent de chaque état : les "pointes vertex" pour le stade N1 et les fuseaux ou les complexes K pour le stade N2 observés sur l'EEG (enregistrement de l'activité électrique du cerveau électroencéphalogramme). A l'endormissement, c'est à dire en stade N1, le dormeur est réveillé par le moindre bruit, il ne se perçoit pas alors comme ayant dormi ou vaguement somnolant. - le sommeil lent profond correspond au stade N3. Il voit le ralentissement de l'activité cérébrale s'amplifier. En effet des vagues de plus en plus amples et de plus en plus longues d'ondes lentes ou ondes delta apparaissent à l'EEG. Plus l'activité cérébrale est ralentie, plus le dormeur descend dans un état d'où il est difficile de le réveiller, parce que son cerveau est de plus en plus insensible aux stimulations extérieures, comme de son propre corps. En sommeil profond, il sera difficile à réveiller et souvent, alors, un peu hébété.

2. Le sommeil rapide ou paradoxal (REM sleep) :

20 à 30% de la durée totale du sommeil. Il survient par périodes dont la durée moyenne est de 10 à 15 minutes. Il est d'installation soudaine, faisant toujours suite à une phase de sommeil lent. Sur le plan EEG, il est caractérisé par une activité rapide de bas voltage contrastant avec une totale atonie musculaire et par des mouvements rapides des yeux (*REM sleep : Rapid Eye Movement sleep*), et correspond aux périodes de rêve.

I.2.1.3. Liquide céphalorachidien (LCR)

Le liquide céphalorachidien (LCR) est un liquide clair, entoure et protège l'encéphale et la moelle épinière et qui leur sert de coussinet, et surtout transporte les éléments nutritifs très puissants à l'encéphale qui en élimine les déchets. Le LCR circule dans des cavités appelées ventricules et à la surface de l'encéphale et de la moelle épinière. L'encéphale contrôle le taux de LCR.

I.2.1.3. Les méninges

Le cerveau et la moelle épinière sont recouverts de trois couches minces de tissu (membranes) qui les protègent appelées méninges:

- Dure-mère – couche externe, la plus épaisse
- Arachnoïde – membrane intermédiaire, mince
- Pie-mère – membrane interne, mince

Le LCR circule dans l'espace situé entre l'arachnoïde et la pie-mère. Cet espace est appelé espace sous arachnoïdien.

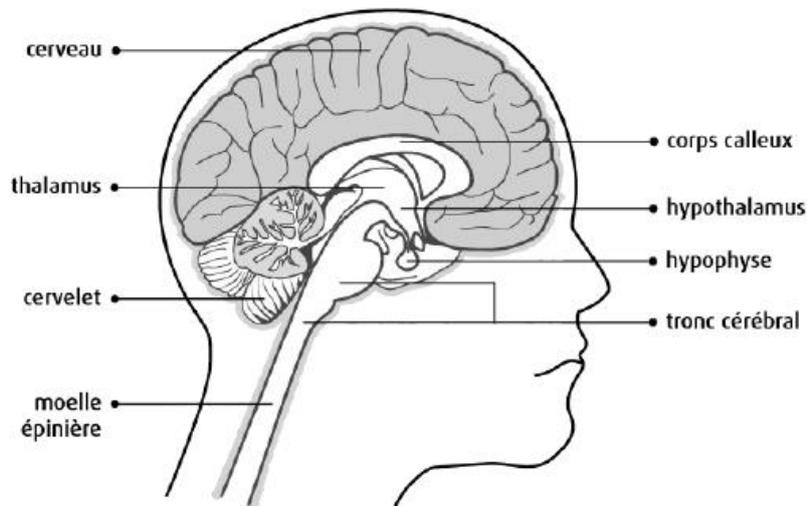


Figure I. 1 : Système nerveux central

I.2.2. Le système nerveux périphérique :

Il est constitué de nerfs et comprend 12 paires de nerfs crâniens reliés à l'encéphale et 31 paires de nerfs rachidiens reliés à la moelle épinière.

Les nerfs sont constitués par des fibres afférentes sensorielles ou sensibles qui transmettent les informations de la périphérie au SNC, et de fibres efférentes ou motrices qui transmettent les informations du SNC vers la périphérie.

I.2.2.1. Les nerfs crâniens

Ils assurent l'innervation sensitivomotrice de l'extrémité céphalique du corps.

On distingue :

- les nerfs sensoriels qui sont les nerfs olfactif ou I, optique ou II et auditif ou VIII (constitué du nerf vestibulaire et du nerf cochléaire).
- Les nerfs moteurs comprennent le nerf moteur oculaire commun ou III (qui possède un contingent de fibres végétatives), le nerf pathétique ou IV, le nerf moteur oculaire externe ou VI, le nerf spinal ou XI et le nerf grand hypoglosse ou XII.
- Les nerfs mixtes sont à la fois sensitifs et moteurs. Ce sont le nerf trijumeau ou V, le nerf facial ou VII, le nerf glosso-pharyngien ou IX et le nerf pneumogastrique ou X.
- Les 3 derniers possèdent aussi des fibres végétatives.

Fonctions :

1. Olfactif : transmission des influx olfactifs
2. Optique : transmission des influx visuels
3. Moteur oculaire commun : motilité oculaire extrinsèque de l'œil (c'est à dire. mobilité du globe oculaire), motilité intrinsèque (c'est à dire. Le réflexe photo moteur et l'accommodation-convergence), et l'ouverture de la fente palpébrale.
4. Trochléaire (anciennement Pathétique) : innerve le muscle grand oblique de l'œil et participe donc au maintien du parallélisme des axes visuels ainsi qu'à la motilité oculaire extrinsèque.
3. Trijumeau : conduit les sensations tactiles, douloureuse et thermiques de la face et intervient dans la mastication.

Réalisation d'un circuit de mise en forme du signal encéphalogramme

4. Abducens (anciennement Moteur oculaire externe) : innerve le muscle droit externe de l'oeil, donc participe au maintien du parallélisme des axes visuels.
5. Facial : double fonction. Fonction motrice par innervation des muscles de la face ; c'est le muscle de la mimique, et fonction sensitivo-sensorielle car il transmet la sensibilité gustative des 2/3 antérieurs de la langue ainsi que la sensibilité cutanée de l'oreille externe, parois tympanique comprise.
6. Vestibulo-cochléaire (anciennement Auditif) : transmission des sensations auditives, et, par les nerfs vestibulaires, réactions d'adaptation de l'individu aux changements de position dans l'espace et dans les déplacements surtout rotatoires ; il est l'organe de l'équilibre.
7. Glosso-pharyngien : Il a une triple action : une fonction motrice par l'innervation du pharynx et donc intervient dans la déglutition, une fonction sensitivo-sensorielle car il assure la sensibilité (tactile, thermique et douloureuse) du 1/3 postérieur de la langue ainsi que la sensibilité gustative de cette zone, une fonction végétative par une collatérale, le nerf de Jacobson qui innerve la glande parotide d'où son rôle dans la sécrétion salivaire.
8. Pneumogastrique : 3 fonctions :
 - Motrice : il assure l'innervation motrice du voile du palais, il intervient dans le 3^e temps pharyngien de la déglutition, il assure l'innervation motrice du pharynx,
 - Sensitive : il transmet la sensibilité du larynx ainsi que (avec le glosso-pharyngien) celle du pharynx, du voile du palais, de l'épiglotte et de la partie adjacente de la base de la langue.
 - Végétative : il innerve les muscles lisses de l'appareil cardio vasculaire pour lequel il est cardiomodérateur et hypotenseur ; il innerve également l'appareil trachée broncho pulmonaire et l'appareil digestif. Il agit aussi sur certaines glandes endocrines comme la thyroïde, le pancréas endocrine et les glandes surrénales.
9. Accessoire (anciennement Spinal) : il innerve les muscles sterno cleido mastoïdiens et trapèzes.
10. Grand hypoglosse : il assure l'innervation motrice de la langue et participe donc à la déglutition, la mastication et la phonation.

I.2.2.2. Les nerfs rachidiens :

Le nerf rachidien est formé par une racine antérieure motrice et une racine postérieure sensitive.

C'est donc un nerf mixte ;

Il existe 8 paires cervicales, 12 paires dorsales, 5 paires lombaires, 5 paires sacrées et 1 paire coccygienne. Ces nerfs proviennent de la moelle épinière ou s'y rendent. Il est intéressant de remarquer que les points de la chaîne de V du dos se trouvent justement au niveau de leur émergence.

A la sortie du trou de conjugaison de la vertèbre, le nerf rachidien se divise en une branche antérieure et une branche postérieure. Les branches antérieures des nerfs cervicaux, lombaires, sacrés et coccygiens s'anastomosent entre elles et vont former des plexus. Les branches antérieures dorsales formeront les nerfs intercostaux.

1. Le plexus cervical est surtout moteur et comprend le nerf phrénique qui innerve le diaphragme : c'est le nerf essentiel de la respiration.
2. Le plexus brachial assure l'innervation sensitivo motrice du membre supérieur.
3. Le plexus lombaire assure l'innervation du membre inférieur.
4. Le plexus sacré est sensitif et moteur de la fesse et fournit le nerf sciatique.
5. Le plexus pudendal (anciennement honteux).
6. Le plexus sacro coccygien.

I.3. L'origine du signal EEG :

Grâce à un appareil appelé électroencéphalographe, on peut avoir une idée de l'activité globale de grands ensembles de neurones dans le cerveau. L'électroencéphalogramme (ou EEG) ne nous dira donc jamais à quoi peut penser une personne, mais il peut dire si une personne est en train de penser, si elle est seulement éveillée ou encore si elle dort. [2]

Plus précisément, l'amplitude de ce signal (qui se traduit par une déflexion plus ou moins importante sur le tracé de l'EEG) sera proportionnelle au degré de synchronisation de l'activité nerveuse des neurones d'une région donnée du cortex.

En effet, quand un groupe de neurones est excité simultanément, leurs faibles signaux s'additionnent et deviennent perceptibles pour les électrodes à la surface du crâne. À l'opposé, lorsque les stimulations que reçoivent les dendrites d'un groupe de neurones ne sont pas synchronisées, le tracé de l'EEG correspondant à la sommation de ces signaux est faible et irrégulier.

On peut dire, grosso modo, que lorsque le cortex est engagé dans l'analyse d'information provenant d'une stimulation sensorielle ou d'un processus interne, l'activité de ses neurones est relativement élevée mais également peu synchronisée. Chaque petit groupe de neurones étant activé par des aspects différents de la tâche cognitive à résoudre, la synchronisation est donc faible et par conséquent l'amplitude de l'EEG aussi. Les ondes bêta seront alors dominantes.

Au contraire, durant le sommeil profond, les neurones corticaux ne sont plus impliqués dans le traitement de l'information et plusieurs d'entre eux sont en plus stimulés par le même influx lent et rythmique en provenance du thalamus. La synchronisation forte amène alors l'EEG de fortes amplitudes caractéristique des ondes delta.

I.4. Données morphologiques et fonctionnelles concernant les générateurs corticaux :

Le cortex cérébral chez l'homme est une couche de matière grise d'environ 3 mm d'épaisseur constituée selon la nomenclature de Brodman de six couches numérotées de 1 à 6 de la surface vers la profondeur. Le cortex est constitué de deux grandes catégories de neurones : les neurones épineux (cellules pyramidales, cellules étoilées) sont excitateurs, leur neurotransmetteur est le glutamate ; les neurones non épineux, morphologiquement très hétérogènes, sont inhibiteurs, leur neurotransmetteur est l'acide gamma aminobutyrique (GABA).

I.4.1. Neurones épineux :

Ces cellules sont les seules à être orientées de façon uniforme, parallèlement les unes aux autres. Leurs dendrites sont perpendiculaires à la surface du cortex et sont suffisamment importantes pour constituer un dipôle. Cette disposition explique leur part primordiale dans la genèse de l'activité EEG. Les neurones épineux constituent l'essentiel du système de projection du cortex vers d'autres régions corticales et la moelle. Ils sont munis de collatérales récurrentes qui se projettent localement et jouent un rôle important dans les phénomènes de synchronisation de l'activité électrique corticale. Parmi les neurones épineux on distingue :

- Les cellules pyramidales sont présentes dans toutes les couches du cortex, excepté la couche 1 et la partie profonde de la couche 6. Elles tirent leur nom de leur morphologie en cône dont le sommet est pointé vers la surface corticale. Au niveau du cortex moteur primaire, se localisent les cellules pyramidales géantes décrites par Betz. Les cellules pyramidales quelle que soit leur taille présentent une distribution caractéristique de leurs branches dendritiques, une dendrite apicale naissant de leur sommet et arborisant le plus souvent dans la couche 1.

Réalisation d'un circuit de mise en forme du signal encéphalogramme

- Les cellules étoilées épineuses sont particulièrement abondantes dans la couche 4 des cortex sensoriels et reçoivent des afférences thalamiques spécifiques.

I.4.2. Neurones non épineux :

Ils sont de plusieurs types morphologiques ; ils partagent les caractéristiques suivantes : ce sont des cellules de petite taille, souvent multipolaires, leurs dendrites n'ont pas ou peu d'épines, leurs axones arborisent le plus souvent localement, formant des plexus péri- ou juxtasomatiques. Les deux groupes les plus répandus sont d'une part les cellules à double arborisation et leurs variantes (cellules bipolaires, cellules " double bouquet ", cellules " en chandelier ", cellules " en panier ") et d'autre part les cellules neurogliaformes (ou cellules " en toile d'araignée "), beaucoup moins nombreuses. Chacun de ces sous-types morphologiques a des projections à prédominance locale plus ou moins spécifiques.

Du point de vue fonctionnel les grandes cellules pyramidales de la couche 5 se projettent vers la moelle épinière et le tronc cérébral alors que les cellules plus petites des couches 2 et 3 se projettent vers les autres régions corticales. Elles reçoivent des terminaisons inhibitrices à raison d'environ 50 à 100 contacts par corps cellulaire en provenance des cellules non épineuses. Les influx majeurs arrivant au cortex sensitif primaire viennent, soit par des afférences spécifiques en provenance des noyaux spécifiques du thalamus et distribuées de façon prédominante au niveau de la couche 4, soit par des afférences non spécifiques prenant leur origine au niveau de la formation réticulaire du tronc cérébral et des noyaux thalamiques non spécifiques.

I.5. Electroencéphalographie

L'électroencéphalographie (E.E.G.) a pour indications principales l'épilepsie (dont elle permet le diagnostic, ainsi que le contrôle de son évolution en réponse au traitement) et les troubles du sommeil. Elle sert également à établir le diagnostic d'encéphalite, de méningoencéphalite et à déterminer l'origine métabolique ou toxique d'un syndrome confusionnel (désorientation dans le temps et l'espace, troubles de la compréhension et de la mémoire, agitation). [3]

I.6. Enregistrement du signal EEG

On dispose sur l'ensemble du cuir chevelu de 10 à 20 électrodes, petites plaques métalliques reliées par des fils à l'appareil d'enregistrement. Celui-ci mesure le potentiel électrique détecté par chaque électrode et compare les électrodes deux à deux, chaque comparaison se traduisant par un tracé appelé dérivation. La réactivité électroencéphalographique est évaluée au moyen d'épreuves simples : ouverture des yeux, hyperpnée (respiration ample et lente), stimulation lumineuse intermittente obtenue grâce à des éclairs lumineux brefs et intenses dont la fréquence est progressivement croissante.

Une variante de l'électroencéphalographie consiste à faire un enregistrement sur 24 ou 48 heures avec un petit appareil portable, augmentant ainsi la probabilité d'enregistrer une crise d'épilepsie. Plus rarement, on pratique un enregistrement pendant le sommeil dans un centre spécialisé, le malade pouvant être simultanément filmé.

L'appareil dessine de 5 à 10 tracés les uns au-dessous des autres, qui correspondent chacun à une dérivation. Chaque tracé est formé d'une succession d'ondes caractérisées par leur fréquence (nombre d'ondes par seconde), leur forme (pointue, arrondie), leur amplitude (hauteur), leur réactivité aux stimulations (ouverture des yeux, respiration ample, éclairs lumineux répétés). L'étude de la fréquence, particulièrement importante, permet de distinguer les ondes :

I.6.1. Alpha (α) :(relaxation, détente...):

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

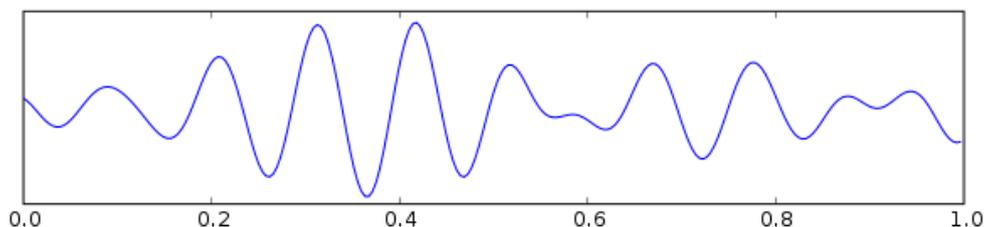


Figure I.2: tracé de l'onde Alpha (α) du signal EEG

I.6.2. Béta (β) :(attention, pensée, éveillée...):

Fréquence : de 13 à 25 Hz ; Ces ondes sont présentes lors d'un état d'éveil lorsque notre attention est engagée par des tâches cognitives (p. ex. prendre une décision, résoudre un problème) ou le monde extérieur. Captées sur les lobes temporaux, et en états subjectifs sur les lobes occipitaux et frontaux du cerveau.

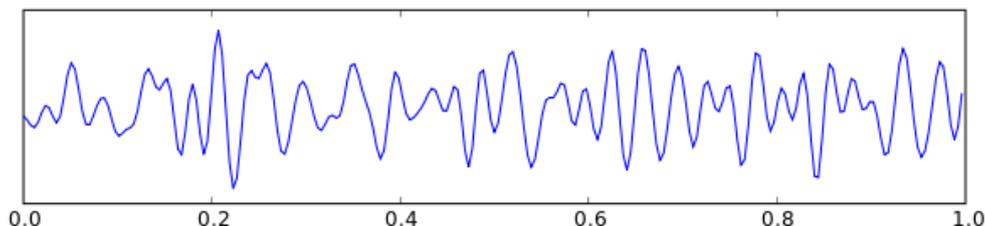


Figure I.3 : tracé de l'onde Béta (β) du signal EEG

I.6.3. Thêta (θ) :(relaxation, hypnose...):

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

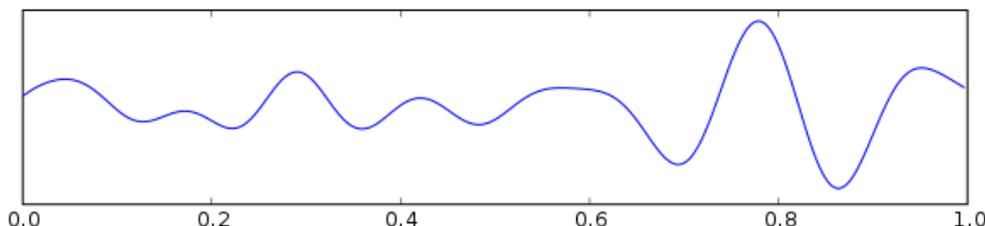


Figure I.4 : tracé de l'onde Thêta (θ) du signal EEG

I.6.4. Delta (Δ) :(sommeil, sommeil profond, transes):

Fréquence : < 4 Hz ; Ce sont des ondes lentes. Elles sont présentes lors d'un état de méditation profonde ou d'un état de sommeil sans rêves. Les ondes delta se manifestent au cours du sommeil profond à mouvement oculaires rapides, mais aussi lors d'une souffrance grave du cerveau.

Réalisation d'un circuit de mise en forme du signal encéphalogramme

Les ondes DELTA sont impliquées dans notre capacité d'intégration et de laisser aller ; c'est un état inconscient et de sommeil profond. Elles se rapportent à l'esprit sans connaissance. C'est le rythme dominant des enfants en bas âge, de moins d'un an. Il tend à être le plus élevé en amplitude pour les ondes DELTA afin de diminuer notre conscience du monde physique.

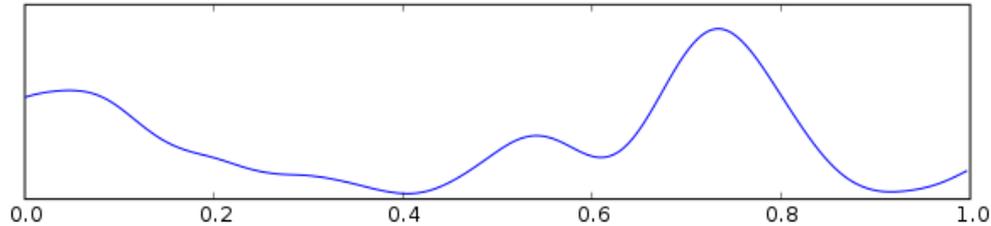


Figure I.5 : tracé de l'onde Delta (Δ) du signal EEG

Chez l'adulte sain éveillé, les ondes alpha et bêta prédominent.

On résume : les ondes DELTA correspondent à un état d'inconscient, le passage des ondes THETA à ALPHA correspondrait à l'état onirique. C'est principalement dans cet état que se produisent les différents « phénomènes psychologiques », les ondes BETA et GAMMA correspondent à l'état de veille.

I.7. Conclusion :

Dans ce chapitre on a eu l'occasion de voir la partie anatomique du système nerveux en commençant par le système nerveux central et puis le système nerveux périphérique, et puis l'enregistrement du signal EEG et les différents paramètres qui peuvent être traduits dans un signal encéphalogramme. Ces notions seront très utiles lors de la réalisation de notre circuit notamment pour le choix des filtres et de l'étage d'amplification.

Chapitre II

Etude et Réalisation d'un circuit de mise en forme du signal EEG

II. CHAPITRE 02 : Partie pratique

II.1 Introduction

Dans notre travail, on a basé sur la partie schéma bloc et réalisation, et après la recherche bibliographique, on a pu proposer un schéma bloc simplifié pour notre réalisation qui est la réalisation d'un circuit de mise en forme du signal encéphalographie.

Ce chapitre permet de détailler les points suivants :

- Schéma bloc de différents étages du circuit avec étude détaillée de chaque étage.
- Résultats obtenues de la simulation sous ISIS de chaque étage du circuit.
- Etude théorique sur la carte Arduino Uno et les différentes fonctionnalités.
- Principe de transmission Bluetooth à travers un HC-05
- Affichage du signal sur PC.

Dans ce chapitre on est sensé à faire une étude théorique sur les différents étages proposés dans notre étude ainsi une réalisation pratique afin d'obtenir un signal électroencéphalogramme lisible et exploitable.

II.2. Schéma bloc proposé :

Sur la figure II-1 est présenté le schéma bloc détaillé du dispositif électronique qui permet de mieux visualiser notre signal électroencéphalographie. Le schéma contient plusieurs étages représentés ci-dessous :

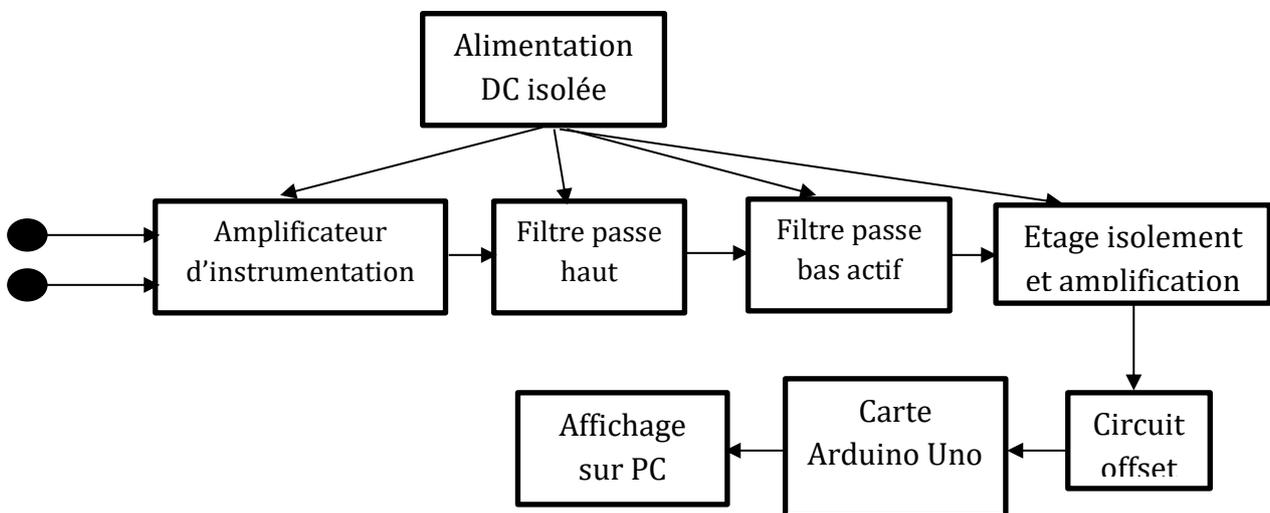


Figure II.1 : Schéma bloc du circuit

- Le bloc d'alimentation DC isolé pour alimenter tout le circuit en partant de l'étage d'amplification d'instrumentation jusqu'à l'offset.
- Le bloc d'amplification d'instrumentation qui est basé essentiellement sur le circuit intégré (INA114).
- L'étage du filtre passe haut avec une fréquence de coupure bien définie.
- Filtre passe bas actif avec une fréquence de coupure aussi bien définie.
- Etage d'isolement et d'amplification basé sur le principe d'isolation optique.
- Circuit d'offset qui peut rajouter une composante continue au signal.

Réalisation d'un circuit de mise en forme du signal encéphalogramme

II.3 Alimentation DC isolé :

II.3.1 Alimentation DC :

II.3.1.1. Définitions et étude théorique :

Dans cet étage contient une alimentation symétrique. La réalisation de cet étage est basé sur un transformateur abaisseur de 230V à 12V et un circuit de mise en forme qui contient des régulateurs et des condensateurs. La tension de sortie est de -12V. Le circuit de mise permet d'avoir une tension de ± 5 .

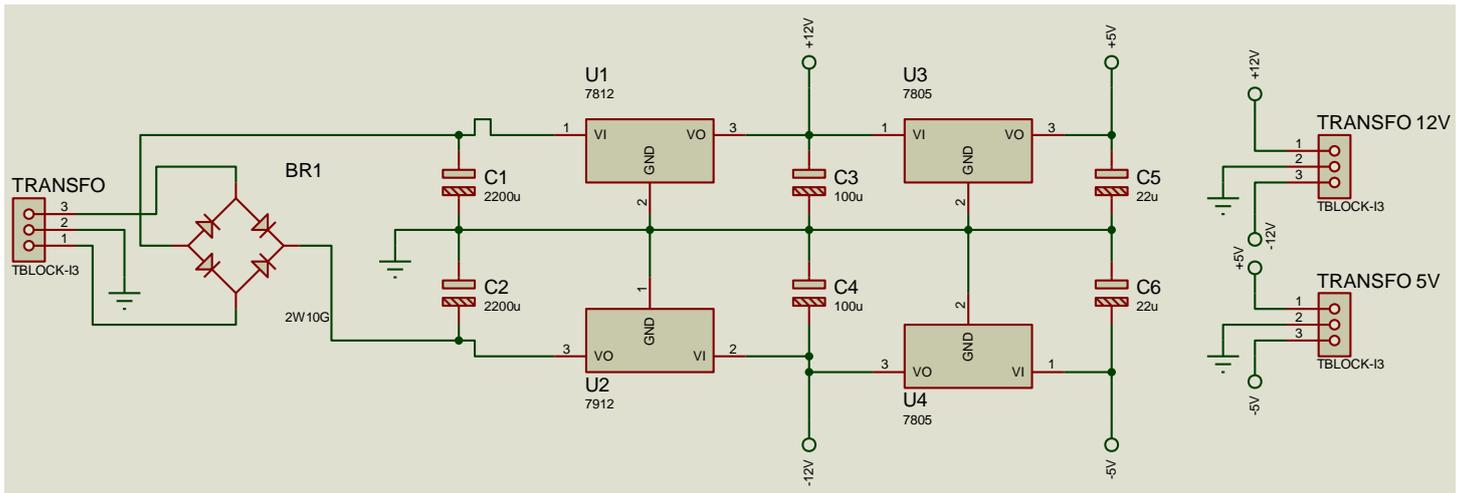


Figure II.2 : Schéma d'étage d'alimentation symétrique

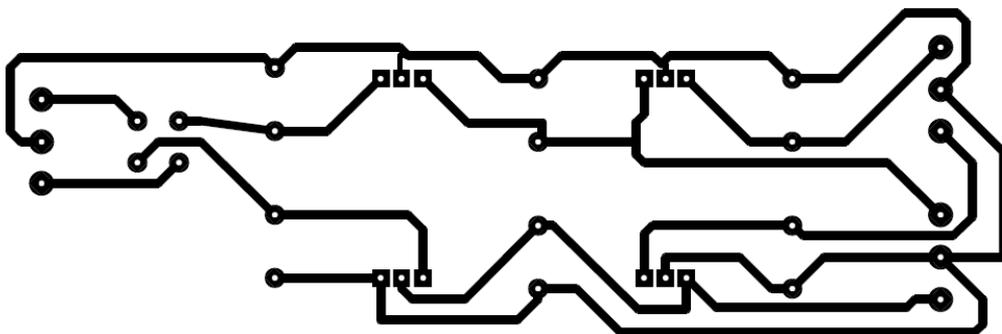


Figure II.3 : Schéma du circuit imprimé d'étage d'alimentation symétrique

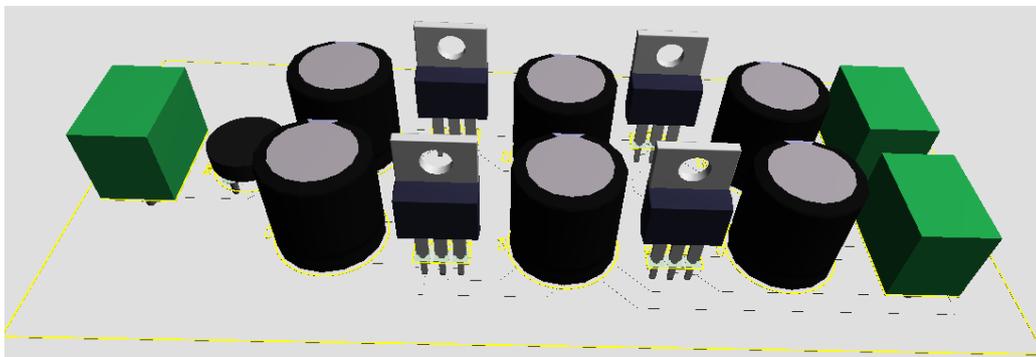


Figure II.4 : Vue en 3D d'étage d'alimentation symétrique

Réalisation d'un circuit de mise en forme du signal encéphalogramme

Cet étage est composé de plusieurs composants qui sont :

- Transformateur abaisseur 230V/12V.
- Pont de diodes permet le redressement du signal.
- Condensateur permettent un meilleur lissage.
- Régulateurs de tension de références 7812 et 7912.
- Régulateurs de tension de référence 7805 et 7905.

1. Transformateur abaisseur 230V/12V :

➤ Définition :

Un transformateur est un convertisseur « alternatif-alternatif » qui permet de modifier la valeur d'une tension alternative en maintenant sa fréquence et sa forme inchangées. Le transformateur est un appareil qui peut :

- Transformer une tension alternative d'une grandeur à une autre grandeur.
- Transformer un courant alternatif d'une grandeur à une autre grandeur.
- Isoler un circuit électrique d'un courant continu circulant dans un autre circuit électrique.
- Faire paraître une impédance comme ayant une autre valeur.

Les transformateurs sont des machines électriques entièrement statiques, cette absence de mouvement est d'ailleurs à l'origine de leur excellent rendement. Leur utilisation est primordiale pour le transport de l'énergie électrique où l'on préfère « transporter des volts plutôt que des ampères ». Ils assurent l'élévation de tension entre la source (alternateurs EDF fournissant du 20000 V) et le réseau de transport (400000 V en Europe), puis ils permettent l'abaissement de la tension du réseau vers l'utilisateur. Un transformateur monophasé est constitué de 2 bobines en fil de cuivre, l'une dite est dite "primaire", l'autre "secondaire". Ces bobines sont enroulées sur un noyau magnétique constitué d'un empilage de tôles minces en acier. Celui-ci permet de relier magnétiquement le primaire et le secondaire en canalisant les lignes de champ magnétiques produites par le primaire [4].

➤ Symbole :

On trouve deux symboles. Sur celui de la Figure II.3.1, les trois barres verticales symbolisent le noyau magnétique qui permet à l'énergie magnétique de passer du bobinage primaire au bobinage secondaire.

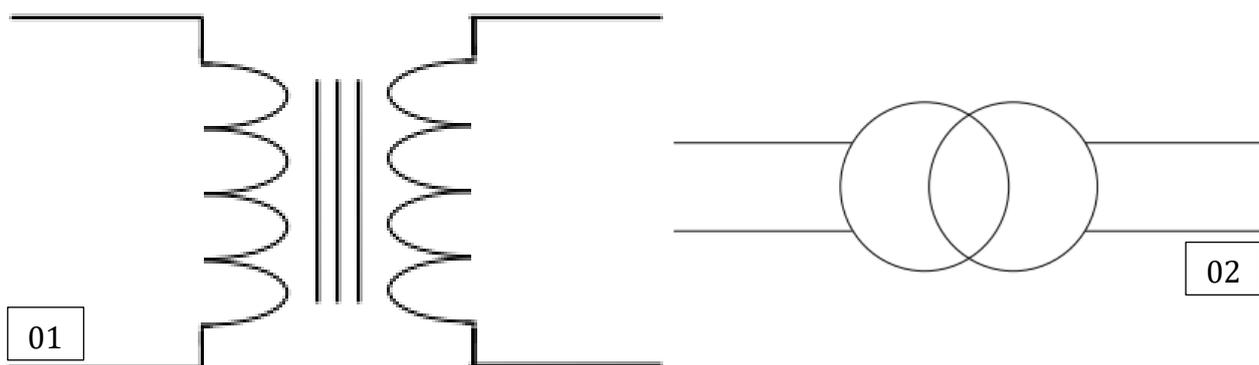


Figure II. 5 : Symbole représente un transformateur

➤ Principe de fonctionnement :

L'un des deux bobinages joue le rôle de primaire, il est alimenté par une tension variable et donne naissance à un flux magnétique variable dans le circuit magnétique. Le circuit magnétique conduit avec le moins de réluctance possible les lignes de champ magnétique créées par le primaire dans les spires de

Réalisation d'un circuit de mise en forme du signal encéphalogramme

l'enroulement secondaire. D'après la loi de Faraday, ce flux magnétique variable induit une force électromotrice dans le deuxième bobinage appelé secondaire du transformateur. De par son principe, le transformateur ne peut pas fonctionner s'il est alimenté par une tension continue. Le flux doit être variable pour induire une f.é.m. au secondaire, il faut donc que la tension primaire soit variable. Le transformateur est réversible, chaque bobinage peut jouer le rôle de primaire ou de secondaire. Le transformateur peut être abaisseur ou élévateur de tension.

Un transformateur comprend :

- Un circuit magnétique fermé, son rôle est de transmettre le plus efficacement possible l'énergie magnétique du primaire, qui la génère, au secondaire. Il doit donc être :
 - De perméabilité magnétique aussi haute que possible.
 - D'hystérésis aussi faible que possible pour limiter les pertes.
 - Feuilleté (tôles de 0,2 à 0,3 mm d'épaisseur) afin de limiter les courants de Foucault.
 - De résistance électrique aussi élevée que possible, toujours dans le but d'affaiblir les courants de Foucault, à cette fin on utilise des aciers au silicium.
- Deux enroulements (bobines) :
 - Le primaire alimenté par un générateur de tension alternative de tension V_1 et comportant n_1 spires. Il absorbe le courant I_1 . Le primaire transforme l'énergie électrocinétique reçue en énergie magnétique. C'est un récepteur d'énergie électrique.
 - Le secondaire comporte n_2 spires ; il fournit, sous la tension V_2 , un courant I_2 au dipôle récepteur. Le secondaire transforme l'énergie magnétique reçue du primaire en énergie électrocinétique. C'est un générateur d'énergie électrique.

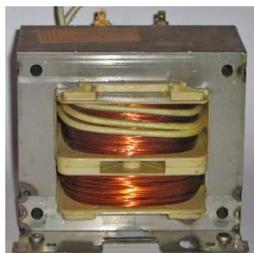


Figure II.6 : Transformateur abaisseur 230V/12V

2. Pont de diodes :

➤ **Définition :**

Un pont de diodes, aussi appelé pont de Graetz, ou redresseur double alternance, est un assemblage en pont de 4 diodes permettant de redresser le courant alternatif en courant continu. Bien qu'il y ait d'autres montages pour redresser le courant, ce montage reste le moyen le plus répandu pour réaliser cette fonction [5].

➤ **Montage électrique :**

Les diodes sont placées astucieusement afin que le courant d'entrée qui est tantôt positif et tantôt négatif ne passe que dans un seul sens dans les fils de sortie. Pour faire simple, le courant de sortie n'est autre que la valeur absolue du courant d'entrée.

Le pont de diode se présente tel que spécifié ci-dessous (**Figure II.7**).

Réalisation d'un circuit de mise en forme du signal encéphalogramme

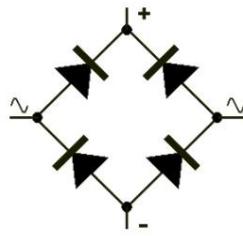


Figure II.8 : Montage pont de diodes

➤ Fonctionnement :

La figure II.6 ci-dessous permet de visualiser la façon dont le courant parcourt les branchements.

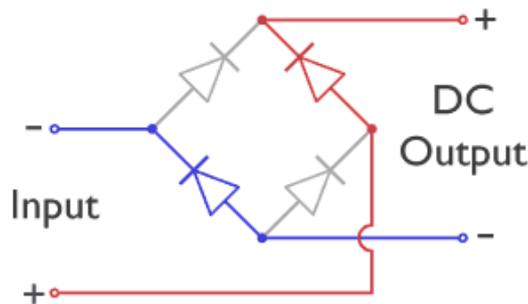


Figure II.9 : Principe de fonctionnement d'un pont de diodes

Avec un tel montage, le courant alternatif d'entrée sera redressé en sortie, comme le montre les oscillographes d'entrée et de sortie.

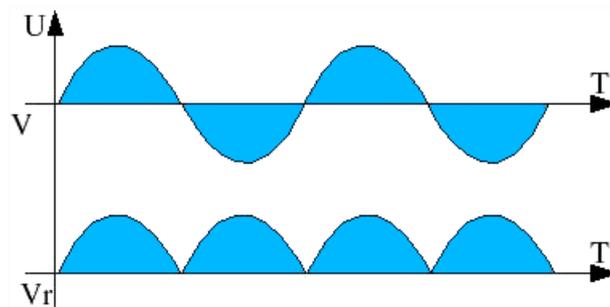


Figure II.10 : Résultat de redressement double alternance

3. Condensateur :

Le but de rajouter des condensateurs au montage et juste après l'étage de redressement et le lissage, alors plus le condensateur est grand, plus le lissage est meilleur.

On peut démontrer cette théorie par un exemple dont on fixe la valeur de la résistance à $1K\Omega$ et on change la valeur du condensateur pour remarquer le changement [6].

Réalisation d'un circuit de mise en forme du signal encéphalogramme

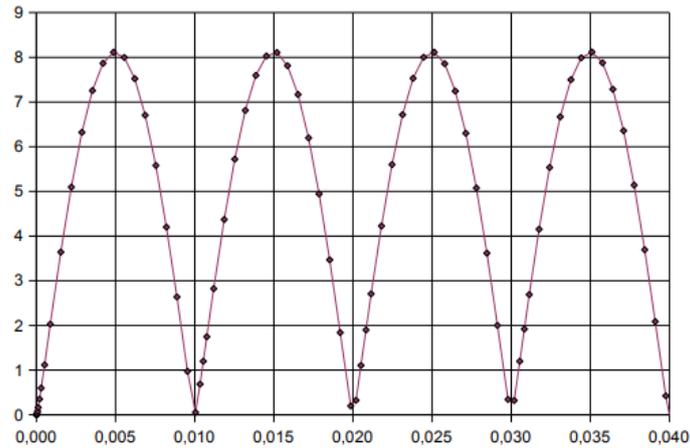


Figure II.11 : Résistance $1K\Omega$ et pas de condensateur

Lorsqu'on rajoute un condensateur

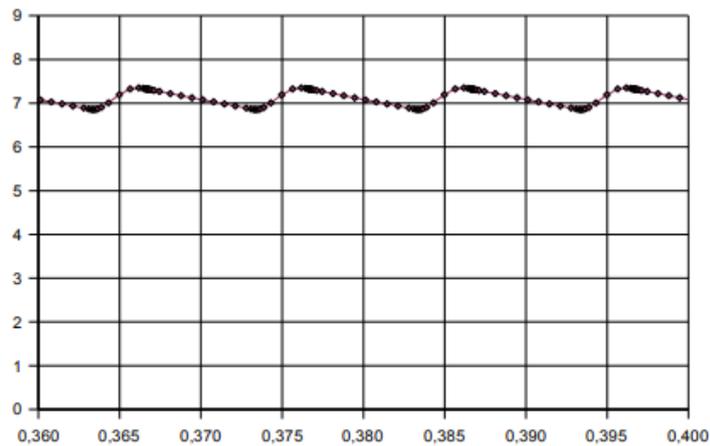


Figure II.12 : Résistance $1K\Omega$ et le condensateur $1000\mu F$

4. Régulateur de tension :

➤ Présentation :

Un régulateur de tension est un circuit intégré. Son rôle est celui d'une source de tension. A savoir qu'il doit fournir une tension constante pour n'importe quel courant de sortie, ou n'importe quelle charge. Bien sûr cela n'est vrai que pour un régulateur idéal [7].

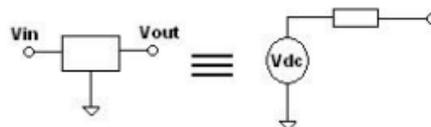


Figure II.13 : Régulateur \Leftrightarrow source de tension

Ils permettent la conception rapide d'alimentations abordables. Ces composants étant très souvent utilisés dans l'industrie électronique, leur prix est assez bas. La tension à sa sortie peut être fixe (cas des 7812, 7805 etc...) ou ajustable (LM317 etc.). Elle peut aussi bien être positive, que négative.

Réalisation d'un circuit de mise en forme du signal encéphalogramme

Pour les régulateurs à tension fixe les tensions les plus courantes sont : -15V, -12V, -5V, 3.3V, 5V, 8V, 9V, 12V, 15V, 18V, 24V etc.

➤ Etude interne :

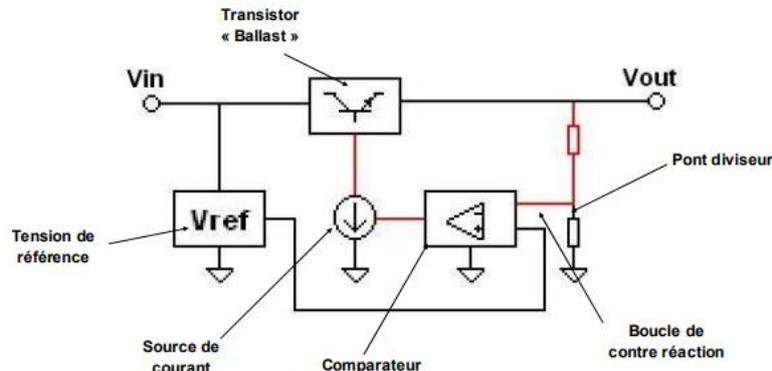


Figure II.14 : Principe d'un régulateur

La tension de sortie V_{out} est comparée (bloc comparateur) à une tension de référence V_{ref} , par la boucle de contre réaction représentée en rouge sur la figure, via un pont diviseur résistif. La source de courant permet de polariser l'étage « transistor ballast » grâce à la tension issue du comparateur. On oublie souvent la présence de cette contre réaction à l'intérieur du composant. Et certaines oscillations deviennent alors incompréhensibles. On ne s'attend pas à ce qu'un régulateur de tension, dont le but est de fournir une tension fixe, puisse osciller.

Ces composants (Figure II.12) sont intégrés dans de nombreux types de boîtiers : TO220 (traversant), SO8 (CMS), TO-92 (traversant), DPAK (CMS) SOT23 (CMS) etc.

N.B : (CMS) : Composant monté en surface ; différent aux composants qui traversent le circuit imprimé.

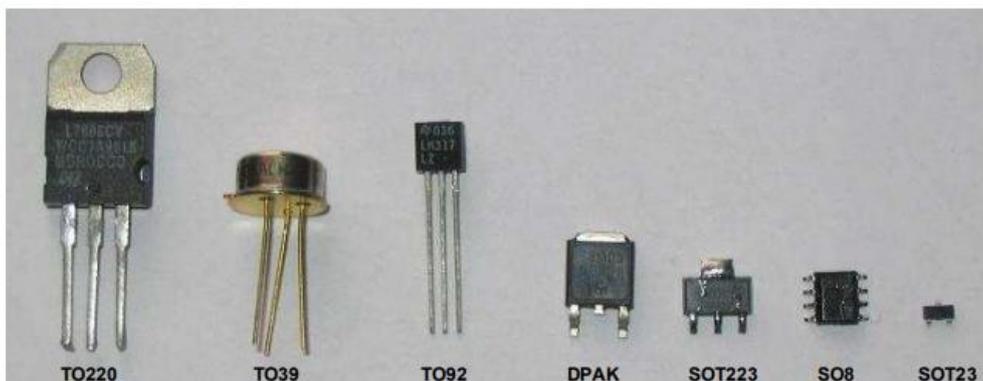


Figure II.15 : Exemples de boîtiers (régulateurs de tension)

Il faut retenir de cette présentation qu'un régulateur de tension linéaire, est un composant très pratique et peu cher. Il ne faut pas oublier que ce dernier, même s'il présente une bonne robustesse due à ses nombreuses protections, doit faire l'objet d'une attention particulière, notamment au niveau de la dissipation thermique et du découplage. Notons pour finir, qu'il existe beaucoup d'autres composants permettant la régulation de tension comme les régulateurs à découpage, qui permettent d'obtenir une élévation de tension et permettent l'augmentation des rendements de l'alimentation.

II.4 Electrodes utilisées :

Ils existent plusieurs types d'électrodes pour faire traduire une activité quoi que ce soit cardiaque, cérébrale, musculaire...etc ; on base ici dans notre étude sur les électrodes non invasives (disposés sur la peau), et de préférence qu'ils soient jetable pour éviter toute source de contamination entre les patients.

II.4.1. Méthode d'utilisation :

1. Avant de poser les électrodes sur la peau, on doit mettre le gel qui joue le rôle d'éliminateur d'air et qui assure le bon contact entre l'électrode et la peau.
2. On place les trois électrodes, deux électrodes de mesure dans une région bien définies par exemple le front de la tête et le troisième de référence, et sur un os (Exemple : le coude). Cette expérience est destinée pour détecter le mouvement des yeux.



Figure II.16 : électrodes jetables

II.4.2. Placement des électrodes pour EEG :

➤ Type d'électrodes :

Les électrodes de type flat-type, de forme différente, sont utilisées pour enregistrer des surfaces plates directement sur le corps ou le visage :

- EOG (électro-oculogramme) : électrodes exogènes (EXG) sur le visage.
- EMG (électromyogramme) : électrodes sur le corps.
- électrodes de référence.

II.5. Etage amplificateur d'instrumentation :

II.5.1. L'amplificateur opérationnel :

L'amplificateur opérationnel, souvent appelé ampli op ou AO, est un circuit intégré qui offre un gain extrêmement élevé de la différence de potentiel entre ses deux entrées. L'une de ses entrées est appelée entrée inverseuse et l'autre est appelée entrée non inverseuse. Il y a seulement une sortie. L'impédance des deux entrées est très élevée, et inversement, celle de la sortie est très faible [8].

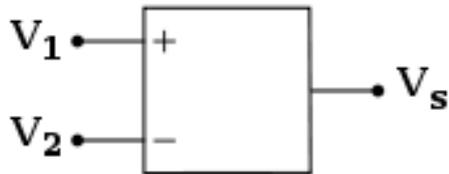


Figure II.17 : symbole standard d'un amplificateur opérationnel

II.5.2. L'amplificateur d'instrumentation :

II.5.2.1. Définition :

C'est un dispositif électronique destiné au traitement de faibles signaux électriques. On le trouve également dans la littérature sous le nom d'amplificateur d'instrumentation.

Les amplificateurs d'instrumentation ne sont pas des amplificateurs opérationnels. Ce sont des circuits complets associant plusieurs amplificateurs opérationnels et les composants nécessaires à leur bon fonctionnement : résistances, capacités...

Ces amplificateurs peuvent être fabriqués à l'aide d'éléments discrets, mais la plupart du temps, on leur préférera des amplis intégrés, se présentant sous la même forme que des amplificateurs opérationnels.

Ces composants intégrés auront plusieurs avantages sur les montages à éléments discrets :

- Simplicité de mise en œuvre.
- Nombre de composants limité.
- Très grande précision, due notamment à un ajustage par laser des résistances sur la puce.

Ce procédé va permettre d'apparier les composants de bien meilleure façon qu'avec des composants discrets, et autorisera des TRMC beaucoup plus élevés [9].

II.5.2.2. Amplificateur d'instrumentation (1er étage) :

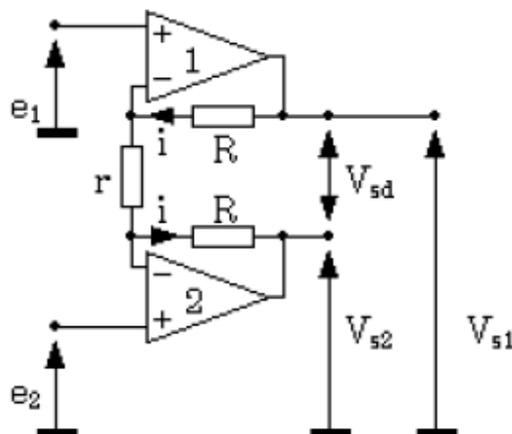


Figure II.18 : 1^{er} étage différentiel à deux AOP

La mise en équation est très simple ; on va encore utiliser le fait que les entrées V_+ et V_- des amplis sont égales, et que les impédances d'entrées sont infinies.

Réalisation d'un circuit de mise en forme du signal encéphalogramme

Le courant circulant dans r et dans les deux résistances R sera donc le même, ce qui permet d'écrire :

$$\begin{aligned}e_1 - e_2 &= R \cdot i \\V_{sd} &= (2R + r) \cdot i \\V_{sd} &= (e_1 - e_2) \frac{(2R + r)}{r}\end{aligned}$$

La tension de mode commun à l'entrée du montage est :

$$V_{MC_e} = \frac{e_1 + e_2}{2}$$

D'autre part, le mode commun en sortie vaut :

$$V_{MC_s} = \frac{V_{s1} + V_{s2}}{2}$$

II.5.2.3. Amplificateur d'instrumentation (montage complet) :

C'est le montage qui est utilisé souvent dans les applications qui sont basés sur les amplificateurs d'instrumentation. On peut citer quelques exemples d'amplificateurs d'instrumentations comme AD620 et INA 114 qui sont utilisés souvent dans les applications médicales spécifiquement dans les signaux électro physiologiques.

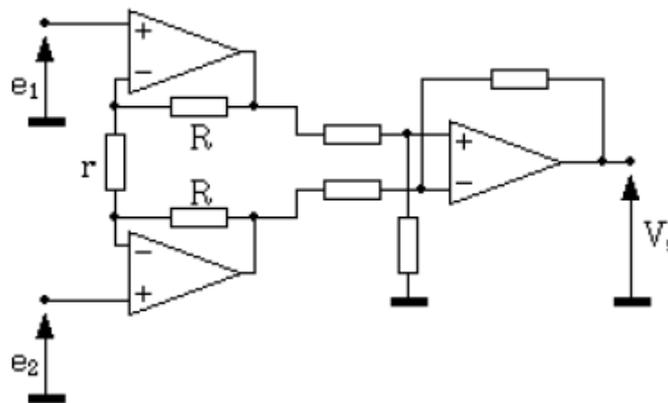


Figure II.19 : Montage différentiel à trois AOP

II.5.2.4. La réalisation pratique de l'amplificateur d'instrumentation :

Dans notre réalisation, on a choisi de travailler avec un INA114 d'Analog Devices qui est un amplificateur d'instrumentation - conçu pour être utilisé à amplifier les signaux de faible amplitude. C'est exactement notre cas d'EEG qui est un signal en millivolts (mV) dont les caractéristiques principales sont :

- Un petit voltage d'offset $50\mu V$.
- Taux de rejection en mode commun élevé : 115 dB au minimum.
- Alimentation V_{cc} allant de : $\pm 2.25V$ jusqu'à $\pm 18V$.
- Faible courant de fuite : 3mA maximum.
- Grande impédance d'entrée.
- Faible impédance de sortie.

Ce circuit intégré est utilisé dans plusieurs domaines on peut citer par exemple :

- Bridge amplificateur.
- Amplificateur thermo-coupleur.

Réalisation d'un circuit de mise en forme du signal encéphalogramme

- Instrumentation médicale comme dans notre cas ici.

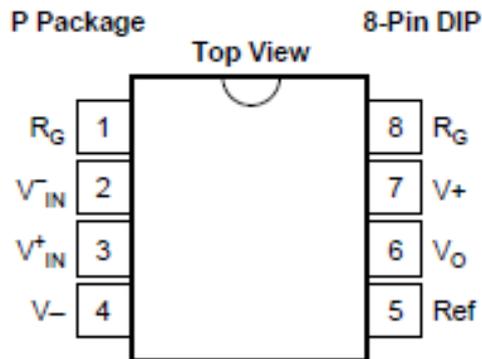


Figure II.20 : Schéma significatif d'INA114

- Paramètres du gain :

Le gain dans cet étage d'amplification est en fonction de la résistance R_G qui est connecté aux deux pates 1 et 8 alors pour calculer le gain on applique la relation : $G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G}$ C'est pour cela on peut définir quelques exemples du gain selon la valeur de la résistance R_G :

DESIRED GAIN	R_G (Ω)	NEAREST 1% R_G (Ω)
1	No Connection	No Connection
2	50.00k	49.9k
5	12.50k	12.4k
10	5.556k	5.62k
20	2.632k	2.61k
50	1.02k	1.02k
100	505.1	511
200	251.3	249
500	100.2	100
1000	50.05	49.9
2000	25.01	24.9
5000	10.00	10
10000	5.001	4.99

Figure II.21 : Tableau représente les valeurs du gain en fonction de la résistance R_G

Le schéma de la réalisation de cet étage d'amplification est représenté ci-dessous (Figure II.6) :

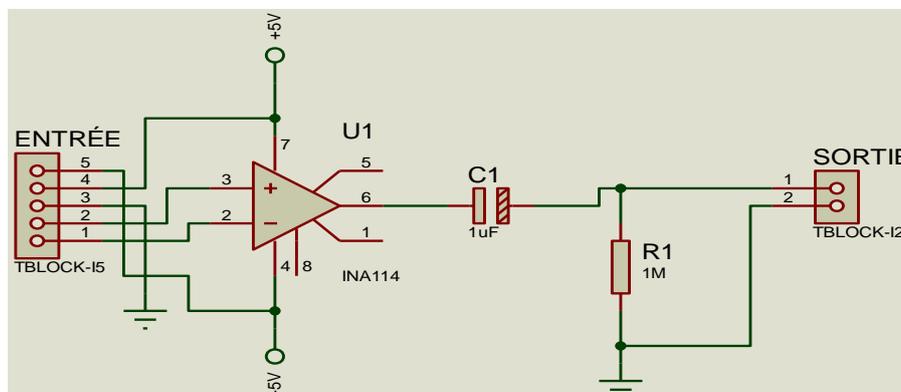


Figure II.22 : Etage d'amplification et filtre passe haut

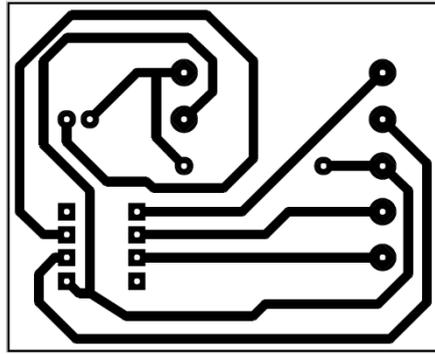


Figure II.23 : Schéma du circuit imprimé d'étage d'amplification et filtre passe-haut

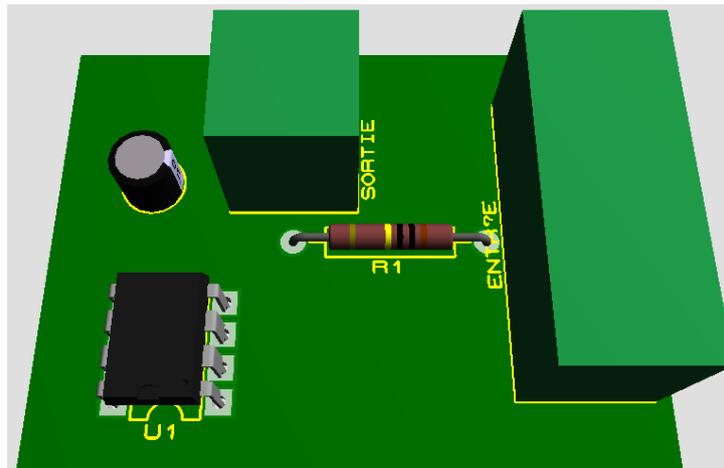


Figure II.24 : Vue en 3D d'étage d'amplification et filtre passe-haut

II.6. Etage de filtrage passe haut :

II.6.1. Etude théorique :

II.6.1.1. Définition :

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. Les filtres sont très utilisés en électronique car ce sont des circuits qui ont pour but essentiel d'éliminer les signaux indésirables dans les signaux. De ce fait il en existe deux types: les filtres actifs et les filtres passifs. Du fait que notre étude sera basée sur les filtres on aura à faire aux résistances, condensateurs et inductances aux montages à quadripôles [10].

Il peut s'agir soit :

- d'éliminer ou d'affaiblir des fréquences parasites indésirables.
- d'isoler dans un signal complexe la ou les bandes de fréquences utiles.

II.6.1.2. Caractéristiques des filtres :

Elles sont basées essentiellement sur les deux courbes de Bode du gain et de phase. Cependant la détermination de la fréquence de coupure est très importante ainsi que la phase correspondante.

II.6.1.3. Classification des filtres

On dénombre quatre types de filtre suivant la forme de leur bande passante.

- Filtre passe-bas : Ils transmettent les signaux de basse fréquence ceci dans une bande passante située entre $[0, f_c]$.

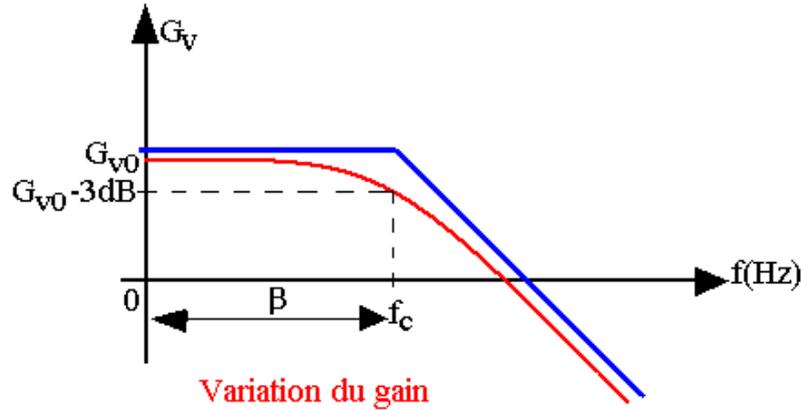


Figure II.25 : Réponse fréquentielle du filtre passe-bas

- Filtre passe-haut : Ils transmettent les signaux de haute fréquence et atténuent les signaux de basse fréquence. Cependant la fréquence supérieure de coupure étant vers l'infini, la bande passante est comprise entrée f_c vers l'infini.

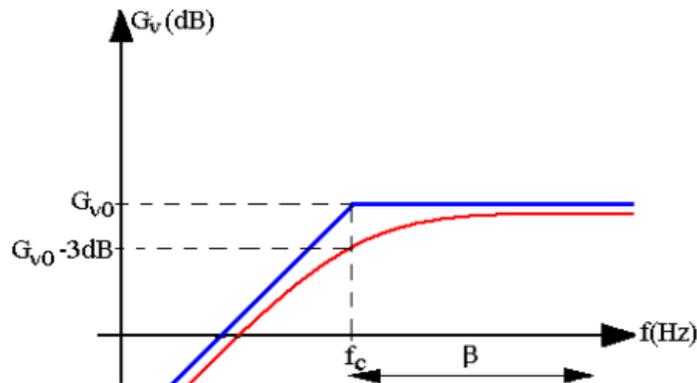


Figure II.26 : Réponse fréquentielle du filtre passe-haut

- Filtre passe-bande : Ils transmettent les signaux dans une bande de fréquence comprise entre f_{ic} et f_{sc} d'où la bande passante $B = [f_{ic} ; f_{sc}]$.

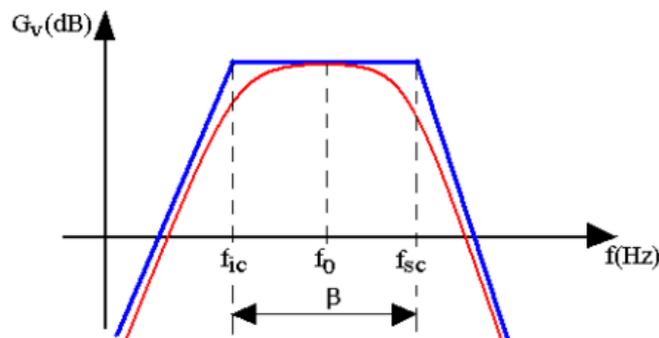


Figure II.27 : Réponse fréquentielle du filtre passe-bande

Réalisation d'un circuit de mise en forme du signal encéphalogramme

Sachant que : $f_0 = \frac{1}{2}B$

- Filtre coupe-bande : Ils ont pour particularité d'atténuer les signaux d'une bande de fréquence et de transmettre les autres fréquences dans les intervalles suivants $[0; f_1] \cup [f_{s2}; -\infty [$.

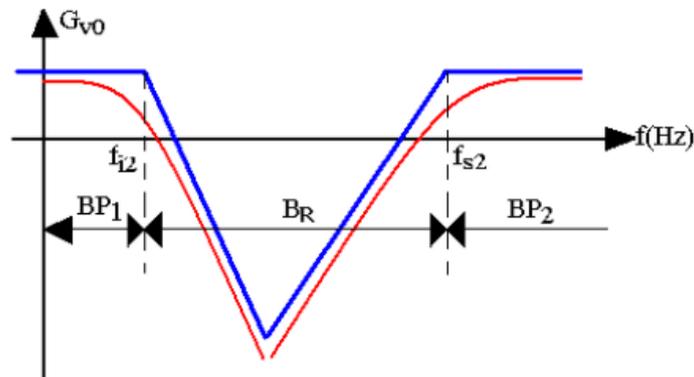


Figure II.28 : Réponse fréquentielle du filtre coupe-bande

II.6.1.4. Efficacité des filtres passifs :

On dira qu'un filtre est efficace lorsque dans le domaine de fréquence à éliminer la pente de la courbe de gain est élevée. Ainsi les pentes sont les asymptotes obliques.

Pour une pente de $\pm 20\text{dB}$ (décade) ou de $\pm 6\text{dB/Oct}$, on dira que le filtre est du premier ordre.

Pour une pente de $\pm 40\text{dB/décade}$ ou $\pm 12\text{dB/Octave}$, on dira que le filtre est du second ordre.

Ainsi par récurrence, on parlera du filtre du n ème ordre avec $A=1; 2; 3; 4$ suivant le pas à 20dB .

Lorsqu'on trace le diagramme de Bode on a le choix d'utiliser les pentes en dB/décade ou en dB/Octave . Il faut se rappeler qu'une décade de fréquence est une multiplication par 10 tandis qu'une octave de fréquence est une multiplication par 2.

II.6.1.5. Filtres actifs :

Ils sont généralement construits au tour d'un élément actif (AOP ou transistor).

- Filtre actif du premier ordre : Les plus simples utilisent les structures des filtres passifs suivis d'un étage suiveur en tension.

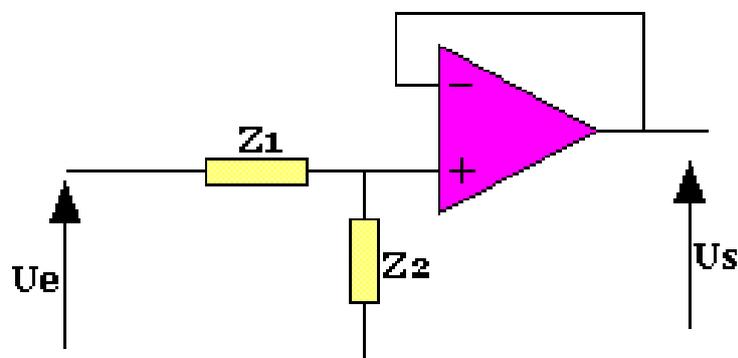


Figure II.29 : Montage du filtre actif du premier ordre

Réalisation d'un circuit de mise en forme du signal encéphalogramme

- Filtre actif du deuxième ordre : Il existe une multitude de structures à AOP, mais les plus courants sont les structures universelles de RAUCH et de SALLEN KEY.

II.6.2. Réalisation pratique du filtre passe-haut

Juste après l'étage d'amplificateur d'instrumentation, on trouve le filtre passe haut qui contient un condensateur en série avec une résistance.

On commence par le condensateur qui a comme valeur $1\mu F$

Ensuite la résistance qui a comme valeur $1M\Omega$.

II.7. Etage de filtrage passe bas actif :

Il se base essentiellement sur un circuit intégré (amplificateur opérationnel) de référence CA3140 qui a comme caractéristiques :

- Deux avantages : combine les transistors PMOS de haute tension (voltage) et les transistors bipolaires de haute tension (voltage).
- Alimentation V_{CC} allant de : $\pm 2V$ jusqu'à $\pm 18V$.
- Très grande impédance d'entrée.
- Très faible impédance de sortie.
- Taux de rejection en mode commun : 90dB.

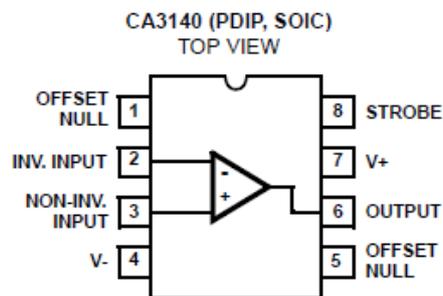


Figure II.30 : Schéma significatif d'INA114

Peut être utilisé dans plusieurs domaines :

- Détecteur de pics.
- Compérateur.
- Filtre actif comme pour notre cas.

Ce filtre a pour rôle d'éliminer les fréquences qui sont supérieures à 48Hz et laisse passer celles qui sont inférieures à 48Hz. Alors la fréquence de coupure de ce filtre est de 48Hz.

Ce filtre contient physiquement un circuit intégré, des résistances et des condensateurs de telle façon que la fréquence de coupure soit 48Hz.

Réalisation d'un circuit de mise en forme du signal encéphalogramme

On a choisi cette fréquence (48Hz) pour :
➤ Eliminer les 50Hz de l'alimentation.

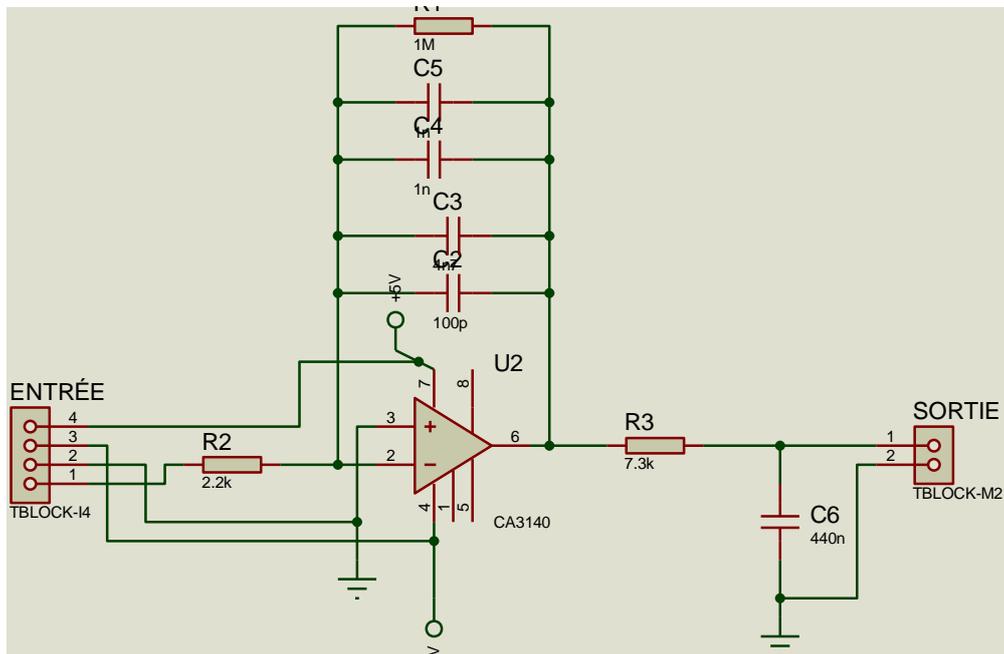


Figure II.31 : Montage du filtre passe bas actif

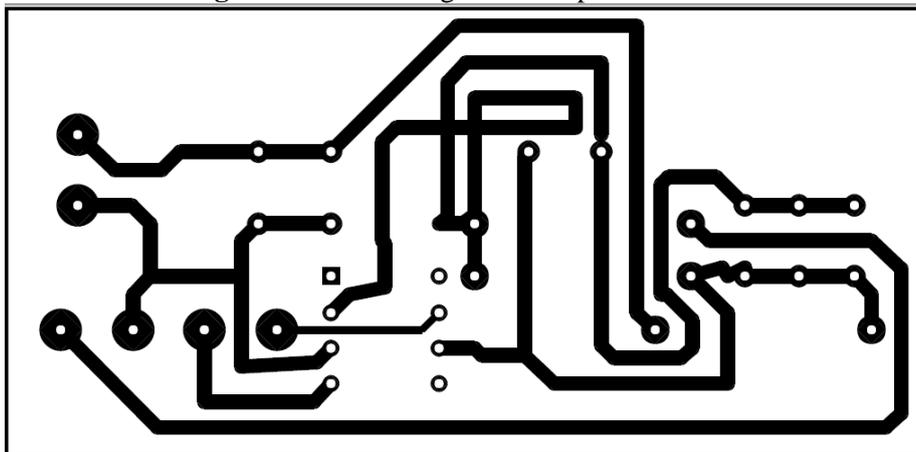


Figure II.32 : Schéma du circuit imprimé du circuit du filtre passe bas actif

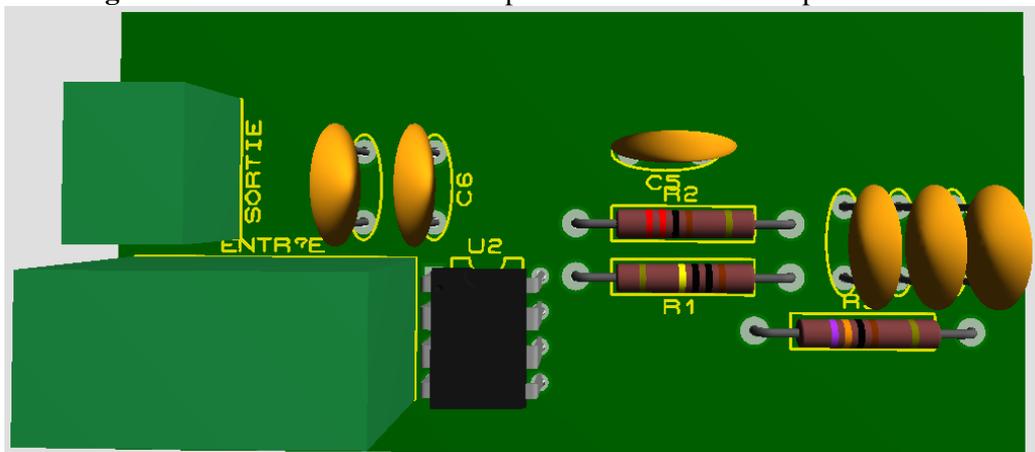


Figure II.33 : Vue en 3D d'étage du filtre passe-bas actif

II.8. Etage d'isolement et d'amplification :

Les accidents électriques dû aux dispositifs médicaux constatés de façon récurrente dans les établissements de santé, ont amené, les organismes nationaux ou internationaux à mettre e en place des référentiels pour l'activité biomédicale afin d'apporter une solution.

La norme NF EN 62353 qui est l'un des référentiels, précise donc des méthodes de contrôle de la sécurité électrique, les suivis récurrents et la gestion des résultats de ces contrôles des dispositifs médicaux.

Au vu de la simplicité de ses méthodes de contrôle par rapport aux a l'ancien référentiel en l'occurrence la CEI 60601-1, la NF EN 62353 doit être connue et appliquée pour avoir des dispositifs médicaux sécurisés. L'adoption de cette norme et l'implication des utilisateurs permettront d'aboutir à la sécurité électrique du patient.

II.8.1. Etude théorique :

Le courant de fuite d'un appareil se définit comme le courant circulant entre les parties soumises à une tension électrique et les parties métalliques accessibles. Normalement, ce courant présente une petite composante résistive due aux fuites dans l'isolement des câbles d'alimentation, ainsi qu'une forte composante réactive due au couplage capacitif et inductif entre les câbles d'alimentation, les transformateurs, etc. et le châssis. Si l'appareil dispose d'un conducteur de mise à la terre, la tension présente sur son châssis sera égale au courant de fuite multiplié par la résistance du fil. Cette tension, normalement, n'est jamais supérieure à quelques millivolts, situation généralement inoffensive pour le patient. Pourtant, dans certains cas, le problème se complique si le patient est relié à un appareil par un cathéter ou des aiguilles sous-cutanées.

II.8.1.1. Rupture du conducteur de la terre :

Dans la figure suivante représente un appareil dont le courant de fuite I_f se divise en deux parties, l'une passant par le fil de terre et l'autre par le cathéter du patient. Pour un courant I_f de $100 \mu A$, une résistance R_m de $1 Q$ et R_p de $500 Q$ (valeurs typiques de l'application sous-cutanée), un courant de $0,2 \mu A$ traversera le patient et de $99,8 \mu A$ le fil de terre. Cette situation est parfaitement acceptable sauf en cas de rupture du fil de terre; dans ce cas, les $100 \mu A$ circulent à travers le patient entraînant sans aucun doute un microchoc.

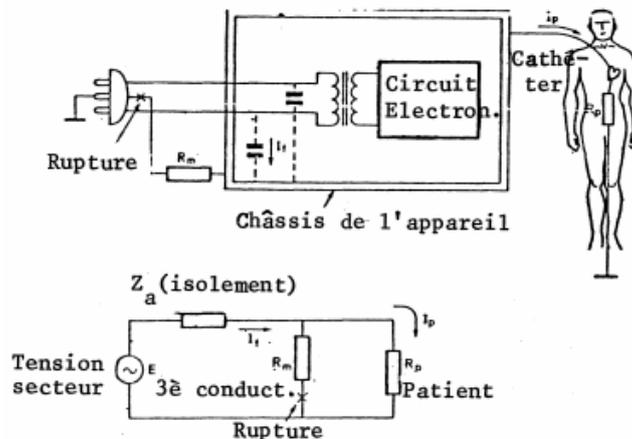


Figure II.34 : Rupture du fil de terre dans le cas d'un patient cathétérisé et schéma équivalent

Réalisation d'un circuit de mise en forme du signal encéphalogramme

Il existe plusieurs solutions à ce problème :

1. Diminuer au maximum les courants de fuite; cependant les amener en dessous de $10 \mu\text{A}$ est pratiquement impossible.
2. Introduire un dispositif qui contrôle l'intégrité du conducteur de terre. Cette méthode coûteuse n'évite pas par elle-même le microchoc, mais permet de le prévoir.
3. Disposer d'un deuxième conducteur de terre.
4. Vérifier l'intégrité du conducteur de terre avant chaque utilisation.
5. Isoler les connexions électriques avec le patient, c'est-à-dire augmenter l'impédance du sujet vue par l'appareil (R_p). Ceci se réalise à l'aide de coupleurs optiques, électromagnétiques, etc ...

La cinquième solution représente notre réalisation qui est basé sur le principe de photo coupleur qui a pour but d'isolé les connexions électriques avec le patient, cela permet de respecter les lois de sécurité des équipements électro-médicaux.

II.8.2. Notre réalisation :

Dans notre cas on applique un montage qui est basé sur deux photos coupleurs de référence 4N25 qui a comme caractéristiques :

- Contient une LED infrarouge et un phototransistor NPN en silicium.

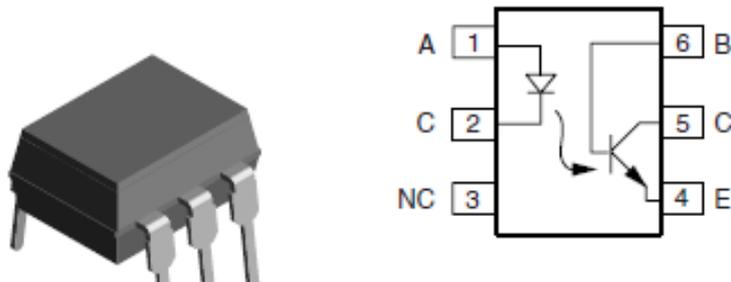


Figure II.35 : Schéma significatif de 4N25

Cet étage contient des résistances et des condensateurs ainsi que des varistances, le rôle de chaque composant est :

- Les résistances et les condensateurs ont pour rôle l'amplification et le filtrage du signal.
- La première varistance a pour rôle le réglage d'offset et l'élimination de la composante continue.
- La deuxième varistance a pour rôle le réglage du gain de l'étage d'amplification.

Et aussi dans notre cas on a des circuits intégrés (amplificateur opérationnel) de référence OP07 qui ont pour caractéristiques :

- Grande impédance d'entrée.
- Basse impédance de sortie.
- Alimentation V_{CC} allant de : $\pm 3V$ jusqu'à $\pm 18V$.
- Grand taux de rejection en mode commun : 106dB.

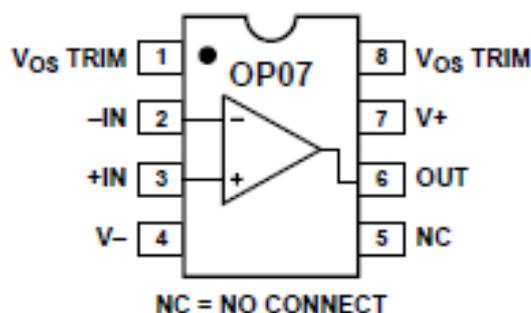


Figure II.36 : Schéma significatif d'OP07

Réalisation d'un circuit de mise en forme du signal encéphalogramme

Le schéma bloc du circuit d'isolement et d'amplification est représenté comme suite :

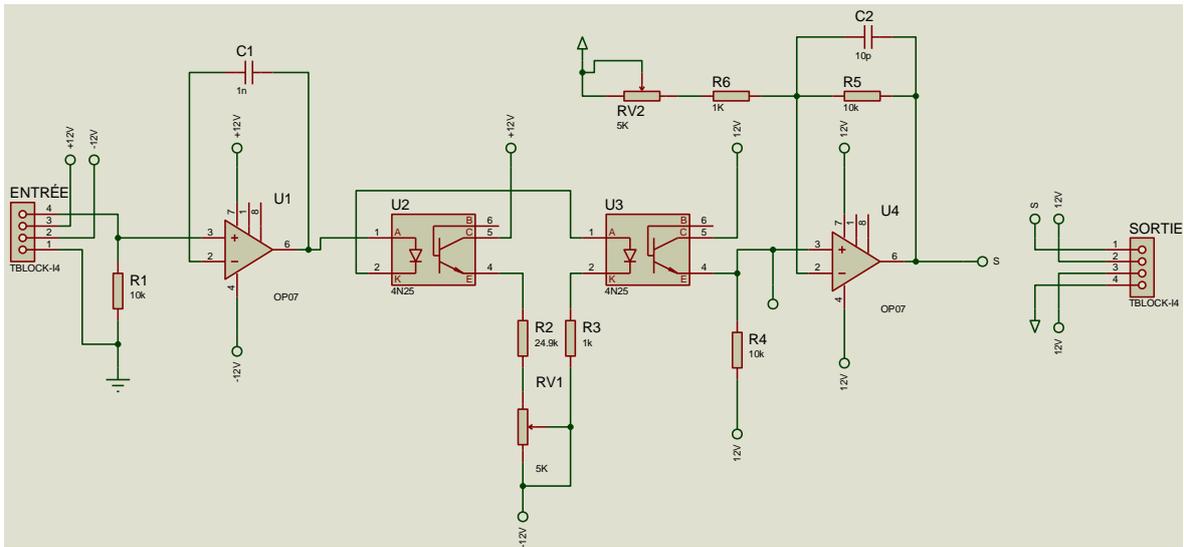


Figure II.37 : Etage d'isolement et d'amplification

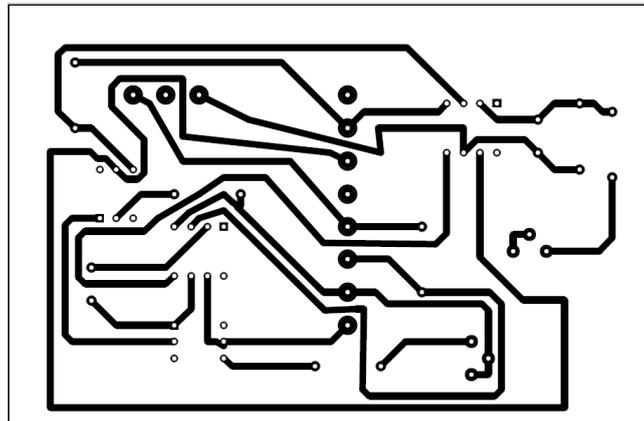


Figure II.38 : Schéma du circuit imprimé d'étage d'isolement et d'amplification

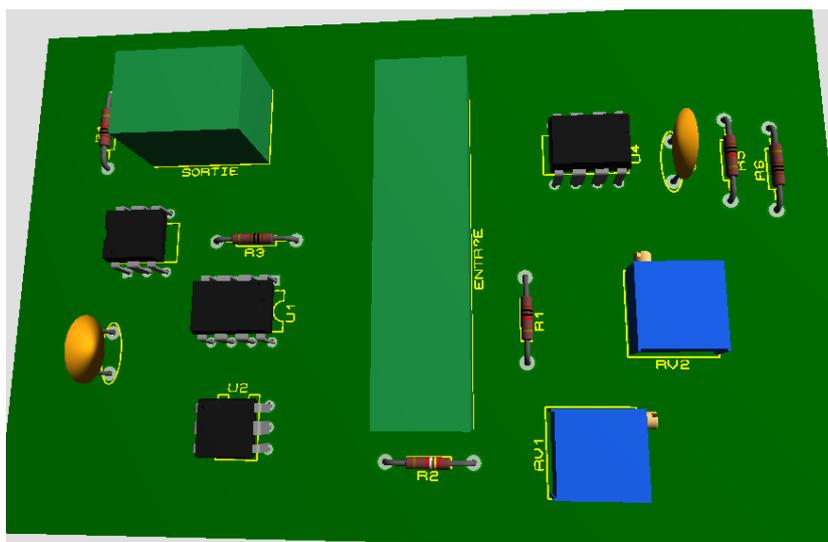


Figure II.39 : Vue en 3D d'étage d'isolement et d'amplification

Réalisation d'un circuit de mise en forme du signal encéphalogramme

Le but de cet étage d'isolement et d'amplification est d'éliminer les bruits en faisant moduler et démoduler le signal en lui passant par des photos coupleurs (émission/réception infrarouge), et d'amplifier le signal en lui passant par des amplificateurs opérationnels.

II.9. Etage d'offset :

Cet étage a pour rôle de rajouter une composante continue bien calculée au signal pour que ce dernier soit compris entre 0V et 5V à cause du microcontrôleur qui sera utilisé par la suite, dans notre cas on utilise un Arduino Uno (ce microcontrôleur peut recevoir que l'information qui est comprise entre 0 et 5V) c'est l'objectif d'utiliser cet étage dans notre circuit.

Le circuit d'offset est un simple montage diviseur de tension basé sur un circuit intégré (amplificateur opérationnel) de référence TL081 qui a comme caractéristiques :

- Contient un transistor à effet de champ de tension élevé (J-FET) et un transistor bipolaire.
- Grande impédance d'entrée.
- Faible impédance de sortie.
- Alimentation V_{CC} allant jusqu'à $\pm 18V$.
- Taux de rejection en mode commun de : 86dB.

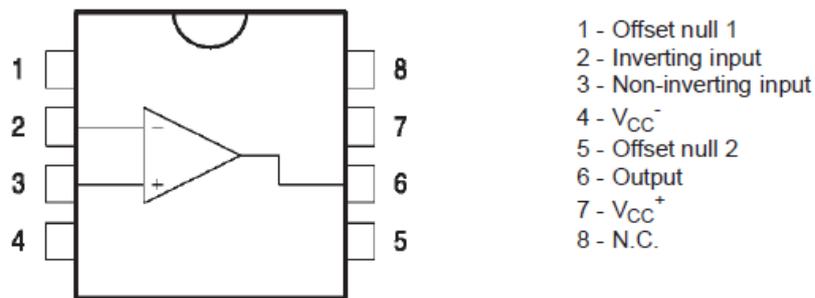


Figure II.40 : Schéma significatif du TL081

Le circuit d'offset est un diviseur de tension qui contient aussi des résistances de $1K\Omega$ et une varistance de $5K\Omega$.

Le schéma bloc du circuit d'offset est représenté comme suite :

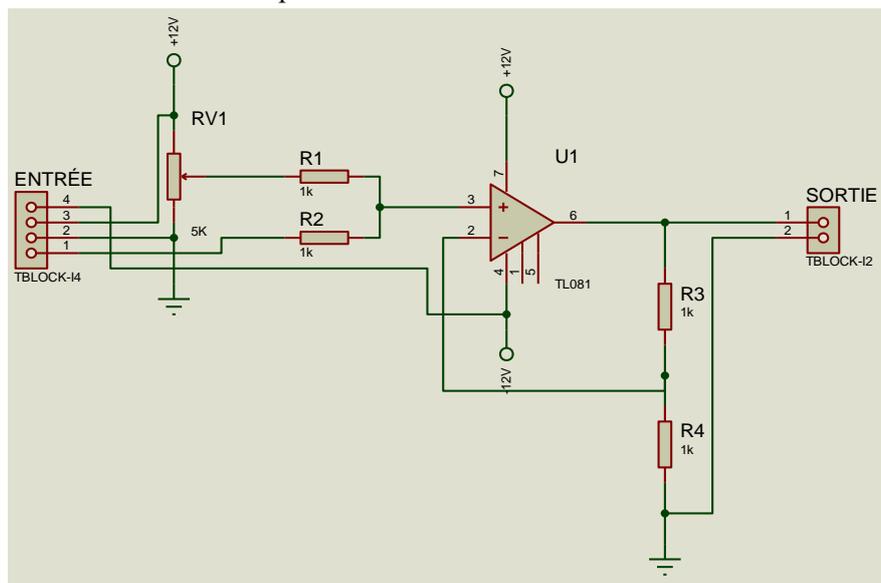


Figure II.41 : Montage d'étage d'offset

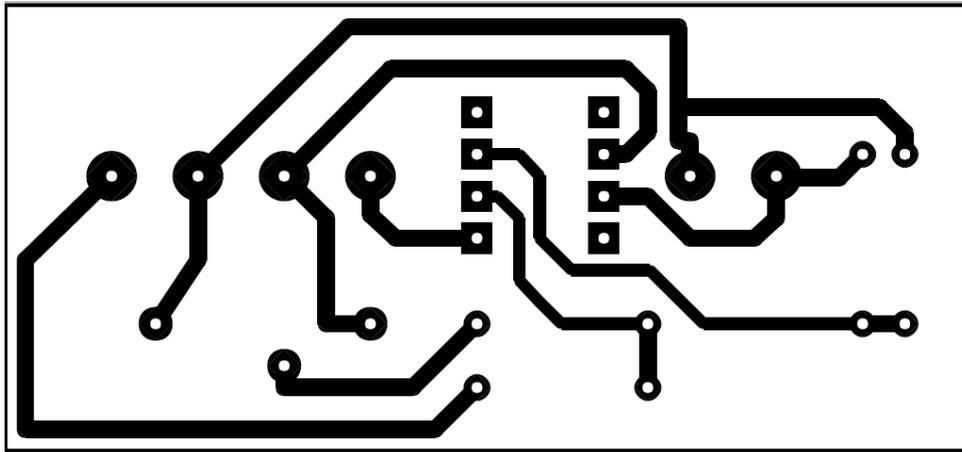


Figure II.42 : Schéma du circuit imprimé d'étage d'offset

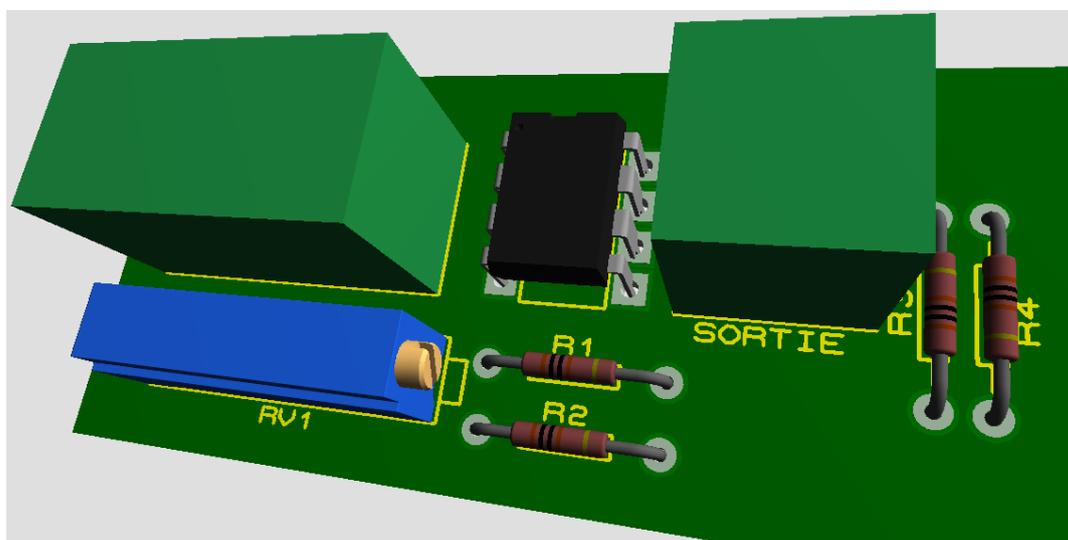


Figure II.43 : Vue en 3D d'étage d'offset

II.10. Affichage du signal :

Après étape de visualisation du signal sinusoïdale sur un oscilloscope, on passe à l'étape d'affichage sur ordinateur ; l'outil essentiel qui permet de transmettre les informations de la carte d'acquisition vers le PC est le microcontrôleur (dans notre cas on utilise l'Arduino Uno).

II.10.1. Etapes de conversion analogique numérique :

➤ Définition :

Un convertisseur analogique - numérique (CAN) est un dispositif électronique permettant la conversion d'un signal analogique en un signal numérique.

Conceptuellement, la conversion analogique - numérique peut être divisée en trois étapes : l'échantillonnage temporel, la quantification et le codage.

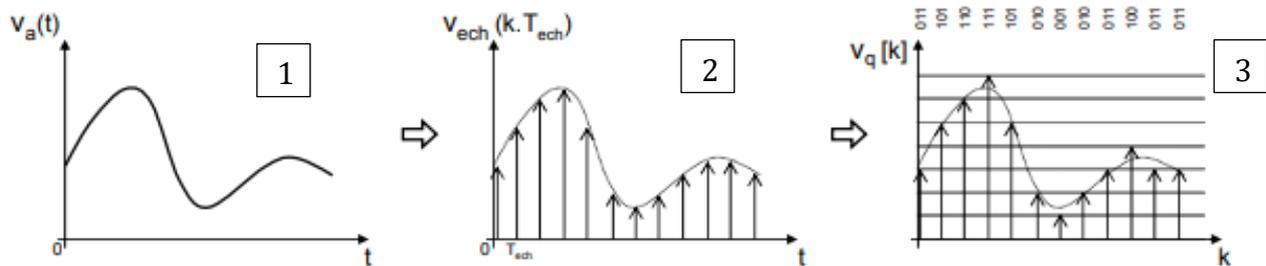


Figure II.44 : différentes étapes de conversion (signal analogique puis l'échantillonnage puis la quantification)

Un signal analogique, $v_a(t)$ continu en temps et en amplitude (Figure II.1 (1)) est échantillonné à une période d'échantillonnage constante T_{ech} . On obtient alors un signal échantillonné $v_{ech}(k.T_{ech})$ discret en temps et continu en amplitude (Figure II.2 (2)). Ce dernier est ensuite quantifié, on obtient alors un signal numérique $v_q[k]$ discret en temps et en amplitude (Figure II.3 (3)). La quantification est liée à la résolution du CAN (son nombre de bits) ; dans l'exemple précédent $v_q[k]$ peut prendre huit amplitudes différentes (soit 2^3 , 3 étant le nombre de bits du CAN). La (Figure II.4 (3)) présente également le code numérique sur trois bits (en code binaire naturel) associé à $v_q[k]$ en fonction du temps.

On peut conclure sur le fait que les cartes Arduino sont un puissant outil de prototypage pour les cartes électroniques. Mais aussi, elles permettent un accès facile et intuitif à l'informatique embarqué. On pourra ainsi enrichir tous ces projets d'un microcontrôleur pour leur donner une plus-value importante. L'Arduino UNO est une des cartes les plus courantes. C'est la première de ce genre. Il existe cependant d'autres versions de cartes Arduino plus adaptées pour certains projets. Pour certains projet il va falloir, par exemple, plus d'entrées/sorties.

II.11. Conclusion

Dans ce chapitre on a eu l'occasion de voir les différents étages en détail qui permet de traiter analogiquement et visualiser le signal EEG. Le circuit réalisé contient des différents étages tels l'étage d'alimentation qui assure l'alimentation symétrique pour tout le circuit, un étage d'amplification, un étage de filtrage, un étage d'isolement, et finalement l'étage d'offset. En effet un dernier étage est constitué par la carte Arduino UNO serait présenté dans le dernier chapitre. Cette carte a comme rôle la conversion analogique numérique.

Chapitre III

Etude et Réalisation d'un circuit de mise en forme du signal EEG

-Résultats-

III. CHAPITRE 03 : Tests et résultats

III.1. Introduction

Le chapitre précédent a été consacré pour l'étude théorique et la réalisation pratique du circuit de mise en forme du signal EEG. Le présent chapitre a comme objectifs :

- Le test d'électroencéphalogramme à la sortie de chaque étage du circuit.
- La visualisation du signal EEG sur PC.
- Le traitement numérique du signal sous logiciel MATLAB.
- L'Interprétations des résultats obtenus.

Dans ce chapitre on est sensé à faire une étude pratique sur les résultats obtenues à la sortie de chaque étages proposés dans notre étude afin d'atteindre notre objectif globale qui est l'obtention d'un signal électroencéphalogramme lisible et utile.

III.2. Schéma bloc proposé :

Rappelons que le schéma bloc proposé contient les étages suivants :

- un bloc d'alimentation DS isolée pour alimenter tout le circuit en partant de l'étage d'amplification d'instrumentation jusqu'à l'offset.
- Un bloc d'amplification basé essentiellement sur le circuit intégré (INA114).
- Un étage de filtrage constitué d'un filtre passe haut et un filtre passe bas actif.
- Un étage d'isolement et d'amplification basé sur le principe d'isolation optique.
- Un circuit d'offset afin d'ajouter une composante continue au signal.

III.3. Etage amplificateur d'instrumentation :

Dans notre projet de fin d'étude, nous avons choisi d'amplifier le signal EEG avec l'amplificateur d'instrumentation INA114 d'Analog Devices. Cet amplificateur est conçu pour être utilisé à amplifier les signaux de faible amplitude. Ceci le rend très adéquat pour amplifier le signal EEG qui est de quelque millivolt (mV).

Le gain de cet amplificateur est ajustable à travers la résistance externe R_G selon la formule 3.1.

$$G = 1 + \frac{50K\Omega}{R_G} \quad \text{Eq.3.1}$$

Pour notre réalisation, on a fixé la résistance à 100Ω , ce qui donne un gain de :

$$G = 501 \quad \text{Eq.3.2}$$

Afin de tester le bon fonctionnement de cet amplificateur On injecte un signal sinusoïdal d'amplitude 30mV son entrée. On mesure l'amplitude du signal à la sortie de l'amplificateur et on calcule expérimentalement le gain. Les résultats de ce test sont illustrés sur la figure III.1.

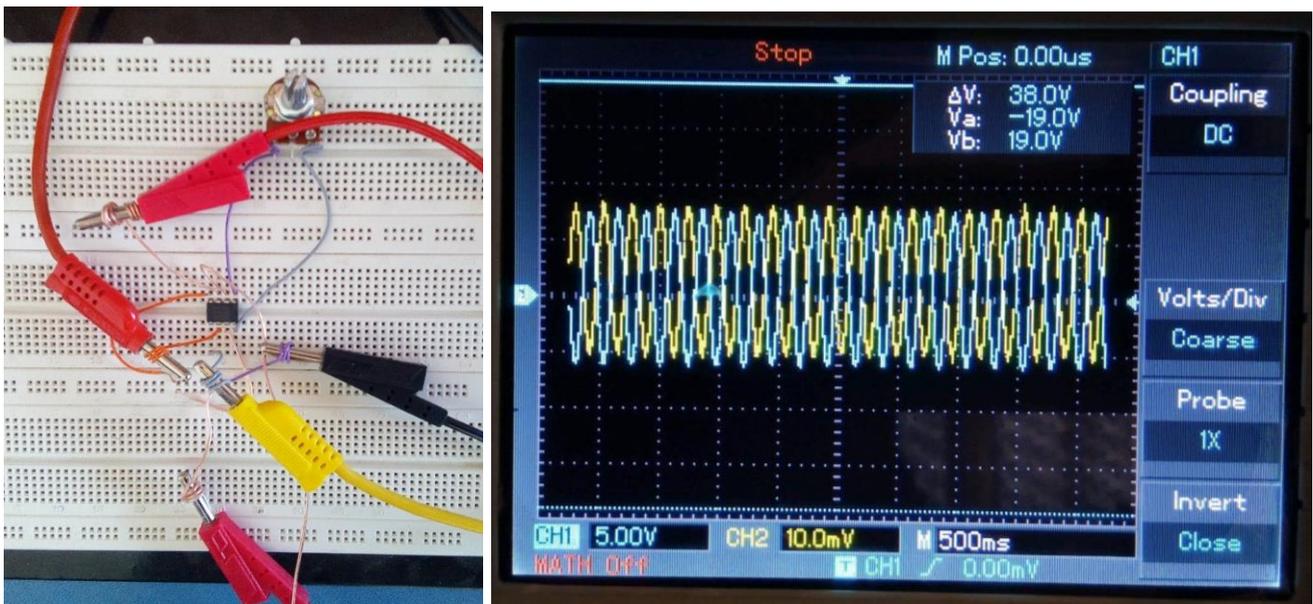


Figure III.1 : Circuit et Résultats d'étage d'amplification (en bleu le signal de sortie et en jaune celui d'entrée)

Réalisation d'un circuit de mise en forme du signal encéphalogramme

D'après la figure, on constate que l'amplitude du signal de sortie est 5000 mV alors que celle du signal d'entrée est 10 mV. Le gain de cet étage est donc :

$$G = \frac{V_S}{V_E} = \frac{5000}{10} = 500 \quad \text{Eq.3.3}$$

La figure III-2 montre l'enregistrement du signal EEG mesuré à la sortie de l'étage d'amplification.

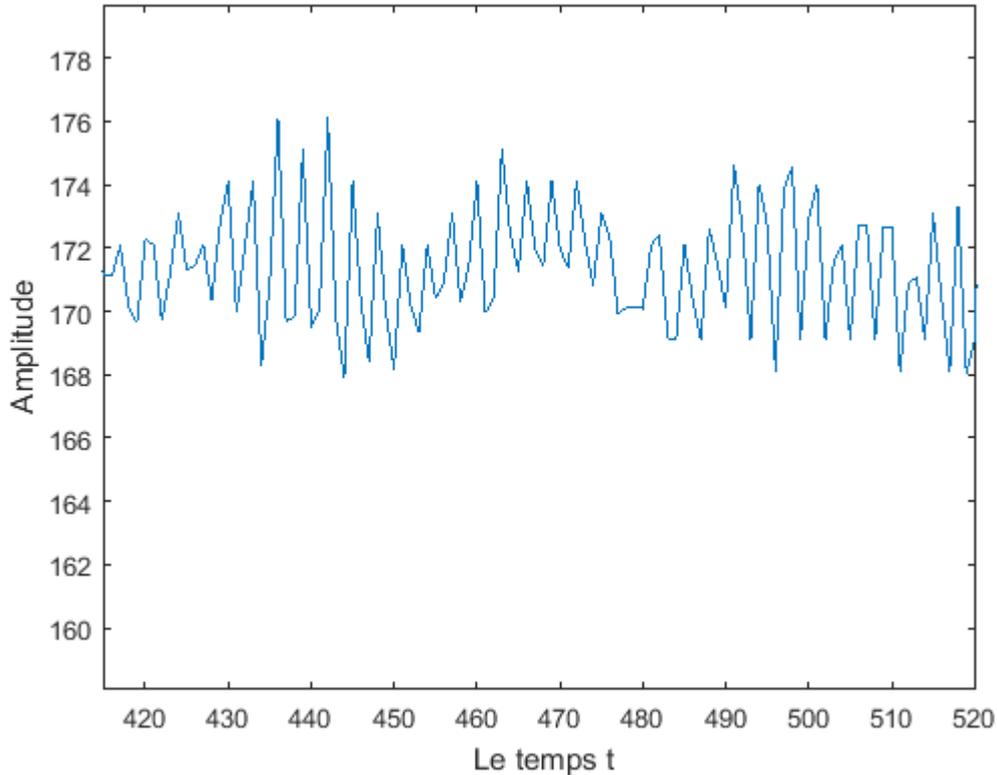


Figure III.2 : Signal EEG à la sortie du premier étage.

III.4. Etage de filtrage passe haut :

Juste après l'étage d'amplification, nous avons réalisé un filtre passe haut en utilisant un condensateur de $1\mu F$ en série avec une résistance de $1M\Omega$. La fréquence de coupure de ce filtre est de 0.13 Hz. Ce filtre a pour rôle d'éliminer les basses fréquences qui sont inférieures à 0.13Hz et laisse les fréquences qui sont supérieures à 0.13Hz. Les fréquences d'EEG sont tous supérieures à 0.13Hz ce qui rend ce filtre très adéquat dans le filtrage des bruits de basses fréquences telle que la fluctuation de la ligne de base.

Réalisation d'un circuit de mise en forme du signal encéphalogramme

Pour tester le fonctionnement de ce filtre, nous avons injecté un signal sinusoïdal en faisant varier à chaque fois sa fréquence et nous avons mesuré l'amplitude du signal de sortie. Ce test est montré sur la (**Figure III.3**).

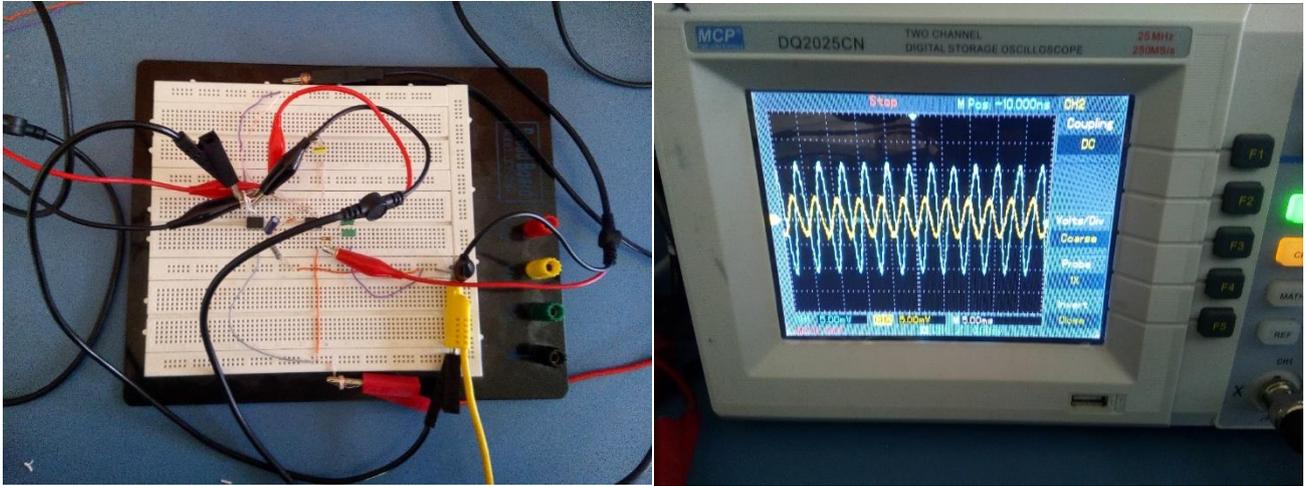


Figure III.3 : Montage et résultat d'étage du filtre passe haut

Le test nous a permis de tracer la réponse fréquentielle du filtre illustrée sur la (**Figure III.4**).

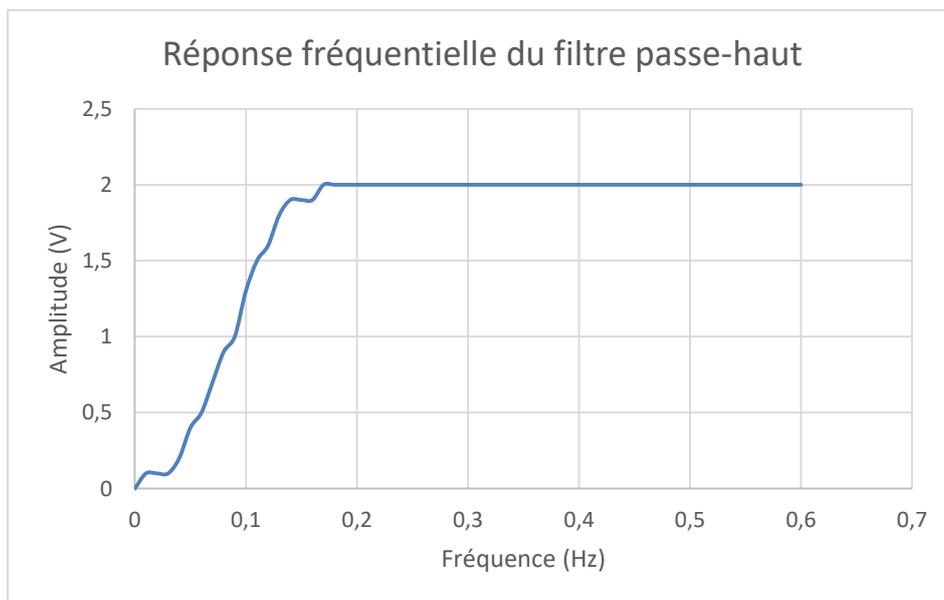


Figure III.4 : Réponse fréquentielle du filtre passe-haut.

La courbe montre que lorsqu'on fait changer les fréquences en allant vers la fréquence de coupure, on remarque la diminution de la valeur d'amplitude maximale du signal. On constate aussi que la fréquence de coupure est autour de 0,13 Hz ce qui confirme les résultats théoriques.

III.5. Etage de filtrage passe bas actif.

Il se base essentiellement sur un circuit intégré (amplificateur opérationnel) de référence CA3140.

Réalisation d'un circuit de mise en forme du signal encéphalogramme

Ce filtre a pour rôle d'éliminer les fréquences qui sont supérieures à 48Hz et laisse passer celles qui sont inférieures à 48Hz. Alors la fréquence de coupure de ce filtre est de 48Hz.

Ce filtre contient physiquement un circuit intégré, des résistances et des condensateurs de telle façon que la fréquence de coupure soit 48Hz. On a choisi cette fréquence (48Hz) pour éliminer les 50Hz de l'alimentation du réseau.

Pour tester le bon fonctionnement de cet, on injecte un signal sinusoïdal à son entrée et en faisant varier sa fréquence ; en partant des valeurs qui sont un peu inférieure à la fréquence de coupure. En augmentant la fréquence, on remarque une diminution de la valeur d'amplitude du signal à la sortie du filtre passe-bas actif. La réponse fréquentielle de ce filtre passe-bas actif est représentée sur la (**Figure III.5**).

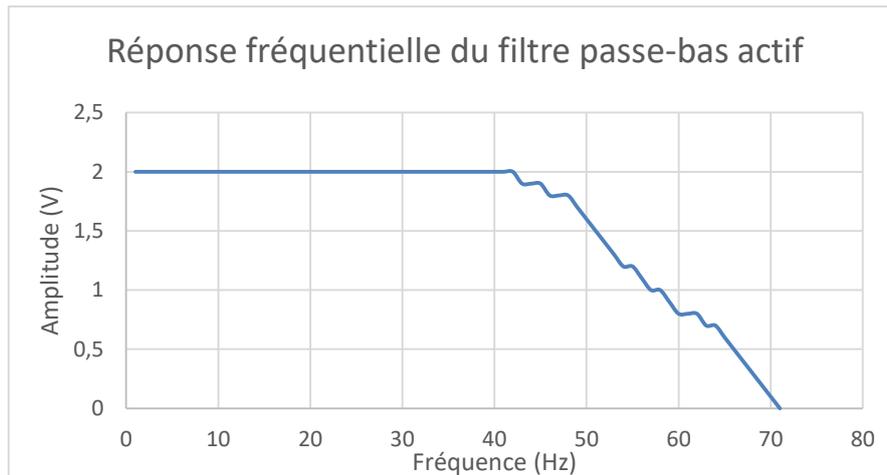


Figure III.5 : Réponse fréquentielle du filtre passe-bas actif.

III.6. Etage d'isolement et d'amplification :

Dans notre cas on applique un montage qui est basé sur deux photos coupleurs de référence 4N25. Le but de ce type de montage est de recevoir le même signal à la sortie de cet étage mais tout en séparant électriquement l'entrée et la sortie. Le signal obtenu est aussi amplifié. Dans notre cas, on commence notre test sur un signal sinusoïdal. La (**Figure III.6**) montre le résultat obtenue après cette expérience.

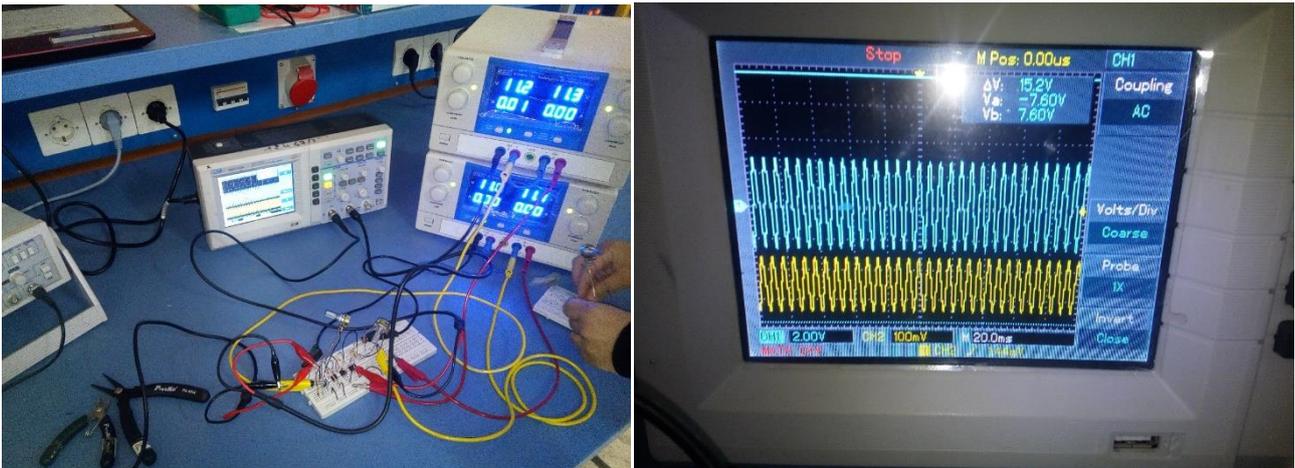


Figure III.6 : Montage et résultat d'étage d'isolement et d'amplification

Réalisation d'un circuit de mise en forme du signal encéphalogramme

On peut par la suite calculer le gain d'amplification de cet étage en appliquant la relation suivante.

$$G = \frac{V_S}{V_E} = \frac{6000}{200} = 30 \quad \text{Eq.3.4}$$

III.7. Etage d'offset :

Cet étage a pour rôle d'ajouter une composante continue bien calculée au signal pour que ce dernier soit compris entre 0V et 5V à cause du microcontrôleur qui sera utilisé par la suite. Dans notre cas, on utilise un Arduino Uno. Ce microcontrôleur peut recevoir que l'information qui est comprise entre 0 et 5V d'où la nécessité d'utiliser cet étage dans notre circuit.

La (Figure III.7) montre le résultat d'ajout de l'offset. On constate que toutes les valeurs du signal sont positives.

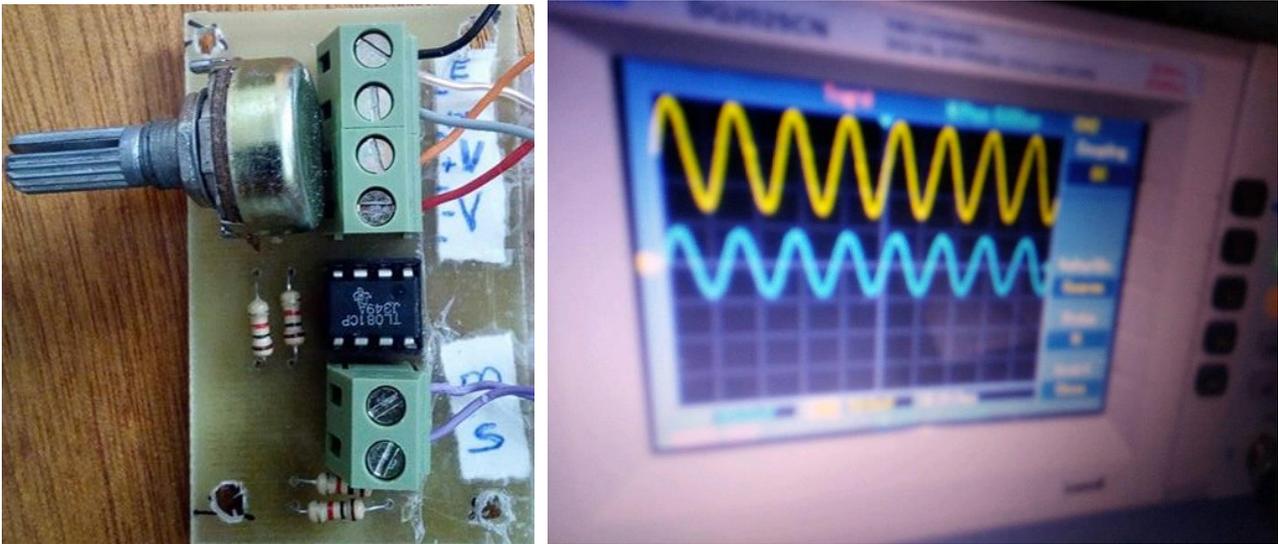


Figure III.7 : Montage et test d'étage d'offset.

Après les différents traitements analogique, en partant d'amplification, puis le filtrage passe bande, et en fin l'isolement et l'offset, on obtient le résultat final de notre signal représenté à la figure suivante :

On fait connexion de toutes les étage de notre réalisation alors on obtient le résultat suivant :

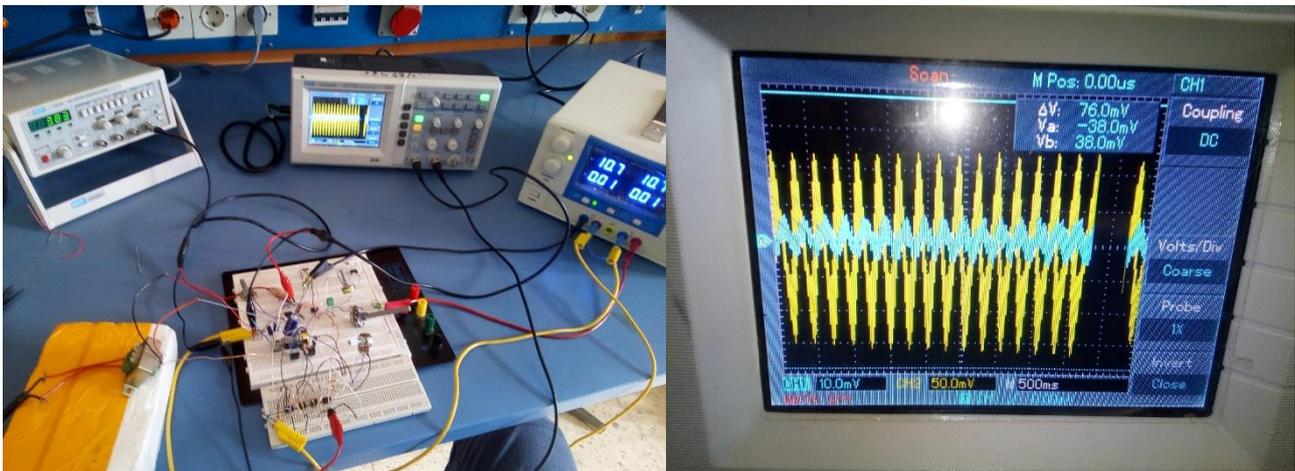


Figure III.8 : Montage complet du circuit

Réalisation d'un circuit de mise en forme du signal encéphalogramme

Et finalement, on fait connecter toutes les étapes de notre réalisation y compris la carte Arduino pour visualiser notre signal sur le PC (**figure III.9**)

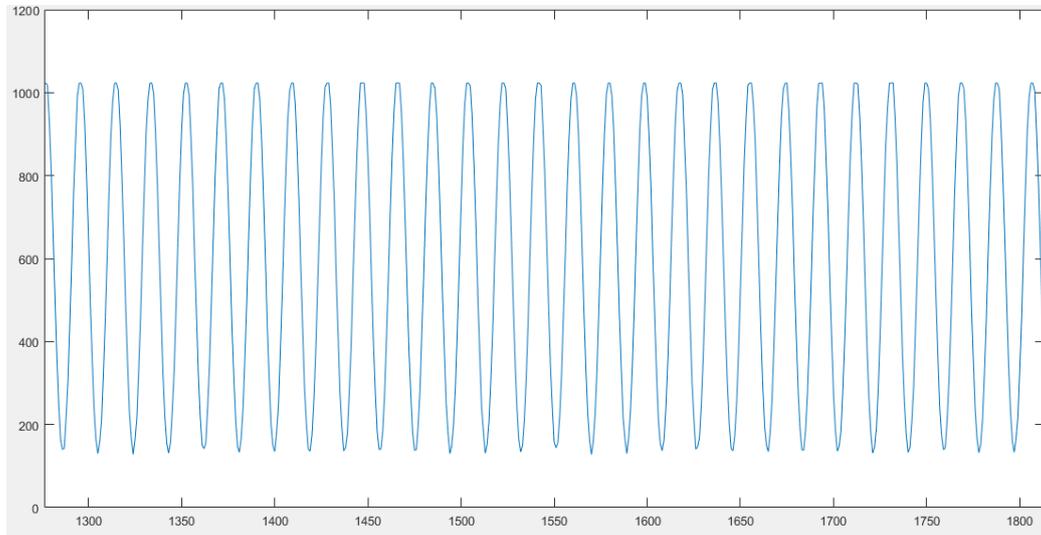


Figure III.9 : sortie finale du circuit de mise en forme

III.8. conversions analogiques numériques :

III.8.1. Carte Arduino Uno :

La carte Arduino UNO est un microcontrôleur ATmega328 programmable permettant de faire fonctionner des composants (moteur, LED...). Elle possède des «ports» permettant par exemple de se connecter à un ordinateur ou de s'alimenter. La carte Arduino UNO est la pièce maîtresse de tout circuit électronique pour les débutants [11].

Elle est dotée :

- de 14 entrées/sorties (dont 6 fournissent la sortie PWM)
- 6 entrées analogiques
- un cristal à 16 MHz
- une connexion USB
- une prise jack d'alimentation
- un en-tête ICSP
- une fonction reset.

Réalisation d'un circuit de mise en forme du signal encéphalogramme

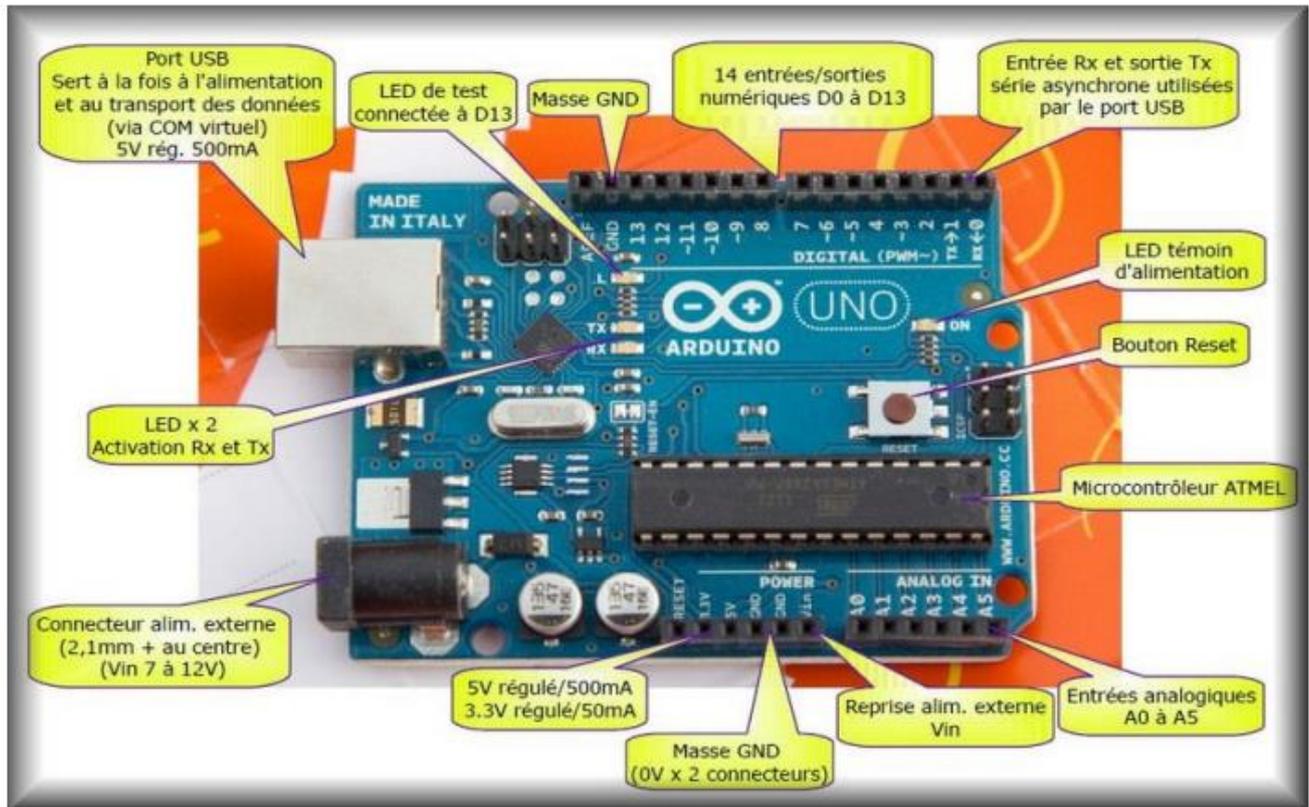


Figure III.10 : Schéma détaillé d'une carte Arduino Uno

La carte Arduino Uno peut être alimentée via la connexion USB ou avec une alimentation externe. La source d'alimentation est automatiquement sélectionnée. Une alimentation externe peut provenir soit d'un adaptateur AC-DC ou d'une batterie. L'adaptateur peut être connecté en branchant une prise 2.1mm dans la prise d'alimentation de la carte ou à partir d'une batterie connectée dans le pin (ou broche) GND et V-in (alimentation externe). Le processeur peut fonctionner sur une alimentation externe de 6 à 20 volts. Cependant, si la tension est inférieure à 7V, le pin 5V peut fournir moins de cinq volts et le processeur peut devenir instable. Si la tension est supérieure à 12V, le régulateur de tension peut surchauffer et endommager la carte. La plage recommandée est de 7 à 12 volts. Les pins (ou broches) d'alimentation sont les suivantes :

- V-in. Tension d'entrée à la carte Arduino à l'aide d'une source d'alimentation externe (par opposition à 5 volts de la connexion USB ou une autre source d'alimentation régulée). Si l'alimentation en tension est faite par l'intermédiaire de la prise d'alimentation, on pourra y accéder via ce pin.
- 5V. Cette pin délivre un 5V régulé par la carte. Le processeur peut être alimenté soit à partir de la prise d'alimentation DC (7-12V), le connecteur USB (5V), ou le pin V-in de la carte (7-12). La fourniture d'une tension via les 5V ou 3,3V contourne le régulateur, et peut endommager votre processeur. A déconseiller!
- 3V 3. Une alimentation de 3,3 volts générée par le régulateur. La consommation de courant maximale est de 50 mA.
- GND. masse
- IOREF. Ce pin sur la carte Arduino fournit la référence de tension avec laquelle le microcontrôleur fonctionne.

Réalisation d'un circuit de mise en forme du signal encéphalogramme

➤ Communication :

Arduino a un certain nombre de moyens pour communiquer avec un ordinateur, une autre carte Arduino, ou autres microcontrôleurs. L'ATmega328 fournit UART TTL (5V) en communication série, disponible sur les broches numériques 0 (RX) et 1 (TX).

III.8.2. Transmission Bluetooth :

➤ Rappel :

Ce module communique via une liaison série avec une carte Arduino. Cette liaison s'établit sur deux broches RX et TX définies dans notre programme en tant que broches 11 et 10. La broche RX de la carte Arduino doit être raccordée à la broche TX du module Bluetooth HC-05. La broche TX de la carte Arduino doit être raccordée à la broche RX du module HC-05.

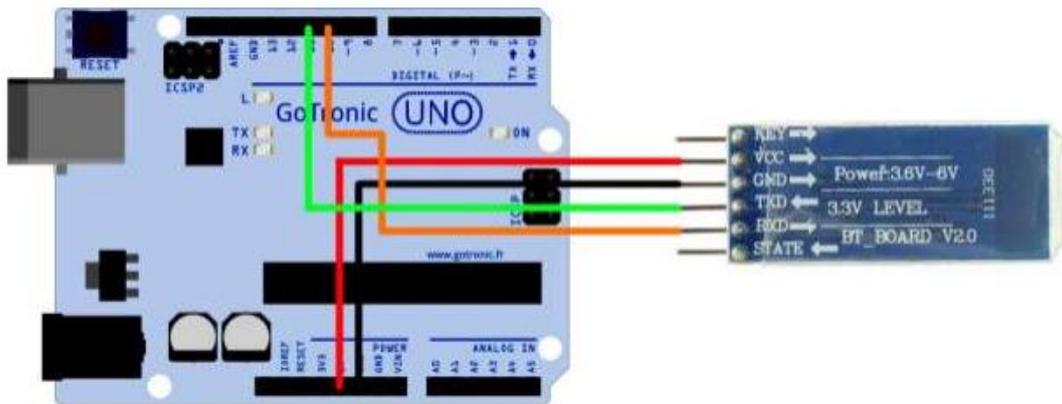


Figure III.11 : Schéma des connexions Arduino/HC-05

On peut définir les connexions Arduino/HC-05 dans le tableau suivant :

Arduino	Module HC-05
5V	Vcc
GND	GND
10	RXD
11	TXD

➤ Langage de programmation :

La syntaxe d'un langage de programmation est l'ensemble des règles d'écritures liées à ce langage. On va donc voir dans ce sous chapitre les règles qui régissent l'écriture du langage Arduino.

Le langage Arduino est très proche du C et du C++. Dans ce contexte, on peut donner un exemple de programme qui permet la réception et l'émission de données via le moniteur série de l'IDE avec un autre périphérique Bluetooth (second Arduino, un PC ou comme dans notre exemple ou avec un smartphone).



```
Fichier Édition Croquis Outils Aide
Programme_de_test_HC-05

#include <SoftwareSerial.h>

#define rxPin 11 // Broche 11 en tant que RX, à raccorder sur TX du HC-05
#define txPin 10 // Broche 10 en tant que TX, à raccorder sur RX du HC-05

SoftwareSerial mySerial(rxPin, txPin);

void setup()
{
  // define pin modes for tx, rx pins:
  pinMode(rxPin, INPUT);
  pinMode(txPin, OUTPUT);
  mySerial.begin(9600);
  Serial.begin(9600);
}

void loop()
{
  int i = 0;
  char someChar[32] = {0};
  // when characters arrive over the serial port...
  if(Serial.available()) {
    do{
      someChar[i++] = Serial.read();

      delay(3);
    }while (Serial.available() > 0);

    mySerial.println(someChar);
    Serial.println(someChar);
  }

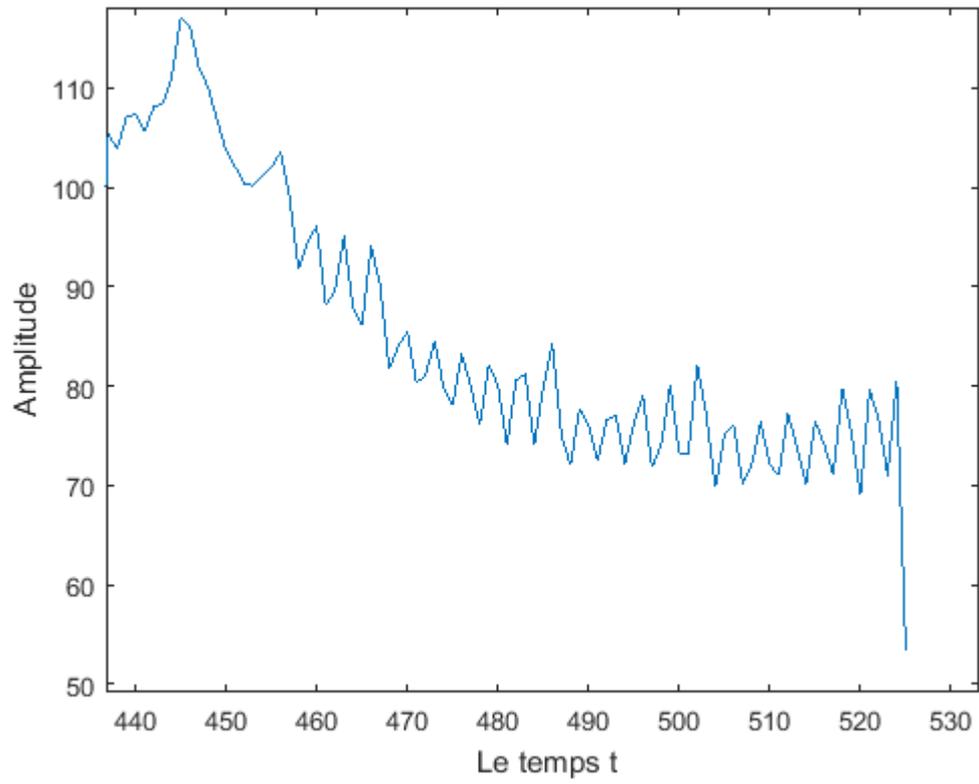
  while(mySerial.available())
    Serial.print((char)mySerial.read());
}
```

Figure III.12 : Exemple de programme pour Arduino

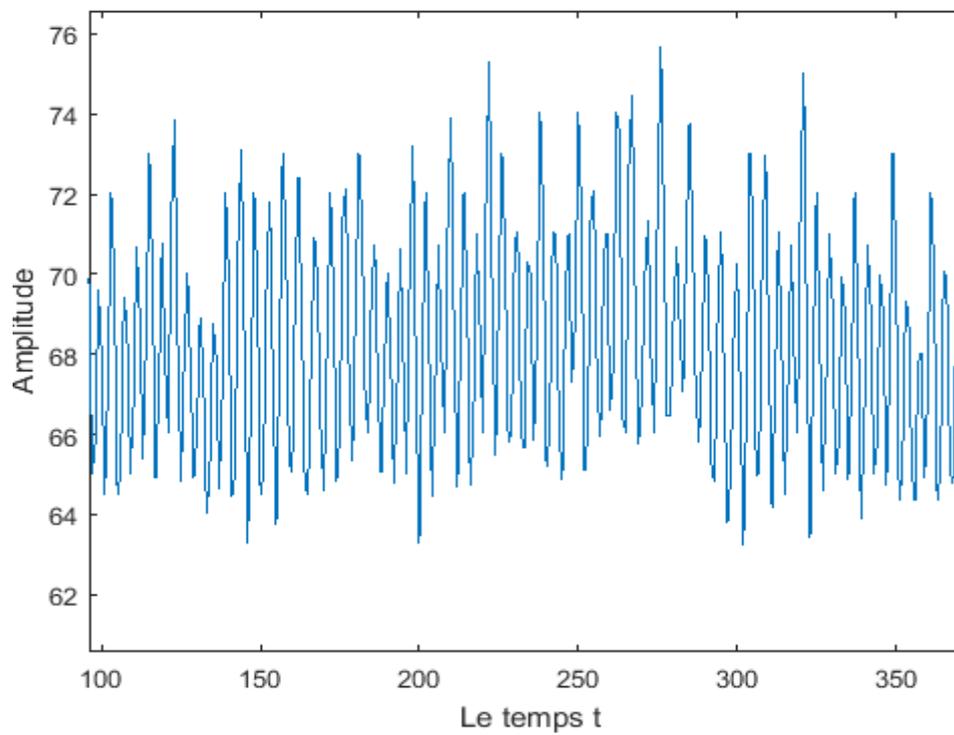
III.9. Résultats et validation :

Afin de valider la bonne fonctionnalité de notre circuit, nous avons enregistré certains signaux EEGs des étudiants normaux et qui nous souffrent d'aucune maladie neurologique. Les résultats de la validation sont illustrés sur la (Figure III.13).

Réalisation d'un circuit de mise en forme du signal encéphalogramme



(A)



(B)

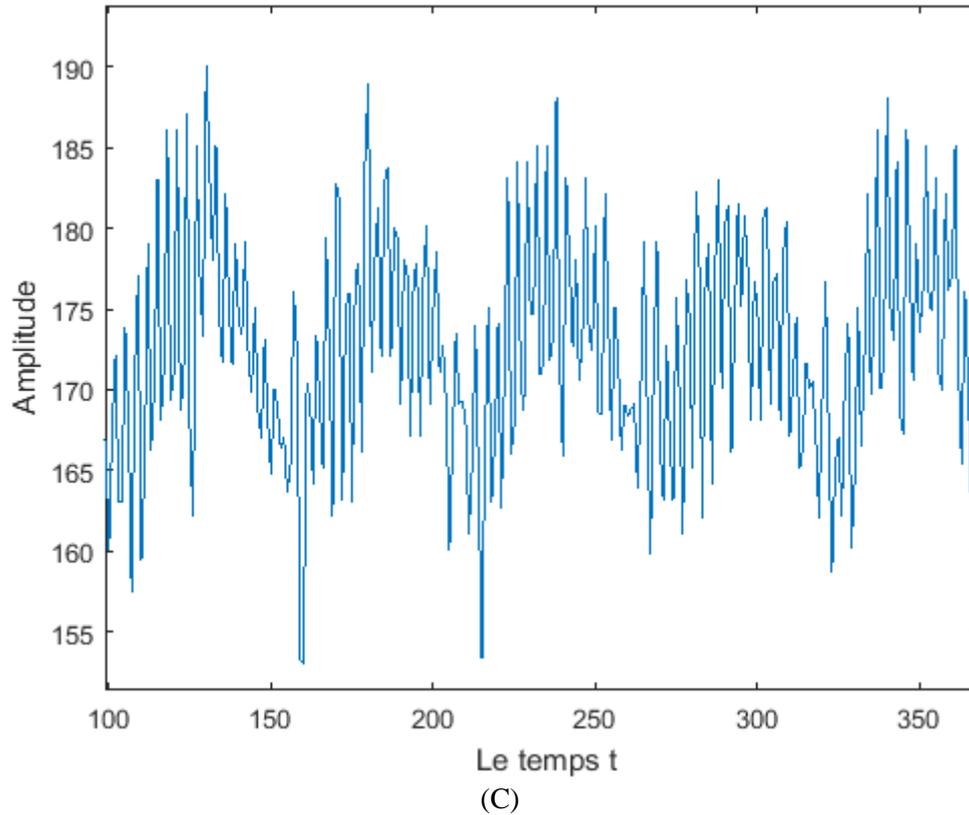


Figure III.13 : Enregistrement des signaux EEGs de trois sujets normaux.

➤ **Interprétations :**

On constate que les signaux enregistrés sont de bonne qualité à l'exception du troisième enregistrement où on remarque une fluctuation de la ligne de base. Ceci est dû à l'effet que les fréquences utiles du signal EEG de cet étudiant se chevauchent avec celles de la ligne de base.

III.10. Conclusion :

Dans ce chapitre, on a eu l'occasion de voir les résultats de différentes étapes de notre réalisation en détail ceci nous a permis de traiter analogiquement et de visualiser le signal EEG après une conversion analogique numérique. Les tests effectués ont montré le bon fonctionnement du circuit réalisé. Les signaux obtenus sont de bonne qualité.

Conclusion générale

Ce projet nous permet de comprendre l'origine des deux signaux électrophysiologiques (électroencéphalogramme (EEG), électrooculogramme(EOG)) qui donnent des informations essentielles pour le diagnostic des anomalies oculaires et cérébrales. Il permet aussi d'aborder quelque aspect de l'instrumentation biomédicale.

Les résultats que nous avons obtenus confirment que le circuit électronique développé dans ce projet de fin d'étude peut servir comme outil utile permettant la détection des deux signaux électro physiologiques (EEG, EOG).

D'après ce qu'on a constaté, malgré que le circuit dispose d'amplificateur d'instrumentation avec TRMC élevé, à la sortie de l'étage de filtrage, les signaux obtenue sont pas assez net (présence de bruit). Ceci est dû aux bruits de l'environnement expérimental, les alimentations, les électrodes jetables ...etc.

La digitalisation a été correctement faite pour les deux signaux EEG et EOG.

Ce mémoire de fin d'étude nous a permis d'exploiter tous nos acquis obtenus durant notre cursus universitaire, il a été une expérience pratique qui pourra nous ouvrir les portes vers le monde professionnel.

Bibliographie

[1] <http://association-amtas.e-monsite.com/medias/files/anatomie-cerveau-moelle-lcr.pdf>

[2] Bases neurophysiologiques de l'électroencéphalographie clinique et principales indications.

Edouard Hirsch : Praticien hospitalier Fédération de neurologie, Inserm U 398, Strasbourg. France

Bruno Maton : Chef de clinique-assistant Clinique neurologique, hôpital cantonal universitaire, Genève. France

Daniel Kurtz : Professeur des Universités, praticien hospitalier, service d'exploitation fonctionnelle du système nerveux et de la pathologie du sommeil CHRU de Strasbourg, hôpital civil, 1, place de l'Hôpital, 67091 Strasbourg cedex France.

[http://association.gens.free.fr/NEUROLOGIA/EMC%20neurologie/3%20Methodes%20d%20examen/\\$Base%20neurophysiologiques%20de%20l%20EEG%20EMC.pdf](http://association.gens.free.fr/NEUROLOGIA/EMC%20neurologie/3%20Methodes%20d%20examen/$Base%20neurophysiologiques%20de%20l%20EEG%20EMC.pdf) (consulté le 10/03/2018)

[3] Larousse médicale, version numérique, Larousse 2006.

[4]. http://mach.elec.free.fr/transfo/cours_transformateurs.pdf

[5]. <http://www.elektronique.fr/cours/montage-pont-de-diodes.php>

[6].

[http://emmanuel.hourdequin.free.fr/documents/GC/cours/Cours_GC_avril_2008_redressement.](http://emmanuel.hourdequin.free.fr/documents/GC/cours/Cours_GC_avril_2008_redressement.Pdf)

Pdf

[7]. <https://www.electronique-radioamateur.fr/telechargement/regulateur-tension-lineaire.pdf>

[8]. https://fr.wikiversity.org/wiki/Amplificateur_op%C3%A9rationnel/Introduction_sur_l%27Amplificateur_op%C3%A9rationnel

[9]. <http://www.bedwani.ch/electro/ch27/index.htm#AI18>

[10]. <http://mongosukulu.com/index.php/en/contenu/genie-electrique4/electronique/558-etude-des-filtres-passifs?showall=&start=1> (consulté le 21/04/2018)

[11].

http://www.microsann.com/images/Atelier_Joomla/Fiches_PDF/La_carte_Arduino_UNO.pdf