

République Algérienne Démocratique Et Populaire

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

Université Mouloud Mammeri, Tizi-Ouzou

**Faculté de Génie Electrique et de l'Informatique
Département D'Electronique**



Mémoire



En vue de l'obtention du diplôme de Master Professionnelle

En Electronique

Spécialité : Electronique industrielle

THÈME

*CONCEPTION ET REALISATION D'UN
Electroencéphalographie
(EEG)*

Présenté le 26/06/2024 devant les jurys :

Président : M'.H. HAMMICHE.

Examineur : M'.Y. ATTAFF.

Promoteur : M'.K. BENNAMANE

Réaliser par :

MAHIOUT Katia.

MENIA Kamel.

Promotion 2024.

REMERCIEMENT

Nous remercions dieu pour nous avoir donné la force, le courage et la volonté afin d'accomplir ce mémoire.

*Nous tenons aussi à exprimer notre remerciement le plus vifs à notre encadreur monsieur **BENNAMANE KAMAL** pour avoir accepté de diriger ce travail de recherche et pour l'aide et le temps qu'il a bien voulu nous consacrer et pour tous ces conseils.*

Nos remerciements s'adressent également aux membres de jury qui ont accepté de lire et évaluer ce mémoire.

Nos remerciements vont aussi à tous nos enseignants de la faculté de génie électrique & informatique précisément le département d'Electronique, qui ont assuré notre formation durant le cursus universitaire

Enfin, nous remercions toute personne ayant contribué de près ou de loin à la réalisation de ce travail.

DÉDICACE

Je dédie ce modeste travail à :

MES PARENTS

La lumière de ma vie, la source infinie d'inspiration & de force ,quoi que je dise ou je fasse je ne saurai point vous remercier comme il se doit ,puisse ce modeste travail constitue une légère compensation pour votre patience, soutien et toutes les nobles sacrifices que vous avez imposé pour assurer mon bien être et mon éducation .

MES CHÈRES SŒURS

Wassila, Kamelia & Imane

MA NIÈCE & MON NEVEU

Maria & Mohamed

MON BINÔME & SA FAMILLE

Menia Kamel

MA FAMILLE & MES AMIS

MAHIOUT KATIA

DÉDICACE

Je dédie ce modeste travail à :

MES PARENTS :

À travers cette dédicace, je souhaite leurs exprimer toute ma gratitude et mon amour éternel. Leurs amour, soutien et sacrifices sont les fondations de ma vie et les raisons de ma réussite. Je les remercie pour tout ce qu'ils ont fait et continueront de faire pour moi.

MES CHÈRES SŒURS :

SAMIRA , OUIZA, HANANE ,SORAYA & SARAH

MON BINÔME & SA FAMILLE :

Mahiout Katia

MA FAMILLE & MES AMIS .

MENIA KAMEL

Liste des figures :

Chapitre I

Figure I.1 : Le cerveau humain.....	2.
Figure I.2 : neurone biologique.....	4
Figure I.2.a : Concentration ionique dans une cellule.....	5
Figure I.3 : Enregistrement EEG.....	6
Figure I.4 : Ancien appareil d'électroencéphalographie.....	7
Figure I.5 : Laboratoire Berger en 1932.....	9
Figure I.6 : casque à électrodes.....	10
Figure I.7 : Dans le cadre en traits pleins : dispositif de type EEG analogique. Dans Cadre en pointillés : dispositif de type EEG numérique.....	11
Figure I.8 : Positionnement des électrodes dans le système 10-20. Aperçu de la face gauche du cerveau avec les électrodes impaires.....	13
Figure I.9 : Les principaux montages utilisés en EEG clinique.....	14
Figure I.10 : a – delta b – thêta c – alpha d – activité beta e – réaction d'arrêt visuel (ouverture des yeux).....	17
Figure I.11 : EEG Vidéo haute résolution sur PC portable.....	21
Figure I.12 : EEG Vidéo pour la Neurophysiologie en réseau.....	22

Chapitre II :

Figure II.1 : Schéma synoptique.....	25
2Figure II.2 : Schéma électrique.....	25
Figure II.3 : Principe de fonctionnement d'un capteur.....	26
Figure II.4 : Electrodes tampons.....	27
Figure II.5 : Electrodes aiguilles.....	27
Figure II.6 : Electrodes cupules.....	28
Figure II.7 : L'amplificateur d'instrumentation AD620.....	28

Figure II.8 : Le schéma électrique de l'amplificateur d'instrumentation AD620.....	28
Figure II.9 : schéma électrique de l'amplificateur UA741.....	30
Figure II.10 : circuit électrique de sommateur non-inverseur.....	30
Figure II.11 : Filtre passif "passe-bas"	31
Figure II.12 : Filtre passif "passe-haut".....	31
Figure II.13 : Filtre actif "passe-bas".....	32
Figure II.14 : Filtre passif du 1er ordre.....	32
Figure II.15 : Présentation de la carte Arduino Uno.	36
Figure II.16 : Logiciel Arduino.....	37
Figure II.17 : Microcontrôleur ATmega 328.....	38
Figure II.18 : L'organigramme de fonctionnement.....	40

Chapitre III :

Figure III.1 : TEKBRONIX 2225.....	41
Figure III.2 : Lab d'Essai.....	41
Figure III.3 : L'alimentation utilisée	42
Figure III.4 : électrodes utilisées	42
Figure III.5 : carte Arduino.....	43
Figure III.6 : circuit EEG sur lab d'essai.....	43
Figure III.7 : Etage de pré-amplification.....	44
Figure III.8 : Le signal obtenu à la sortie de pré-amplification.....	44
Figure III.9 : signal EEG après amplification.....	45
Figure III.10 : Etage de filtre passe bas.....	46
Figure III.11 : signal EEG après filtrage.....	46
Figure III.13 : Carte Arduino Uno.....	46

Sommaire

Introduction générale	1
Chapitre I : Notions d'Electroencéphalographie.	
I.1 Introduction	2
I.2 Activité électrique du cerveau	2
I.2.1 Le cerveau	2
I.2.2 Structure du cerveau	3
I.2.3 Le neurone biologique	3
I.2.3.1 Structure des neurones	3
I.2.3.2 Fonction des neurones	4
I.2.4 Activité électrique	5
I.3 Enregistrement de l'EEG	5
I.4 Techniques d'acquisition de l'EEG	6
I.4.1 Historique et évolution	6
I.4.2 Dispositifs d'enregistrement de l'EEG en clinique.....	10
I.4.2.1 Dispositifs analogiques	10
I.4.2.2. Dispositifs numériques.....	11
I.4.2.3. Dispositifs de stimulation et synchronisation.....	12
I.4.3 Différents montages (dérivations).....	12
I.5 Caractéristiques de l'EEG	14
I.5.1 Rythmes de l'EEG	15
a) Rythme delta	16
b) Rythme thêta	16
c) Rythme alpha.....	16
d) Rythme beta	17
I.5.2 Caractéristiques du signal EEG	18
I.6 Applications de l'EEG	18
a) Santé Médicale	19
b) Psychiatrie	19
I.7 Méthodes d'enregistrement de l'EEG	20
I.8 Exemples d'appareils d'enregistrement	21

I.9 Déroulement de l'examen	23
I.10 Conclusion	24

Chapitre II : Conception de la carte d'acquisition

II.1. Introduction	25
II.2 Partie analogique.....	26
II.2.1. Les capteurs.....	26
II.2.1.1. Différents types d'électrodes.....	26
a) Electrodes tampons.....	26
b) Electrodes aiguilles	27
c) Electrodes cupules.....	27
II 2.2. Les amplificateurs.....	28
II 2.2.1. L'amplificateur d'instrumentation Le AD620.....	28
II.2.2.1.1. Caractéristique.....	29
II.2.2.1.2. Applications.....	29
II.2.3 L'amplificateur non-inverseur.....	30
II .2.4 Les Filtres	30
a) Filtre passif.....	31
b) Filtre actif	31
II.2.4.1 Filtre utilisé	32
II.3 Partie Numérique.....	32
II.3.1 Arduino.....	32
II.3.2 Les avantages de la carte Arduino.....	33
II.3.3 Le principe de fonctionnement d'Arduino.....	33
II.3.4 Principe de programmation Arduino.....	34
II.3.5 La carte Arduino Uno.....	35
a) Présentation du matériel.....	35
b) Présentation du logiciel.....	36
II.3.6 Le microcontrôleur.....	37
II.3.7 L'organigramme de fonctionnement de notre système.....	39
II.4 Conclusion.....	40

Chapitre III : La Réalisation

III.1 Introduction.....	41
III.2 Partie matériel.....	41
III.3 Les étapes d'acquisition du signal.....	43
III.3.1 Les électrodes.....	43
III.3.2 Pré-amplification.....	43
III.3.3 Filtrage et amplification.....	45
A) L'amplification.....	45
B) Filtrage.....	46
III.4 Conclusion.....	47
Conclusion générale.....	48

Introduction générale

L'électroencéphalographie (EEG) est une technique d'exploration du cerveau qui enregistre l'activité électrique cérébrale à l'aide d'électrodes placées sur le cuir chevelu. Les résultats de cette mesure sont souvent présentés sous la forme d'un tracé appelé électroencéphalogramme. Cet examen, qui est indolore et non invasif, fournit des informations sur l'activité neurophysiologique du cerveau au fil du temps, notamment celle du cortex cérébral. Il est utilisé tant pour le diagnostic en neurologie que pour la recherche en neurosciences cognitives.

Depuis que Hans Berger a découvert l'électroencéphalographie, de nombreuses recherches ont été menées pour extraire automatiquement des informations pertinentes sur le cerveau à partir des caractéristiques des signaux EEG. L'objectif de cet examen est d'évaluer les modifications de l'activité électrique cérébrale, d'étudier le fonctionnement du système nerveux et de détecter divers dysfonctionnements tels que les troubles du sommeil, les maladies potentielles comme les hémorragies, l'épilepsie, les encéphalites, ou encore la présence de tumeurs cérébrales. Ces informations peuvent justifier, si nécessaire, la mise en place d'un traitement approprié.

Dans ce contexte, de nombreuses études se sont concentrées sur la conception de systèmes capables d'acquérir le signal EEG et de l'afficher sur un ordinateur. Notre mission s'inscrit dans cette démarche. Elle consiste à concevoir et réaliser une carte permettant l'enregistrement de l'EEG. De la conception à la réalisation, notre travail est structuré comme suit :

Dans le premier chapitre, nous proposons une description détaillée des signaux électroencéphalographiques (EEG). Nous commençons par examiner leurs origines anatomiques et physiologiques, puis nous décrivons en détail leurs caractéristiques et leurs paramètres.

Dans le deuxième chapitre, nous nous concentrons sur la conception de la carte d'acquisition. Nous y détaillons les différentes étapes de développement, notamment l'acquisition, le filtrage et la numérisation du signal EEG.

Dans le troisième chapitre, nous exposons notre réalisation en détaillant les outils utilisés ainsi que les résultats obtenus. Nous terminerons enfin par une conclusion générale.

Chapitre I

Notions

d'Electroencéphalographie

I.1 Introduction :

Dans ce chapitre, nous aborderons les concepts généraux liés au cerveau et au signal électroencéphalographique, en expliquant leurs origines et les techniques utilisées pour enregistrer leurs tracés.

I.2 Activité électrique du cerveau :

I.2.1 Le cerveau :

Le cerveau, logé dans la boîte crânienne, est le centre des fonctions supérieures (telles que les fonctions cognitives, les sensations et les réponses nerveuses) ainsi que des fonctions végétatives. En tant qu'organe essentiel, il régule toutes les fonctions vitales. Le cerveau reçoit des informations de l'ensemble du corps par le biais de nerfs afférents, les intègre et les analyse, puis répond en envoyant de nouveaux signaux vers les parties du corps concernées par les nerfs afférents.

Le cerveau est responsable du maintien du rythme cardiaque et respiratoire, des fonctions essentielles qui se déroulent de manière inconsciente pour nous. Cependant, il est également impliqué dans des aspects plus conscients de notre vie, tels que la prise de décision, le contrôle moteur, le comportement, la mémoire et la conscience. Bien que certaines régions du cerveau soient associées à des fonctions spécifiques grâce à des cartographies réalisées, les fonctions plus complexes telles que la mémoire et la conscience semblent être réparties de manière beaucoup plus diffuse.

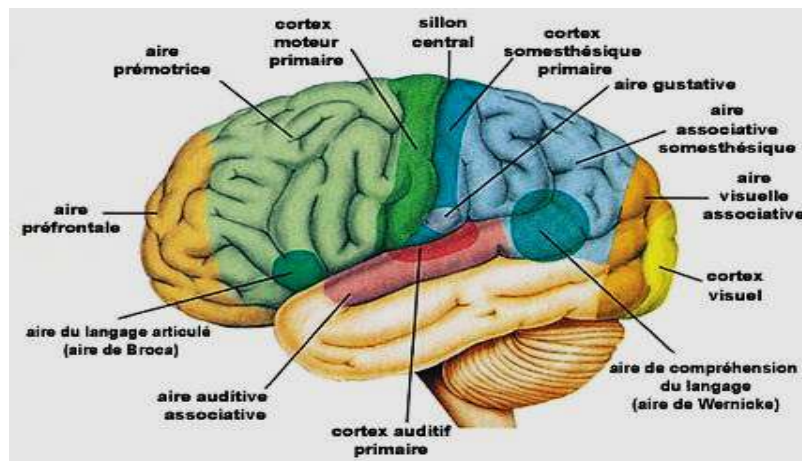


Figure I.1 : Le cerveau humain [1]

I.2.2 Structure du cerveau :

Le cerveau humain est constitué d'environ 100 milliards de neurones et pèse en moyenne entre 1 300 et 1 400 grammes. Il est également composé de cellules gliales et d'astrocytes et est entouré par le liquide céphalorachidien. Structuré en deux hémisphères, droit et gauche, reliés par le corps calleux, principalement constitué de substance blanche (axones gainés de myéline), le cerveau est divisé en plusieurs parties selon leur origine embryonnaire :

- Le télencéphale, la partie supérieure, qui comprend le cortex cérébral et le striatum ;
- Le diencephale, qui abrite le thalamus et l'hypothalamus (impliqués dans la régulation endocrinienne) ;
- Le mésencéphale ;
- Le cervelet, responsable de la coordination motrice et de l'apprentissage des mouvements habituels ;
- Le pont de Varole
- Le bulbe rachidien (contrôle des mouvements réflexes et végétatifs : respiration,

modération du rythme cardiaque, régulation des muscles lisses artériels) qui communique avec la moelle épinière.

Le cortex cérébral forme la couche externe du cerveau et contient la majorité des neurones, constituant ainsi la substance grise. Les méninges, qui sont des enveloppes protectrices composées de la dure-mère, de l'arachnoïde et de la pie-mère, se situent entre le cortex et l'os du crâne. Le cortex cérébral est divisé en cinq lobes cérébraux en fonction de leur position :

- Le lobe frontal, impliqué dans la motricité, la mémoire et le raisonnement ;
- Le lobe pariétal, associé au sens du toucher ;
- Le lobe temporal, responsable de l'audition et de l'odorat ;
- Le lobe occipital, dédié à la vision ;
- Le lobe limbique, impliqué dans les émotions et la mémoire.

I.2.3 Le neurone biologique :

Un neurone est une cellule du système nerveux spécialisée dans la communication et le traitement d'informations.

I.2.3.1 Structure des neurones :

Chaque neurone se compose de plusieurs éléments :

- Un corps cellulaire, également appelé péricaryon, qui contient le noyau de la cellule ;
- De nombreuses ramifications de type dendritique, à partir desquelles les informations sont reçues ;
- Un axone, qui transmet les informations et peut atteindre jusqu'à 1 mètre de longueur pour un diamètre de seulement 1 à 15 micromètres. Il est entouré par des cellules de Schwann, séparées par des nœuds de Ranvier, qui forment une gaine de myéline protectrice le long de l'axone.

Les axones et les dendrites de différents neurones entrent en contact et transmettent l'information de cellule à cellule via des structures spécialisées appelées synapses.

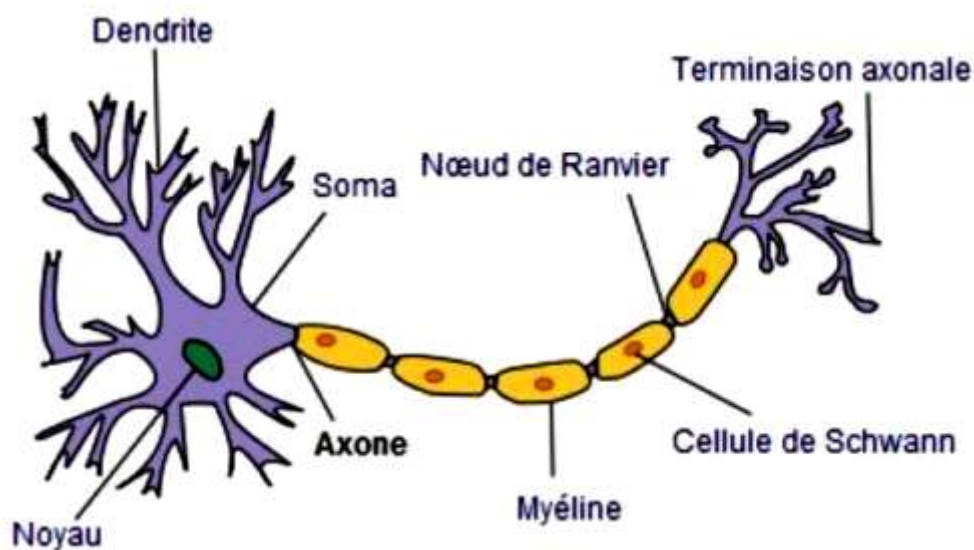


Figure I.2 : neurone biologique [2]

I.2.3.2 Fonction des neurones :

Les neurones jouent un rôle essentiel dans la transmission des informations entre l'environnement et l'organisme, ainsi qu'à l'intérieur de l'organisme lui-même. Ce sont des cellules excitable, ce qui signifie qu'elles peuvent générer un signal bioélectrique ou un influx nerveux en réponse à un stimulus. Ce signal peut ensuite être transmis à d'autres neurones ou à d'autres tissus pour les activer, comme les muscles ou les glandes. Avec environ 100 milliards de neurones dans le cerveau humain, ces cellules sont capables de former un réseau incroyablement complexe, avec parfois plus de 100 000 synapses par neurone.

I.2.4 Activité électrique :

Au repos, les ions sodium (Na^+) sont plus concentrés à l'intérieur de la membrane du neurone, alors que les ions potassium (K^+) sont plus concentrés à l'extérieur. Les neurones échangent des influx nerveux véhiculés par la dépolarisation de leur membrane. Lors d'une stimulation de la membrane, les ions sodium traversent celle-ci à l'emplacement de la stimulation, puis cette réaction se propage le long de la membrane, ce qui crée le potentiel d'action (la décharge électrique enregistrée lors de la dépolarisation du neurone). Ces échanges d'ions chargés électriquement, produisent un courant électrique qui peut être capté si une électrode est placée à l'extérieur du neurone. Si plusieurs neurones sont dans le voisinage de l'électrode, cette dernière enregistre l'ensemble des activités de ces neurones. L'enregistrement extracellulaire est l'électroencéphalogramme EEG.

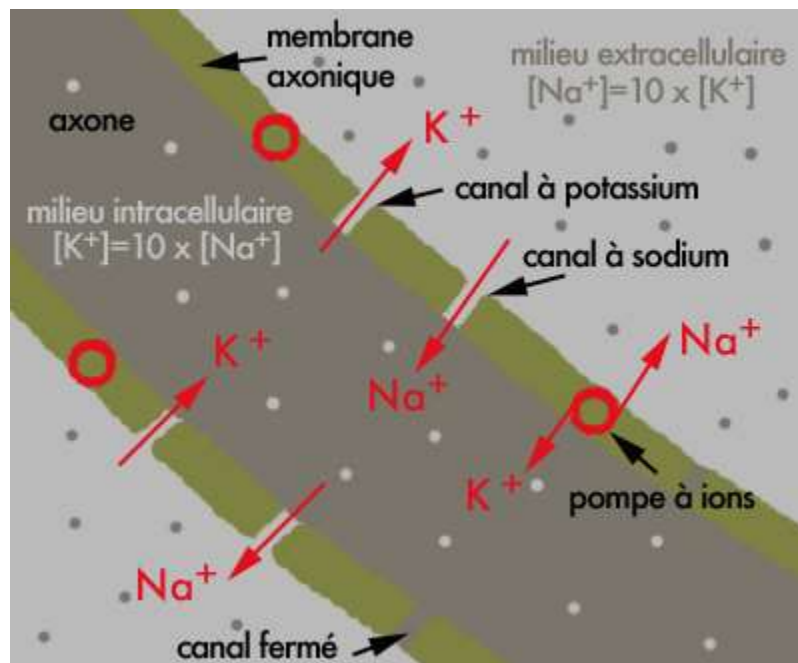


Figure I.2.a : Concentration ionique dans une cellule

I.3 Enregistrement de l'EEG :

Le principe de l'EEG consiste à capter des signaux électriques à la surface du cuir chevelu à l'aide d'électrodes de taille importante, avec un diamètre d'environ un centimètre. Ces signaux doivent traverser une épaisseur considérable d'os et de divers tissus avant d'être enregistrés. La tension générée par les cellules cérébrales et détectée par l'EEG est extrêmement faible. Le crâne agit comme un mauvais conducteur d'électricité, ce qui rend difficile la transmission des signaux électriques vers le cuir chevelu.

Pour que les activités des cellules puissent être enregistrées, il est essentiel qu'elles soient alignées. Les cellules qui ne sont pas alignées ont tendance à annuler mutuellement leurs signaux. Par exemple, les cellules pyramidales du cortex sont organisées verticalement en colonnes parallèles, ce qui leur permet de sommer leurs potentiels. En revanche, les cellules de l'amygdale sont moins bien alignées les unes par rapport aux autres.[3]

De plus, les électrodes de surface captent principalement les courants perpendiculaires au cuir chevelu. Les replis du néocortex dans différentes directions ne génèrent donc pas tous des courants détectables en surface.

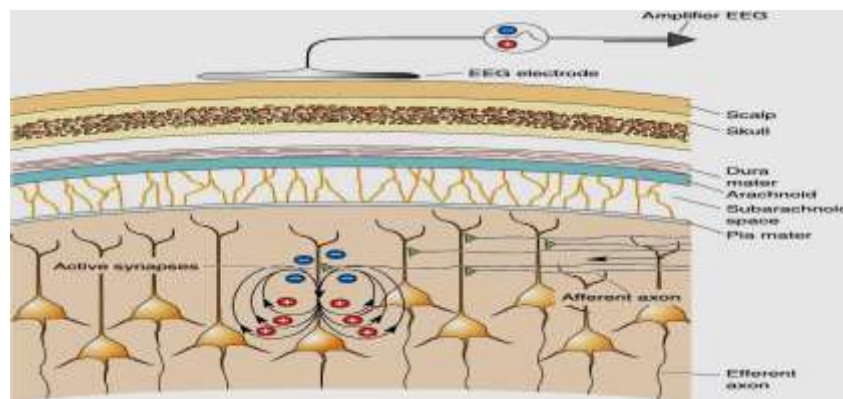


Figure I.3 : Enregistrement EEG. [4]

L'activité électrique des neurones est enregistrée par une électrode placée sur le scalp. Si les neurones sont orientés parallèlement, comme c'est le cas pour les cellules pyramidales du cortex représentées ici (en colonnes verticales parallèles), les courants de la population des neurones peuvent se sommer ; sinon les cellules annulent mutuellement leurs signaux.[4]

I.4 Techniques d'acquisition de l'EEG :

I.4.1 Historique et évolution :

L'histoire de l'électroencéphalographie débute avec le biologiste Richard Caton en 1875, qui détecta chez le singe et le lapin "la présence de courants électriques attestée par des oscillations du galvanomètre". En 1929, le physiologiste allemand Hans Berger étudia l'activité électrique du cerveau et fut le premier à amplifier le signal obtenu.

Cependant, ce n'est qu'à partir de 1934 que cette invention a été pleinement reconnue, après que le médecin britannique Edgar Adrian eut repris et complété les travaux de Berger.



Figure I.4 : Ancien appareil d'électroencéphalographie.

L'inscription à jet d'encre, introduite par Grass en 1935, a permis la visualisation des activités électriques sur papier. Les bases de cet examen ont été posées dès 1945 et sont toujours utilisées aujourd'hui.

Ce n'est qu'en 1937 que le neurophysiologiste américain Alfred Lee Loomis a identifié les cinq phases du sommeil au cours d'une nuit grâce à l'électroencéphalogramme. Quelques années plus tard, Nathaniel Kleitman, qui dirigeait l'unité de sommeil à l'Université de Chicago dans les années 50, a réduit ces cinq phases à quatre.

Il a fallu attendre les années 1950 pour que l'EEG soit largement utilisé dans la pratique médicale, en particulier pour le diagnostic de l'épilepsie.

Ces dernières années, avec l'avènement des micro-ordinateurs, l'enregistrement papier a été progressivement remplacé par l'enregistrement numérique.

Richard Caton, né en 1842 à Liverpool et décédé en 1926, était un scientifique et médecin britannique. En 1875, il fut le premier à mesurer l'activité neuroélectrique du cortex cérébral en plaçant l'électrode d'un galvanomètre directement en contact avec la surface du cerveau d'animaux ayant subi une craniotomie. Il démontra ainsi que l'activité fonctionnelle, comme la vision, correspondait à l'émergence d'une activité électrique dans une zone précise du cortex cérébral. Caton mena plusieurs expériences et fit plusieurs découvertes remarquables sur cette activité :

- L'activité électrique était présente dans la matière grise (les neurones) et disparaissait avec la mort, ce qui indiquait un processus métaboliquement actif ;
- La matière grise superficielle présentait des variations électriques de la positivité vers la négativité, avec une certaine activité ;
- Les stimuli visuels provoquaient une augmentation des variations électriques du cortex, du côté opposé à l'œil stimulé.
- L'amplitude de l'activité électrique augmentait lorsque les animaux s'endormaient sous l'effet de l'anesthésie, pour diminuer à nouveau lorsqu'ils reprenaient conscience.

Hans Berger, né le 22 mai 1873 à Neuses près de Cobourg et décédé le 1er juin 1941 à Iéna, était un neurologue allemand. Il est largement considéré comme le père de l'électroencéphalographie, étant le premier à avoir appliqué cette technique chez l'homme, initialement par trépanation. La trépanation est une technique de perçage qui consiste à pratiquer un trou en réalisant une découpe circulaire.[5]

Puis vers 1929 « à la surface du crâne intacte ».

Durant la même année, le neurologue et psychiatre allemand, qui a travaillé à l'Université de Jena, en L'annoncé pour le monde scientifique et le médecin :

- il était possible d'enregistrer les faibles courants électriques générés dans le system nerveux, sans la nécessité d'ouvrir le crâne, et de les représenter sous la forme d'un document papier. Berger a appelé cette nouvelle forme d'enregistrement2 physiologique « électroencéphalogramme » ; et déterminé qu'il y a deux rythmes dominant, il a déterminé que le rythme alpha (8 à 10 cycles par seconde) et bêta (de 12 à 20 cycles par seconde) ;

- ces activités caractéristiques modifiées en fonction de l'état fonctionnel du cerveau, par exemple après des stimuli sensoriels, le sommeil, l'anesthésie, l'hypoxie (manque d'oxygène) et de certaines maladies du système nerveux telles que l'épilepsie.

L'utilisation de son fils Klaus comme un patient lui a permis d'obtenir 73 dossiers, qui étaient le premier EEG humain publié en 1929. À la fin de cette année, il avait accumulé plus de 1100 dossiers de 76 patients. En 1932, il a reçu la firme allemande Karl Zeiss de l'équipement le plus moderne et enregistrement sensible, afin de pouvoir avancer dans leurs études.

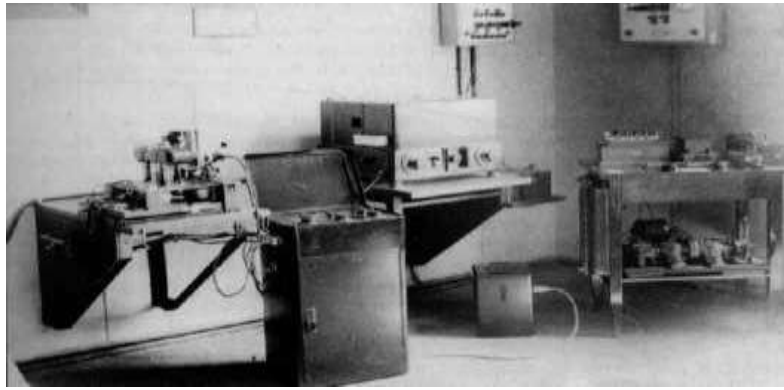


Figure I.5 :Laboratoire Berger en 1932. [6]

Alfred Loomis est diplômé de l'université d'Harvard en 1935.

En 1937, le neurophysiologiste Américain met en évidence la formation de cinq phases 2durant une nuit de sommeil à l'aide d'un encéphalogramme ; il les énonce de A à E :

- À et B correspondaient à la phase d'endormissement ;
- C au sommeil léger ;
- D et E au sommeil profond.⁸²

Nathaniel Kleitman né en 1895 à Kichinev est, sans nul doute, le père fondateur de la recherche contemporaine sur le sommeil moderne.

Directeur d'une unité de sommeil à l'Université de Chicago, réduit le nombre de phases de sommeil à quatre :

- À et B constituaient un premier stade.
- C un second stade.
- D un troisième.
- E un quatrième.

John C. Eccles, 1951 : variation du potentiel électrique à la surface corticale,

Courants électriques générés dans le tissu cérébral par l'activité synaptique dans les dendrites des neurones pyramidaux corticaux

De nos jours, cette technique a beaucoup évolué, les électrodes placées à la surface du cuir chevelu peuvent être soutenu par un casque en caoutchouc, puis procédé à un enregistrement numérique.

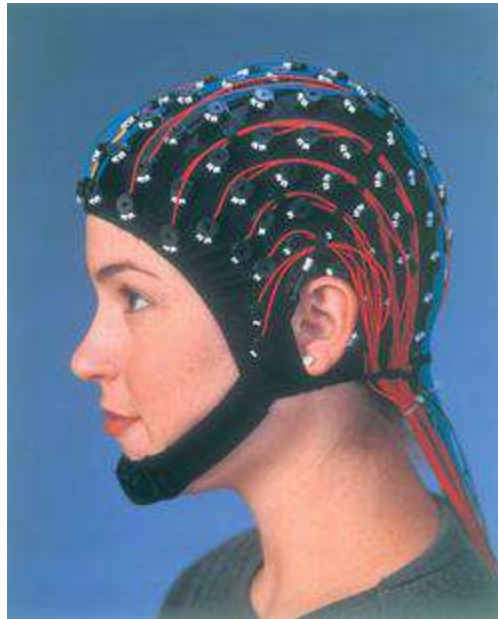


Figure I.6 : casque à électrodes.[7]

I.4.2 Dispositifs d'enregistrement de l'EEG en clinique :

I.4.2.1 Dispositifs analogiques :

Historiquement, les premiers appareils EEG étaient composés de chaînes analogiques d'amplification et d'enregistrement des tracés. Les électrodes captaient les micro-courants du cuir chevelu, lesquels étaient amplifiés par des amplificateurs différentiels. Le courant de sortie de ces amplificateurs déplaçait les plumes d'une table traçante, dont le papier se déroulait à une vitesse prédéfinie. En fonction de la taille et du type d'équipement, on disposait de huit à seize voies d'amplification, correspondant au même nombre de tracés produits sur le papier.

(Figure I.6).

Les paramètres de l'enregistrement de l'EEG étaient sur ce type d'appareils :

- l'amplification (donnée en $\mu\text{V}/\text{mm}$) ;
- la constante de temps des condensateurs des amplificateurs;
- la vitesse de déroulement du papier correspondant à une base de temps exprimée en secondes de tracé par page.

Un système permettait de calibrer l'amplitude de la déviation des plumes avant le début de chaque tracé. Dans ces conditions, le tracé apparaissant sur le papier enregistrait de manière définitive l'amplitude des déviations des ampèremètres, sous l'effet des variations de courants recueillies à la surface du cuir chevelu puis amplifiées.

Les appareils analogiques d'enregistrement de l'EEG en clinique ne sont plus fabriqués actuellement et ils ont été remplacés par des appareils numériques (figure I.6).

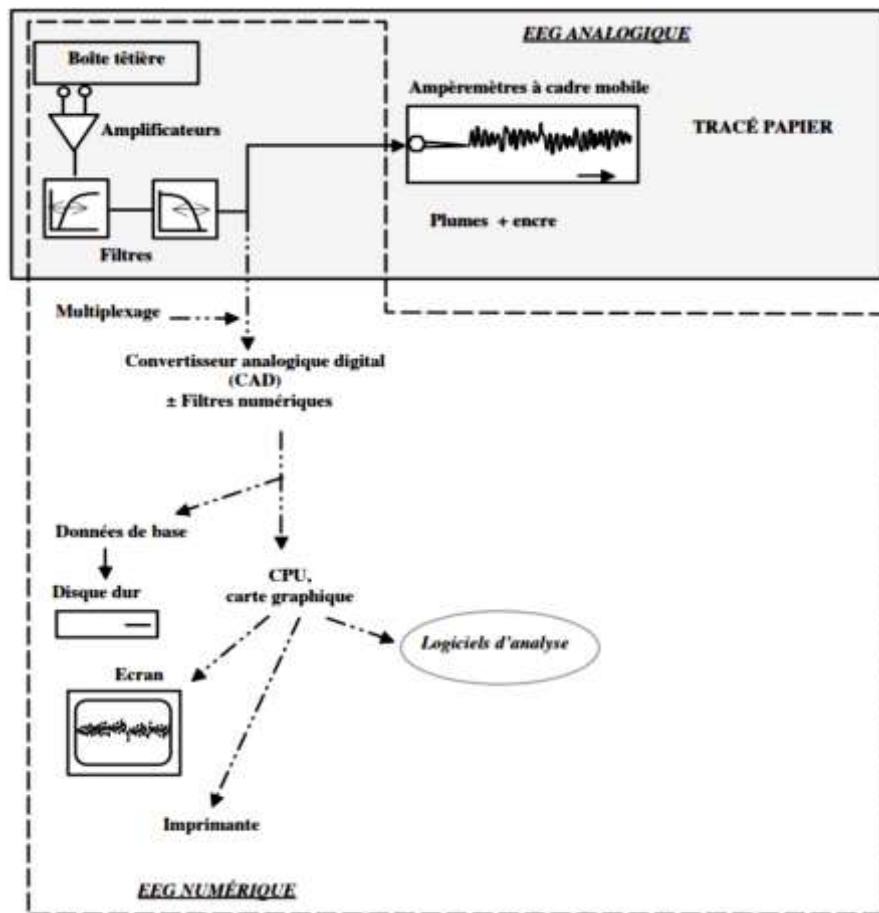


Figure I.7 : Dans le cadre en traits pleins : dispositif de type EEG analogique.

Dans Cadre en pointillés : dispositif de type EEG numérique. [8]

I.4.2.2. Dispositifs numériques :

La numérisation des courants électriques issus du cuir chevelu représente une étape cruciale dans l'histoire de l'EEG. Elle requiert une vitesse d'échantillonnage relativement faible (128 à 256 Hz). Très souvent, cette numérisation s'effectue par la technique du multiplexage, qui entremêle les signaux provenant simultanément des différentes voies d'acquisition. Ce procédé est rendu possible grâce à la faible fréquence d'échantillonnage nécessaire pour les EEG.

Sur les appareils EEG contemporains, la boîte têtère, autrefois simplement un système de connexion des fils d'électrodes, intègre désormais les amplificateurs et, dans certains cas, le convertisseur analogique-numérique (CAN : convertisseur analogique-numérique). Ainsi, le signal parvient à l'ordinateur sous une forme amplifiée et numérisée directement. L'ordinateur,

à l'aide d'une carte graphique, se charge ensuite de présenter les données. La transmission entre la boîte tête et l'ordinateur se fait souvent par fibre optique, ce qui présente l'avantage de réduire considérablement le bruit électronique et les interférences des fils connectés.

I.4.2.3. Dispositifs de stimulation et synchronisation :

Généralement, les systèmes d'enregistrement de l'EEG sont associés à des systèmes de stimulation. Le stimulateur le plus basique utilisé est souvent le module de stimulation lumineuse intermittente (SLI), qui produit des flashes lumineux. Ce stimulateur peut être intégré à l'appareil d'enregistrement ou être un module externe distinct. Pour la génération de stimuli destinés aux potentiels évoqués cognitifs, des ordinateurs externes au système d'enregistrement sont souvent requis. Ces ordinateurs doivent être capables de générer des stimuli complexes tels que des images ou des phrases préenregistrées, qui seront présentés au sujet. Quoi qu'il en soit, l'élément crucial est la synchronisation entre le stimulus et l'acquisition du signal. Grâce à cette synchronisation, une information est émise par le module de stimulation:

- 1- pour que le système d'acquisition se déclenche quand le stimulus apparaît.
- 2- pour que le système de visualisation ou de calcul puisse disposer de cette information pour l'analyse ultérieure.

I.4.3 Différents montages (dérivations) :

En pratique clinique courante, la disposition des électrodes sur le cuir chevelu est généralement effectuée selon le système 10-20 (voir figure 1.8). Chaque canal d'amplification reçoit le courant de deux électrodes, ce qui signifie deux électrodes actives ou une électrode active et une électrode de référence. Cette paire d'électrodes est appelée dérivation, par exemple dérivation Cz-Pz. Un ensemble de dérivations permettant d'enregistrer autant de traces qu'il y a de canaux d'amplification actifs est appelé montage. En d'autres termes, un montage est une configuration dans laquelle plusieurs dérivations sont affichées simultanément sur un enregistrement EEG (voir figure 1.8). On notera que les électrodes paires correspondent au côté droit et les électrodes impaires au côté gauche. Les électrodes centrales sont indexées par 'z'

En routine clinique, trois montages sont essentiellement utilisés (figure 1.9) :

- Le montage standard zéro (qui est un bon montage d'analyse rapide de l'activité cérébrale),
- Le montage longitudinal et le montage transverse ou la combinaison des deux (qui permet une bonne visualisation des phénomènes paroxystiques).
- Le montage à longues distances ou en « hameçon » sont utilisés dans des applications

plus spécifiques, respectivement évaluation de la mort cérébrale et les enregistrements chez les bébés.

- Les montages référentiels permettent d'étudier et de comparer l'amplitude des graph-éléments.

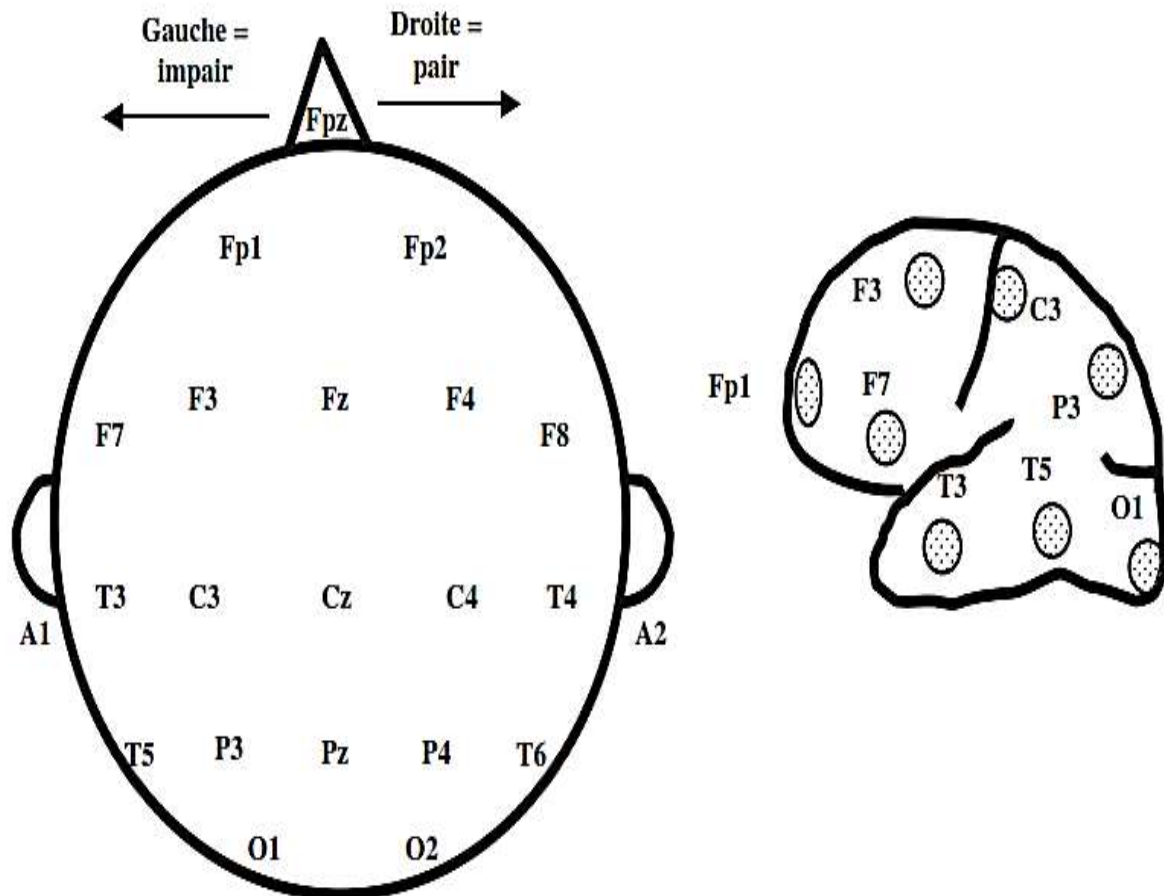


Figure I.8 : Positionnement des électrodes dans le système 10-20. Aperçu de la face gauche du cerveau avec les électrodes impaires [9]

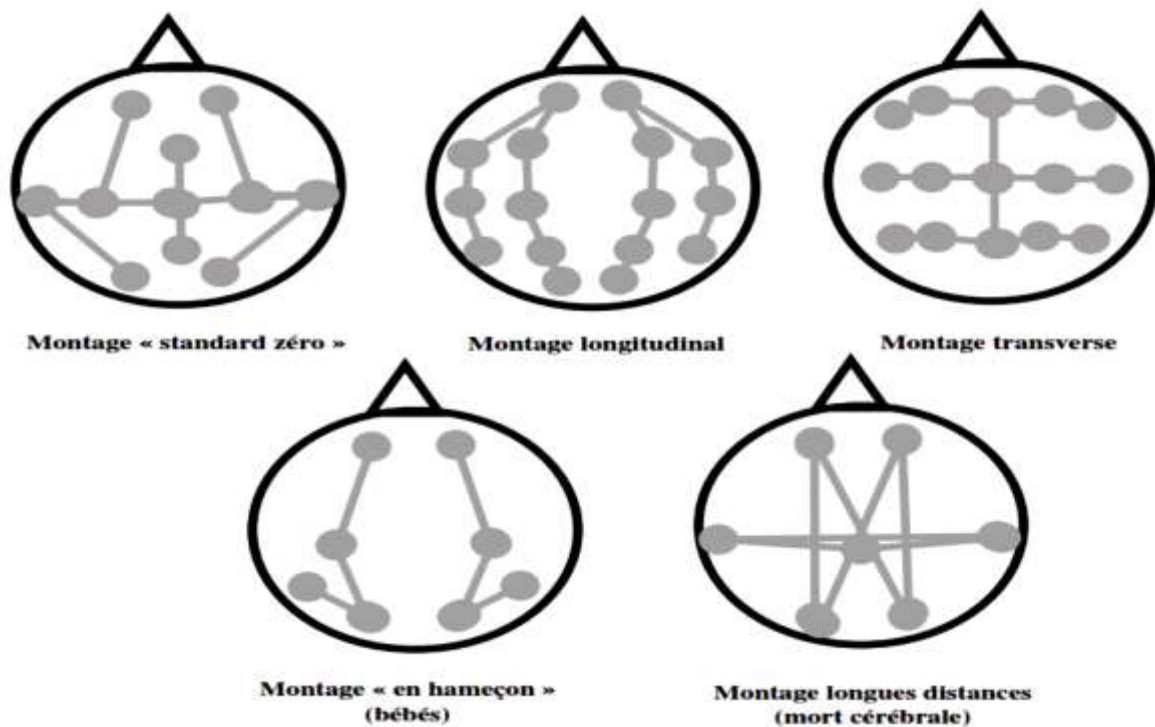


Figure I.9 : Les principaux montages utilisés en EEG clinique. [10]

I.5 Caractéristiques de l'EEG :

Les caractéristiques EEG du cuir chevelu ne dépendent pas uniquement de la localisation des sources de courant, mais également de la nature et de la structure du cerveau, du crâne et du cuir chevelu, incluant leurs propriétés électriques et géométriques respectives. Les connexions entre les signaux de surface et les sources profondes sont ainsi intimement liées à la physique du comportement des champs électriques dans les tissus biologiques. De plus, des sources extra-cérébrales peuvent influencer l'activité électrique enregistrée sur le cuir chevelu. Les mouvements oculaires, les contractions musculaires et d'autres activités électriques non cérébrales peuvent générer des potentiels qui perturbent les potentiels générés par les sources cérébrales:

- L'activité cérébrale émane de générateurs (ou sources) localisés dans différentes structures cérébrales, qui sont souvent modélisés comme des dipôles
- C'est une mesure de surface : elle représente une certaine projection de l'activité cérébrale multi sources. Cette projection peut être représentée par un modèle de mélange linéaire instantané : un signal EEG est la somme pondérée des activités des différentes sources.

- l'EEG est un ensemble d'enregistrements faits par rapport à une référence de potentiel non nulle.
- l'EEG est contaminé par le bruit de mesure inhérent à la chaîne d'instrumentation et aux amplificateurs de tension, mais également par différents artefacts : oculaire musculaire, etc.

I.5.1 Rythmes de l'EEG :

Tout à fait, un rythme cérébral fait référence à une oscillation électromagnétique dans une bande de fréquence spécifique, résultant de l'activité électrique cohérente d'un grand nombre de neurones du cerveau, observable en électroencéphalographie (EEG). Ces ondes présentent une très faible amplitude, de l'ordre du microvolt chez l'être humain, et ne suivent pas toujours une sinusoïde régulière.

Les caractéristiques des rythmes cérébraux sont influencées par l'état psychologique, et le cas échéant, pathologique de la personne chez qui ils sont enregistrés. Ainsi, l'enregistrement de l'activité rythmique cérébrale permet d'étudier les phases du sommeil ou de caractériser des maladies neurologiques telles que l'épilepsie et l'apnée

Les principaux rythmes de l'EEG sont :

Un rythme est défini par :

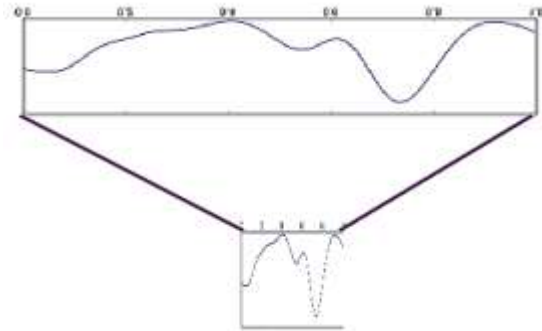
- La bande de fréquence à laquelle il appartient
- Sa localisation
- Sa morphologie et son amplitude
- Sa réactivité

- Les rythmes cérébraux évoluent avec l'âge.
- Le rythme de base se constitue au fur et à mesure de la maturation cérébrale (d'où l'intérêt de l'enregistrement EEG chez les prématurés).

- Les caractères définitifs du tracé ne seront constitués que vers 9 à 10 ans.

a) Rythme delta :

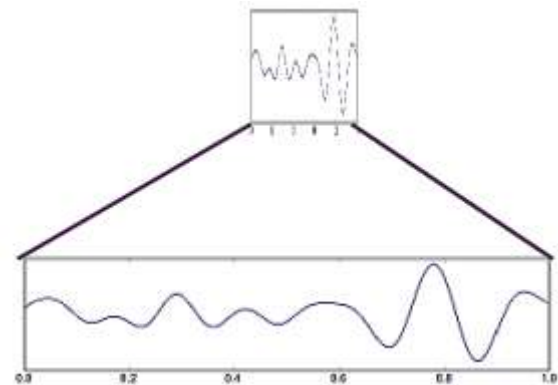
- Activité à ondes lentes
 - Fréquence basse : inférieur à 4 Hz
 - Grande amplitude
- (>75 μ V dans le sommeil profond)
- Localisation préférentielle frontale
 - Rythme retrouvé en sommeil lent profond (Très rares au cours de la veille)



b) Rythme thêta :

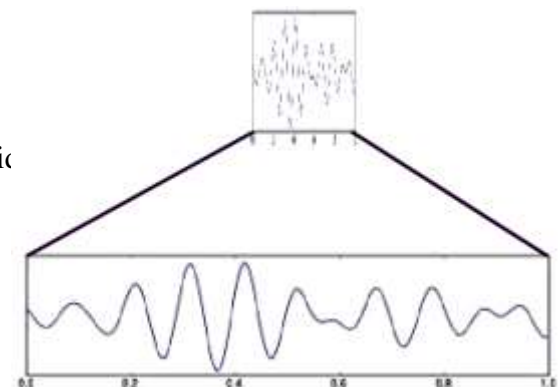
- Ondes lentes 2et instables, très variable d'un sujet à un autre.
- Fréquence 4-7 Hz
- Amplitude moyenne, souvent un peu inférieure à l'alpha
- Localisation Centro-temporale préférentielle
- Rythme retrouvé dans différents états de conscience :

- Veille
- Endormissement
- Sommeil paradoxal



c) Rythme alpha :

- Fréquence : 8-12 Hz
- Amplitude moyenne (variabilité interindividuelle)
- Localisation postérieure préférentielle
- Généré au niveau cortical
- Rythme associé à la veille dite calme :



Yeux fermés

Pas d'activité motrice

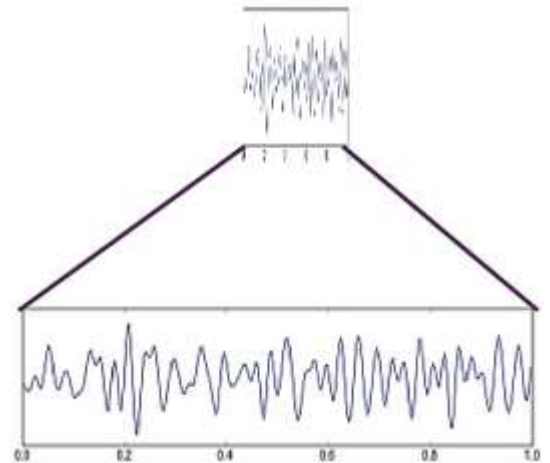
Pas d'activité intellectuelle

- Diminution de l'amplitude par l'attention
- Disparaît à l'ouverture des yeux

d) Rythme beta :

- Rythmes rapides survient par épisode inconstant
- Diminue l'amplitude lors d'un mouvement réel ou imaginaire.

- Non modifiée par l'ouverture des yeux
- Fréquence : $> 12\text{Hz}$
- Très faible amplitude
- Localisation diffuse
- Veille attentive, activité motrice



Les activités EEG :

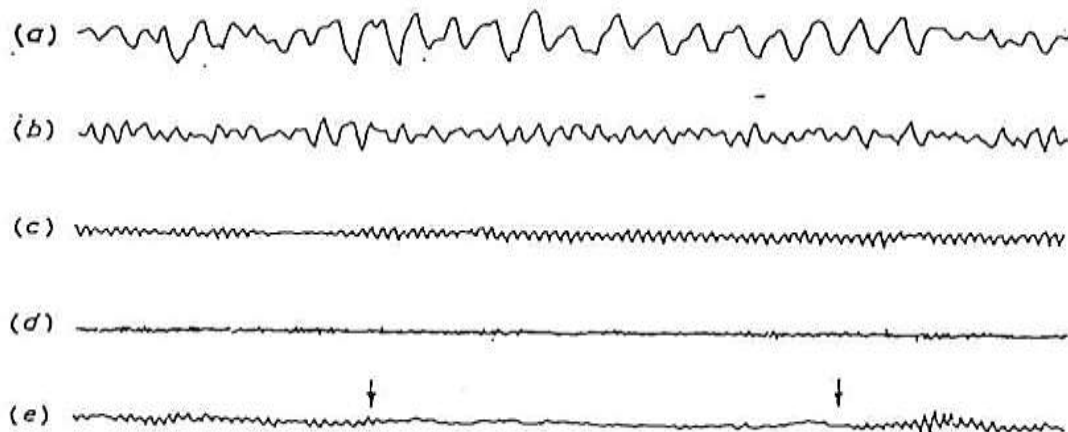


Figure I.10 : a – delta b – thêta c – alpha d – activité beta
e – réaction d'arrêt visuel (ouverture des yeux) [11]

Rythme	Fréquence	Amplitude	Localisation	Corrélat
Delta	< 4Hz	>30 μ V	Antérieur, Diffuse	Sommeil lent Profonde
Thêta	4-7 Hz	20 μ V	Centro- Temporal	Sommeil léger
Alpha	8-12 Hz	30 μ V	Postérieur	Veille calme
Beta	> 12 Hz (généralement inférieur à 45 Hz)	< 20 μ V	Antérieur et moyen	Veille active

Table I.1 : Caractéristiques des rythmes d'un EEG normal

I.5.2 Caractéristiques du signal EEG :

Effectivement, de manière classique, le signal EEG peut être considéré comme une somme de nombreuses fonctions sinusoidales qui se combinent pour former le tracé enregistré sur papier ou affiché à l'écran. Le simple comptage des fréquences dans l'interprétation standard (visuelle) de l'EEG témoigne de la pertinence et de l'importance de ce modèle. L'analyse spectrale repose sur cette hypothèse, en examinant la composition fréquentielle du signal EEG.

En effet, dans la réalité, le signal EEG enregistré lors d'un examen standard présente des caractéristiques fondamentales telles que la polarité, la non-stationnarité et la complexité. Il est crucial de bien comprendre ces aspects pour espérer interpréter correctement un tel examen.

I.6 Applications de l'EEG :

. Tout à fait, l'EEG, tout comme d'autres techniques d'imagerie cérébrale, offre une fenêtre sur le fonctionnement du cerveau. En observant le comportement et l'activité cérébrale, les chercheurs peuvent mieux comprendre comment ces deux aspects sont corrélés.

Les méthodes spécifiques utilisées pour surveiller et enregistrer l'EEG varient en fonction des objectifs et du protocole envisagés. L'EEG quantitative, abrégé EEG q, fait référence à l'application de techniques de traitement numérique du signal pour analyser l'EEG. Lorsque les chercheurs souhaitent identifier la source des signaux EEG dans le cerveau, ils recourent à des

méthodes de séparation de sources telles que l'analyse en composantes indépendantes (ICA), ainsi qu'à des techniques de localisation de sources comme la tomographie.

a) Santé Médicale :

L'EEG revêt une importance capitale dans le domaine médical et de la santé. Parmi ses applications les plus notables, on trouve la détection des crises d'épilepsie et l'étude des troubles du sommeil. Ces utilisations étaient traditionnellement limitées aux environnements cliniques, mais avec les avancées technologiques récentes, il est désormais possible d'enregistrer l'EEG chez les patients à domicile. Cette évolution ouvre de nouvelles perspectives pour le suivi et la gestion des troubles neurologiques et du sommeil.

Le domaine du Neurofeedback, également appelé Neuromodulation, offre aux patients la possibilité de réguler leur EEG dans une certaine mesure à l'aide de boucles audio ou de rétroaction visuelle. Cette approche s'est avérée efficace dans le traitement du TDAH (Trouble de Déficit de l'Attention/Hyperactivité) ainsi que comme outil d'amélioration de concentration.

Maintenant que l'EEG a quitté le laboratoire, nous assistons aux premières applications dans ce que l'on appelle l'industrie du bien-être. La surveillance de la qualité du sommeil est la première de ces applications, mais elle est rapidement suivie par une croissance plus marquée, en lien avec le mouvement croissant du Quantified Self, ainsi que dans le domaine de l'interaction homme-machine.

EEG offre une occasion unique en termes de résolution temporelle, de portabilité et de coût par rapport à d'autres techniques de neuro-imagerie.

Le domaine des Interfaces Cerveau-Ordinateur (BCI) repose largement sur l'EEG pour ces raisons. Les systèmes BCI utilisent divers paradigmes tels que l'imagerie motrice, les Potentiels d'Équilibre Visuel (VEP) et ce qui est connu sous le nom de P300 pour le contrôle de logiciels, en se basant sur l'analyse en temps réel des signaux EEG. Un autre domaine, connu sous le nom de BCI affectif, vise à déduire des informations sur l'état émotionnel d'un utilisateur à partir de son EEG. Ces informations peuvent être utiles pour comprendre comment l'utilisateur réagit en temps réel et peuvent également faciliter la communication non-verbale lorsque la communication verbale est altérée.

b) Psychiatrie :

Il permet notamment :

- ❖ de dépister l'origine comitiale de certains troubles mentaux atypiques, ainsi que des manifestations psychiques associées à des tumeurs, notamment frontales et temporales.

- ❖ de participer à la recherche étiologique d'une confusion mentale (intoxication, encéphalite, lésions vasculaires, etc.) et à la surveillance de son évolution ;
- ❖ de contrôler diverses chimiothérapies (surcharge lente avec les neuroleptiques, p. ex.).

On peut résumer quelques objectifs de la pratique de l'EEG, tel que :

- ❖ Détection des anomalies dans l'activité électrique du cerveau.
- ❖ Savoir si la personne ne fait pas d'épilepsie.
- ❖ Déterminer l'emplacement d'une tumeur au cerveau, d'une inflammation,

d'une infection, d'un saignement, d'une blessure à la tête ou d'une maladie du cerveau dont on soupçonne la présence tel que l'amnésie, l'apnée, l'insomnie ou la syncopes.

- Surveiller le cerveau lors d'une chirurgie à ce même niveau

I.7 Méthodes d'enregistrement de l'EEG :

Selon les objectifs de l'examen, l'EEG peut être enregistré pendant une courte ou longue durée par différentes méthodes :

- Enregistrer le signal sur support informatique plutôt que sur papier (« EEG sans papier ») ouvre de nouvelles possibilités d'analyse, en permettant une exploration autre que visuelle. Cette méthode permet, par exemple, de créer des cartes d'activité électrique 2cérébrale.
- Enregistrements EEG de longue durée, y compris pendant le sommeil ;
- Enregistrer l'EEG sur un appareil portable (EEG ambulatoire) permet une surveillance sur de très longues durées. Ces appareils utilisent souvent des supports de stockage de données comme des cartes flash offrant une grande capacité. Ils offrent généralement 2une autonomie d'enregistrement d'environ 24 heures, et peuvent être utilisés pour des enregistrements au domicile du patient. Ce dernier peut ainsi vaquer à ses occupations habituelles tout en étant enregistré.
- Il est de plus en plus courant d'associer à l'EEG une surveillance et un enregistrement vidéo, ce qui permet de corréler les changements de l'activité électrique cérébrale aux modifications du comportement du patient pendant les crises.

I.8 Exemples d'appareils d'enregistrement :

- ❖ EEG Vidéo haute résolution sur PC portable



Figure I.11 : EEG Vidéo haute résolution sur PC portable. [12]

Il offre les mêmes avantages que l'EEG Vidéo pour la Neurophysiologie en réseau. De plus, sa portabilité constitue un atout essentiel, lui permettant d'être transporté sur n'importe quel lieu de travail.

❖ EEG Vidéo pour la Neurophysiologie en réseau



Figure I.12 : EEG Vidéo pour la Neurophysiologie en réseau. [13]

Le programme intègre tous les types d'examens dans une seule application : EEG Vidéo, Polysomnographie, Électromyographie et Monitoring peropératoire. Tous ces examens sont gérés par une base de données centralisée de type SQL, ce qui permet une traçabilité complète de l'activité, avec un archivage automatisé.

Les applications possibles couvrent un large éventail d'examens, allant des tests de la mort cérébrale aux EEG Vidéo cliniques, de la polysomnographie au LTM (enregistrement EEG vidéo de longue durée), en passant par le Stéréo EEG ou l'EEG pendant l'enregistrement d'IRM fonctionnel. La structure multifenêtre du logiciel EEG rend le système extrêmement ouvert, flexible et facile à utiliser.

Le système offre la possibilité de revoir l'examen en cours d'acquisition grâce à une double fenêtre sur le poste d'enregistrement. Parmi les autres fonctionnalités figurent le contrôle à distance, la retransmission à distance de l'image du patient, le zoom numérique allant jusqu'à 16x et le contrôle de la caméra via le réseau, le tout en Full HD.

I.9 Déroulement de l'examen :

L'examen peut être réalisé dans n'importe quelle unité de soins. Il comprend au moins une dizaine de minutes de tracé EEG au repos, réalisé d'abord avec les yeux fermés puis ouverts, suivi de deux épreuves de stimulation :

- L'épreuve de l'hyperpnée consiste à faire respirer le patient rapidement et profondément pendant 3 à 5 minutes. Cette épreuve peut entraîner des modifications des gaz sanguins, pouvant se traduire par une sensation de malaise accompagnée parfois de nausées. Elle est pratiquée car elle accentue les anomalies de l'EEG dans plusieurs types d'épilepsies, et peut déclencher une crise partielle complexe, voire une absence typique, chez les patients prédisposés à ce type de crise⁸
- L'épreuve de la stimulation lumineuse intermittente (SLI) implique l'exposition du patient à des flashes lumineux, dont la fréquence est réglée généralement entre 1 et 30 par seconde. Ces flashes sont administrés lorsque les yeux du patient sont fermés, parfois aussi lorsqu'ils sont ouverts. Cette stimulation vise à détecter la photosensibilité, qui est une cause potentielle de certaines formes d'épilepsie.

Pour le bon déroulement de cet examen, une préparation spéciale est exigée.

- ❖ Si la personne prend un médicament, il se peut qu'elle doive cesser de le faire avant l'examen.
- ❖ Elle ne doit pas consommer d'aliments qui contiennent de la caféine, comme le cola et le chocolat, au moins au cours des 8 heures qui précèdent l'examen.
- ❖ Elle doit prendre un repas léger peu avant l'examen puisque si son taux de sucre est bas, cela peut donner des résultats anormaux.
- ❖ Ses cheveux doivent être propres et exempts de fixatif, d'huile, de crème, de lotion ou de tout autre produit puisque les électrodes seront fixées à son cuir chevelu.

Pendant l'enregistrement du signal :

- ❖ Le patient s'allonge sur un lit ou une table d'examen ou s'assoit confortablement sur une chaise.
- ❖ On fixe les électrodes à différents endroits sur sa tête
 - On peut utiliser une pâte collante pour maintenir les électrodes en place.
 - Il se peut qu'elle porte un bonnet sur lequel des électrodes sont déjà fixés
- ❖ Les électrodes sont reliées par des fils à l'appareil qui amplifie et enregistre l'activité électrique à l'intérieur du cerveau.

L'appareil enregistre l'activité électrique sous forme de lignes ondulées, produites par une série de traceurs sur une feuille de papier mobile, ou sous forme d'une image qui s'affiche sur un écran d'ordinateur.

I.10 Conclusion :

L'électroencéphalographie est un examen accessible et économique qui permet d'accéder à la fonctionnalité cérébrale. Cette dernière peut être anormale, même si tous les résultats de l'imagerie sont normaux. L'EEG n'est en aucun cas invalidé ou remplacé par les méthodes d'imagerie contemporaines, car il fournit des informations spécifiques que celles-ci ne peuvent pas offrir.

Dans le prochain chapitre, nous aborderons la carte d'acquisition et ses différents composants.

Chapitre II

Conception de la carte
d'acquisition

II.1.Introduction :

Après avoir abordé le signal EEG et les fondements de l'électroencéphalographie, nous allons maintenant nous pencher sur la conception d'une carte chargée de recueillir ce signal. L'objectif de cette carte est de capturer, amplifier, filtrer et numériser le signal EEG. Le schéma de ce système est présenté dans la figure ci-dessous.

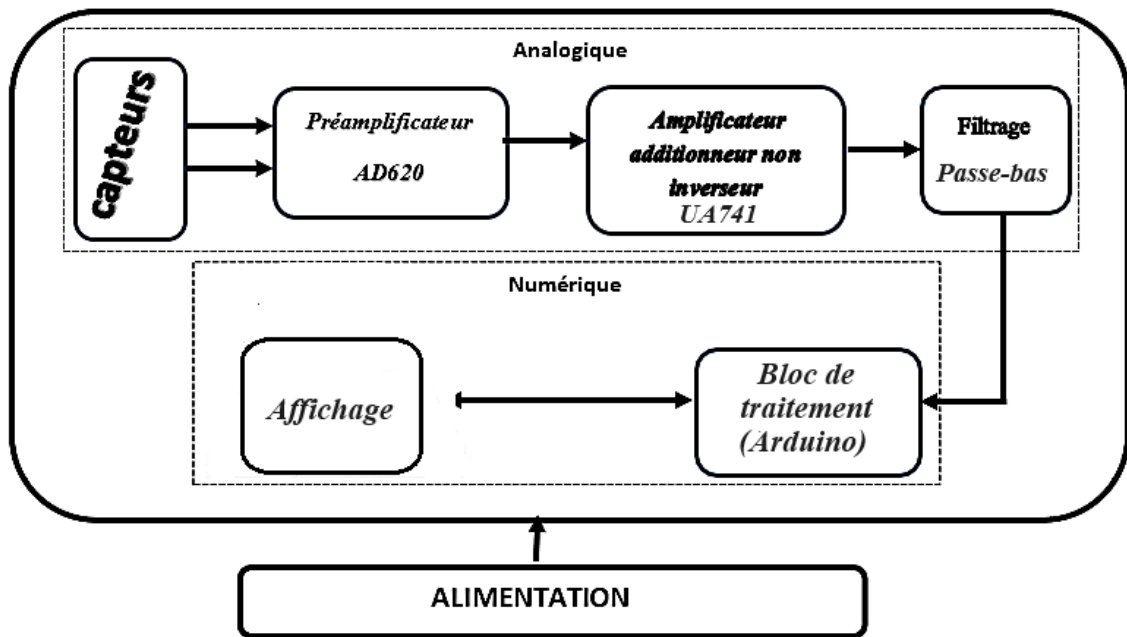


Figure . II.1 : Schéma synoptique

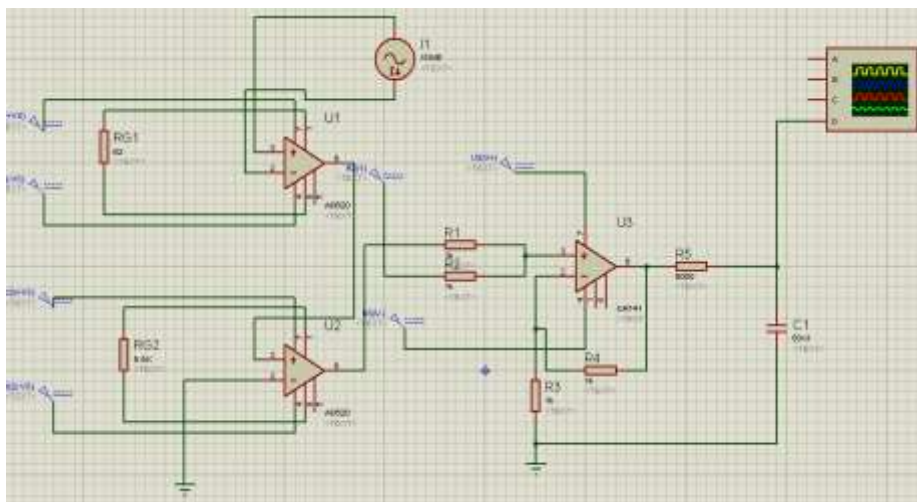


Figure II.2 : Schéma électrique

II.2 Partie analogique :

II.2.1. Les capteurs :

Un capteur transforme une grandeur physique en une grandeur normée, généralement électrique, qui peut être interprétée par un dispositif de contrôle commande. [14]

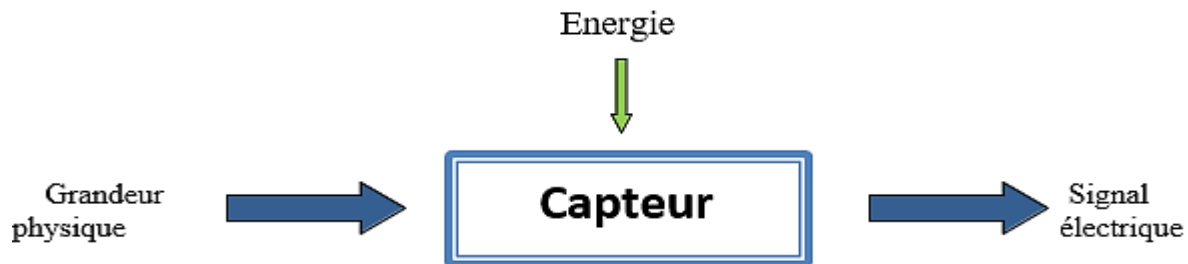


Figure II.3 : Principe de fonctionnement d'un capteur

II.2.1.1. Différents types d'électrodes :

a) Electrodes tampons

Les électrodes sont constituées d'une tige en argent enveloppée dans un tampon de tissu imprégné de solution saline. Elles sont fixées sur un support stabilisateur qui les maintient verticales sur le cuir chevelu, et sont maintenues en place par de petits crochets qui s'accrochent à l'une des lanières d'un "casque".

Le "casque" est une structure en forme de filet, composée de lanières de caoutchouc croisées, qui est placée sur la tête du sujet pour maintenir les électrodes en place. Avant d'appliquer une pâte saline aux emplacements des électrodes, il est essentiel de nettoyer minutieusement le cuir chevelu avec de l'éther. Ces électrodes demeurent les plus couramment utilisées dans des conditions standard. La figure 2.2 illustre l'aspect de telles électrodes.

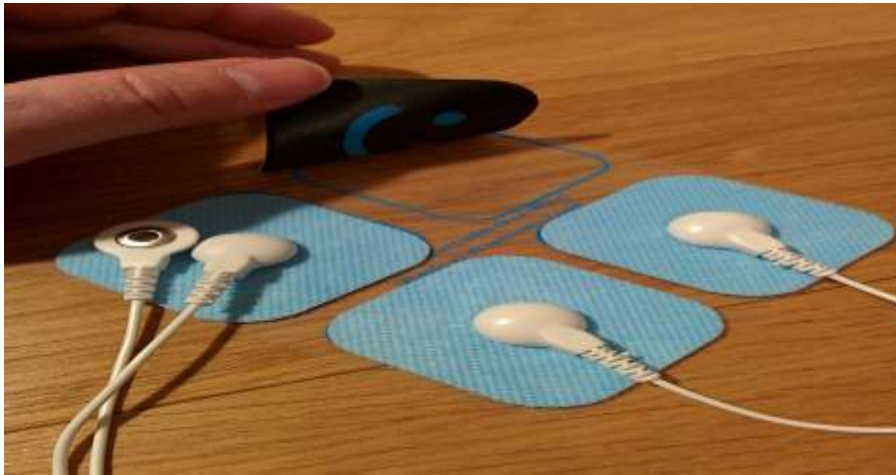


Figure II.4 : Electrodes tampons

b) Electrodes aiguilles

Enfoncées légèrement dans le cuir chevelu, les extrémités de ces électrodes assurent une connexion électrique fiable malgré une légère sensation de picotement. Elles garantissent une qualité de contact électrique élevée, réduisent efficacement le bruit et maintiennent une constante résistance entre la peau et l'électrode. Leur utilisation est indispensable dans des situations où l'acquisition d'un EEG dans des conditions techniques optimales est primordiale, telles que lors de l'évaluation des comas profonds.



Figure II.5 : Electrodes aiguilles

c) Electrodes cupules

Ces électrodes, remplies de pâte conductrice, sont fixées au cuir chevelu avec de la pâte adhésive ou du collodion imprégnant une compresse chirurgicale. Elles sont reliées à un appareil d'enregistrement par des fils isolés. Il est crucial de maintenir une bonne conductivité et une interface électrochimique efficace (électrode – électrolyte – peau), vérifiées par la mesure de l'impédance des électrodes. Elles sont utilisées principalement pour les enregistrements prolongés, comme en télémétrie ou pendant le sommeil.



Figure II.6 : Electrodes cupules

2 II 2.2. Les amplificateurs :

Comme mentionné, en raison de la faible amplitude des signaux EEG, il est nécessaire de les amplifier à travers une chaîne de préamplificateurs et de les filtrer avec un gain élevé.

Dans la partie de pré-amplifications, on utilisera :

II 2.2.1. L'amplificateur d'instrumentation Le AD620 :



Figure II.7: L'amplificateur d'instrumentation AD620

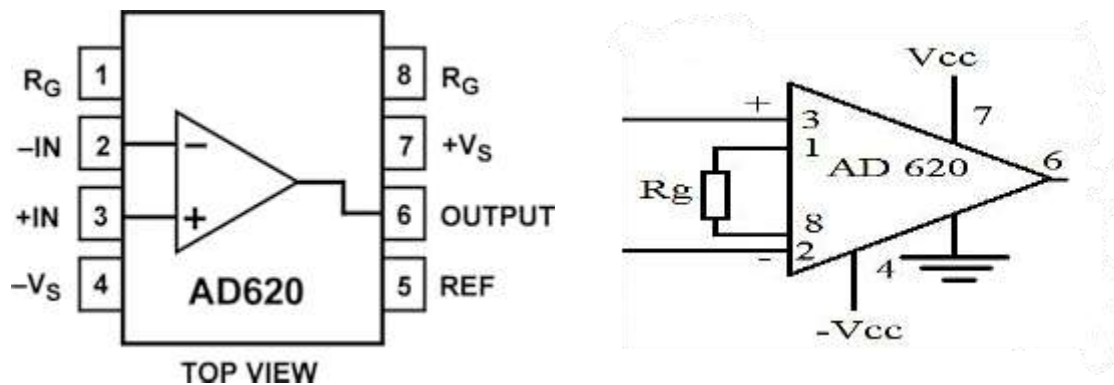


Figure II.8: Le schéma électrique de l'amplificateur d'instrumentation AD620

AD620 a un gain en tension variant de 1 à 1000, pour le calculer nous utilisons la formule suivante :

$$G = 1 + (49.4 \text{ K}\Omega / R_G)$$

$$R_G = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{G-1}$$

Table 6. Gains Achieved Using 1% Resistors

1% Standard Table Value of R_G (Ω)	Calculated Gain
49.9 k	1.990
12.4 k	4.984
5.49 k	9.998
2.61 k	19.93
1.00 k	50.40
499	100.0
249	199.4
100	495.0
49.9	991.0

II.2.2.1.1. Caractéristique :

- Facile à utiliser.
- Gain réglé avec une seule résistance externe
(Plage de gain de 1 à 10 000).
- Large plage d'alimentation ($\pm 2,3 \text{ V}$ à $\pm 18 \text{ V}$).
- Performances supérieures aux conceptions IA à 3 amplificateurs opérationnels.
- Disponible en boîtier DIP à 8 broches et SOIC.
- Faible consommation, courant d'alimentation maximal de 1,3 mA.
- Tension de décalage d'entrée maximale de 50 μV .
- Dérive de la tension de décalage d'entrée maximale de 0,6 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$.
- Courant de polarisation d'entrée maximal de 1,0 nA.
- Rapport de réjection du mode commun minimal de 100 dB ($G = 10$).
- Faible bruit.
- Temps d'établissement de 15 μs à 0,01 %.

II.2.2.1.2. Applications :

- Balances.
- ECG et instrumentation médicale.
- Interface de transducteur.
- Systèmes d'acquisition de données.
- Contrôles de processus industriels

- Équipements alimentés par batterie et portables.

II.2.3 L'amplificateur non-inverseur :

Le UA741 est un amplificateur opérationnel polyvalent qui dispose d'une entrée différentielle à haute impédance ainsi que d'une entrée en mode commun, en plus d'une sortie unique. Son fonctionnement est conçu pour amplifier la différence de tension entre ses deux entrées. Il est alimenté par une seule source d'alimentation, généralement comprise entre $\pm 5V$ et $\pm 15V$, ce qui le rend compatible avec des sources d'alimentation standard.

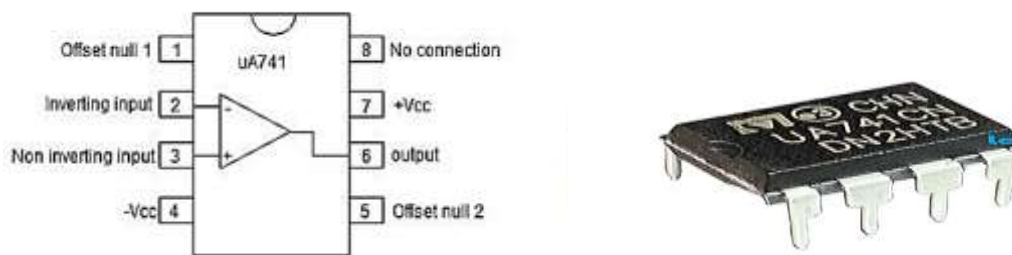


Figure II.9 : schéma électrique de l'amplificateur UA741.

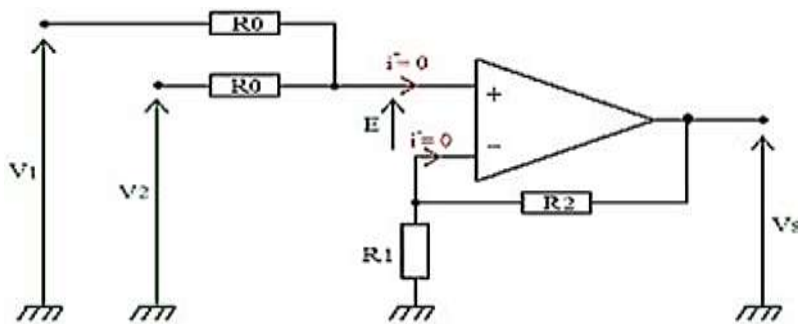


Figure II.10 : circuit électrique du sommateur non-inverseur

Avec :

$$R2=R1=R2=100k\Omega$$

II.2.4 Les Filtres :

Un filtre est un circuit électronique conçu pour effectuer un traitement du signal. Son rôle est d'atténuer certaines composantes du signal tout en laissant passer d'autres, selon les caractéristiques du filtre.

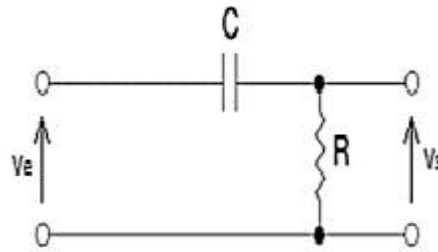
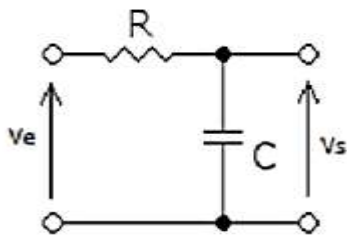
Il existe plusieurs types de filtres, dont les plus connus sont :

- filtre passe-haut
- filtre passe-bas.
- filtre passe-bande.
- filtre coupe-bande

Dans notre conception on utilisera le filtre passe-bas pour atténuer l'amplitude des composantes de fréquence supérieure à celle de coupure.

a) Filtre passif :

Un filtre passif se distingue par l'utilisation uniquement de composants passifs tels que des résistances, des condensateurs et des bobines (couplées ou non). En conséquence, leur gain (le rapport de puissance entre la sortie et l'entrée) ne peut dépasser 1. En d'autres termes, ils réduisent le signal, avec une atténuation qui varie selon la fréquence.



2 **Figure II.11:** Filtre passif "passe-bas" **Figure II.12:** Filtre passif "passe-haut"

Que ce soit pour un filtre passe-haut ou passe-bas, la fréquence de coupure se calcule avec la formule suivante :

$$f=1/(2\pi RC)$$

b) Filtre actif :

Les filtres actifs intègrent au moins un composant actif, tel qu'un transistor, un amplificateur opérationnel ou un autre circuit intégré analogique. Ils se composent essentiellement d'un circuit amplificateur dont la réponse en fréquence est ajustée par des éléments de déphasage, tant dans le circuit direct que dans la contre-réaction. Par

conséquent, ils peuvent atteindre un gain total supérieur à 1, permettant ainsi d'amplifier ou d'atténuer différentes fréquences selon les besoins.

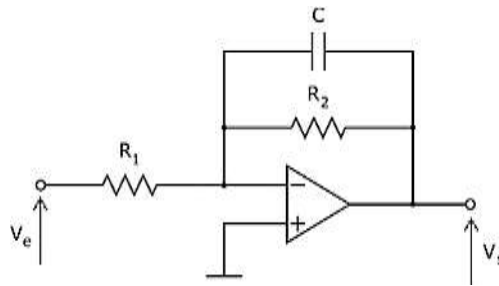


Figure II.13: Filtre actif "passe-bas".

II.2.4.1 Filtre utilisé :

Filtre passe-bas :

On a utilisé un filtre passe-bas avec une capacité de 791nf et une résistance de 5k.

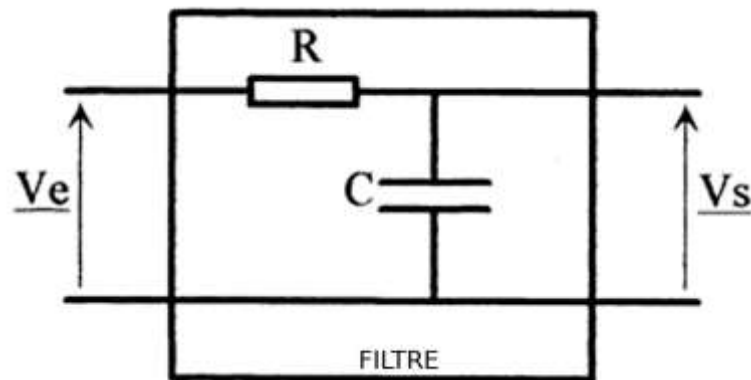


Figure II.14: Filtre passif du 1^{er} ordre

II.3 Partie Numérique :

II.3.1 Arduino :

Arduino est un projet lancé en Italie en 2005 par des passionnés pour les étudiants. Il s'agit d'une plateforme open-source d'électronique programmée, comprenant une carte à microcontrôleur simple (de la famille AVR) et un logiciel. Ce logiciel sert d'environnement de développement intégré, permettant d'écrire, de compiler et de transférer des programmes vers la carte à microcontrôleur.

Arduino peut être utilisé pour développer des objets interactifs capables de recevoir des entrées provenant de divers interrupteurs ou capteurs et de contrôler une large gamme d'actionneurs, de moteurs et d'autres sorties matérielles. [15]

II.3.2 Les avantages de la carte Arduino :

- ❖ Pas cher(abordable) : les cartes Arduino sont relativement peu coûteuses par rapport à d'autres plateformes.
- ❖ Multi-plateformes : le logiciel Arduino, écrit en Java, fonctionne sous les systèmes d'exploitation Windows, Macintosh et Linux, contrairement à la plupart des systèmes à microcontrôleurs qui sont généralement limités à Windows.
- ❖ Un environnement de programmation clair et simple : l'environnement de programmation Arduino (le logiciel Arduino) est facile à utiliser pour les débutants, tout en étant suffisamment flexible pour que les utilisateurs avancés puissent également en tirer profit.
- ❖ Logiciel Open Source et extensible : le logiciel Arduino ainsi que le langage Arduino sont distribués sous licence open source, permettant aux programmeurs expérimentés de les modifier et de les étendre selon leurs besoins.
- ❖ Matériel Open source et extensible : les cartes Arduino reposent sur des microcontrôleurs tels que l'Atmel ATMEGA8, ATMEGA168, ATMEGA328, etc. Les schémas des modules sont publiés sous licence Creative Commons, permettant aux concepteurs de circuits expérimentés de créer leurs propres versions améliorées des cartes Arduino. Même les utilisateurs relativement inexpérimentés peuvent assembler une version sur plaque d'essai de la carte Arduino pour mieux comprendre son fonctionnement.

II.3.3 Le principe de fonctionnement d'Arduino :

Les différentes versions d'Arduino suivent le même principe général :

1. Concevoir ou ouvrir un programme existant avec le logiciel Arduino.
2. Vérifier ce programme avec le logiciel Arduino (compilation).
3. En cas d'erreurs signalées, modifier le programme.
4. Charger le programme sur la carte.
5. Câbler le montage électronique.
6. L'exécution du programme démarre automatiquement après quelques secondes.
7. Alimenter la carte soit par le port USB, soit par une source d'alimentation autonome.
8. Vérifier que notre montage fonctionne.

II.3.4 Principe de programmation Arduino :

Le langage Arduino repose sur les langages C et C++. Les programmes Arduino sont structurés dans un schéma (appelé "sketch") comprenant deux blocs de fonctions : setup et loop. Ces deux blocs sont obligatoirement présents dans tous les programmes Arduino.

Chaque bloc commence par le symbole { et se termine par le symbole }. Le nom d'une fonction est toujours suivi des symboles ().

La fonction setup() est automatiquement appelée lors du démarrage de l'Arduino, une seule fois, après un reset ou une mise sous tension. Elle est utilisée pour initialiser des variables, démarrer des bibliothèques, configurer les broches, etc.

Une fois que la fonction setup() a été exécutée, la fonction loop() prend le relais en exécutant en boucle le code à l'intérieur de ce bloc, ce qui permet de répondre de manière continue aux interactions requises.

Pour améliorer la lisibilité du code écrit, il est possible d'inclure du texte qui ne sera pas interprété comme du code. Une ligne de commentaire débute par les symboles //, tandis qu'un bloc de commentaires est encadré par les symboles /* et */.

Par exemple :

```
void setup() {  
  // Ceci est une ligne de commentaire  
}  
  
void loop() {  
  /*  
  Voici un bloc  
  de commentaire  
  sur plusieurs lignes  
  */  
}
```

II.3.5 La carte Arduino Uno :

Il existe en effet de nombreuses cartes Arduino, probablement des centaines, chacune avec ses spécificités. Parmi les plus utilisées, on retrouve les cartes Mega, Uno, Duemilanove, Leonardo, Nano et la carte Mega ADK.

Bien sûr :

Pour notre projet, nous avons sélectionné la carte 2Arduino Uno pour sa simplicité d'utilisation. Dans la suite, nous détaillerons ses caractéristiques ainsi que son mode de fonctionnement.

La carte Arduino Uno se compose principalement de deux éléments : le matériel et le logiciel. En combinant ces deux éléments, nous avons la possibilité de réaliser une grande variété de projets.

a)Présentation du matériel :

La carte Arduino Uno est une carte électronique sous forme d'un support plan, généralement flexible ou rigide, fabriqué en époxy ou en fibre de verre. Elle comporte des pistes électriques disposées sur une ou plusieurs couches (en surface et/ou en interne), permettant de relier électriquement les composants électroniques entre eux. Chaque piste relie un composant à un autre, formant ainsi un système électronique fonctionnel capable d'exécuter les opérations requises. Cette carte est centrée autour d'un microcontrôleur Atmega de la famille ATmega328 fabriqué par Atmel.

L'ATmega328 est un microcontrôleur 8 bits de la famille AVR, programmable en langage C. La figure ci-dessous illustre ses différents composants.

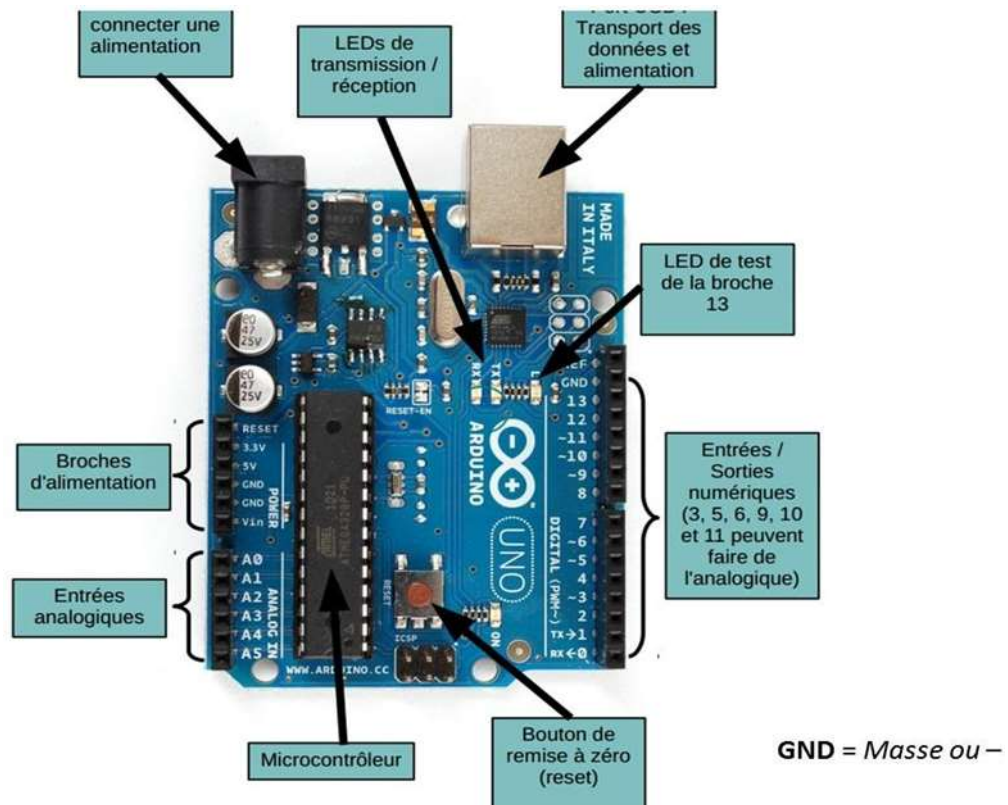


Figure II.15: Présentation de la carte Arduino Uno.

Cette carte dispose de :

- 14 broches numériques (fonctionnant en 5V) peuvent être utilisées comme entrée numérique ou comme sortie numérique. Certaines d'entre elles peuvent avoir d'autres fonctions :
 - ✓ 2MLI ou PWM (broches avec le symbole "~")
 - ✓ DEL 13 (une DEL est incluse sur la carte et connectée à la broche 13)
 - ✓ Interruption (broches 2 et 3)
 - ✓ Communication série (broches 0 et 1) etc.

- 6 entrées analogiques permettent de convertir une tension analogique V_e de 0 à 5V en une valeur numérique N (en décimale) d'une résolution de 10 bits (1024 niveaux).
 - ✓ Si $V_e=0V$ on lit $N=0$
 - ✓ Si $V_e=5V$ on lit $N=1023$

- La carte peut recevoir de l'alimentation soit via une connexion USB directe, soit via une source d'alimentation externe.
- Connecteur de puissance :
 - ✓ 5V : tension régulée par la carte

- ✓ 3,3V : tension régulée par la carte
- ✓ Vin : tension issue de l'alimentation externe de 7/12V
- ✓ GND : la masse
- D'un quartz 16Mhz,
- D'un connecteur d'alimentation jack,
- D'un connecteur ICSP (programmation " in-circuit ") et,
- D'un bouton de réinitialisation (reset).

b)Présentation du logiciel :

Le logiciel open source (compatible avec Windows, Linux, et Mac) fourni avec l'Arduino est un éditeur de texte qui permet :

- De programmer la carte avec un langage simple et similaire au C.
- De communiquer avec la carte via le "terminal série", permettant d'afficher des informations de la carte sur l'écran de l'ordinateur.

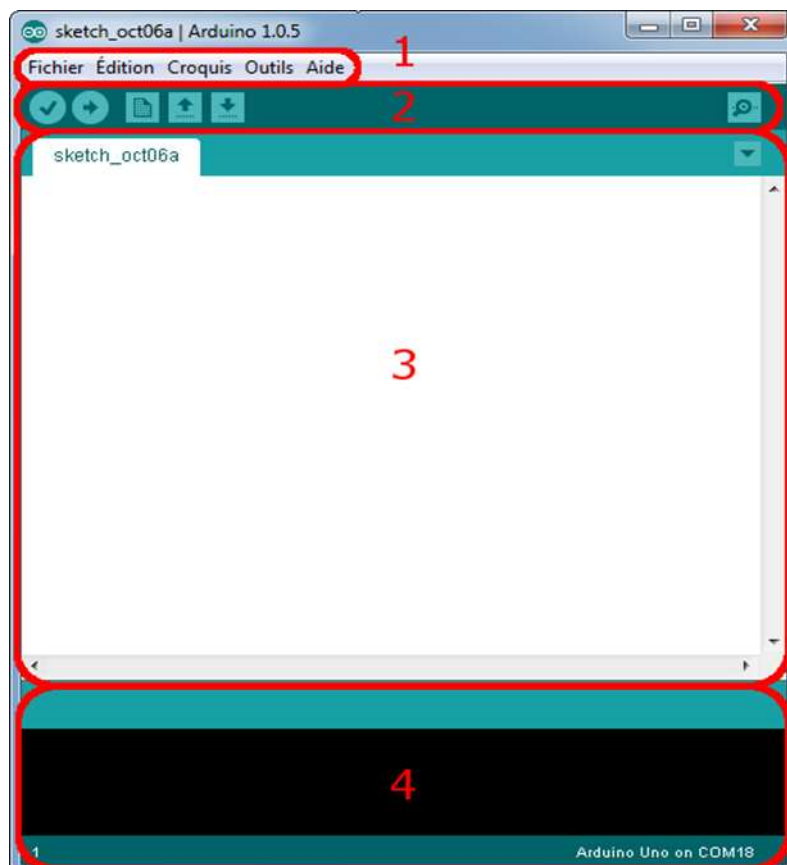


Figure II.16 : Logiciel arduino

Correspondance :

- Barre de Menu (1): Contient les options de configuration du logiciel.
- Fenêtre d'édition des programmes (2) : Espace où le programme est créé.
- Bloc d'affichage des messages de compilation (3): Important pour corriger les erreurs dans le programme, c'est le débogueur.
- Barre des boutons (4) : Contient les boutons nécessaires à la programmation des cartes.

II.3.6 Le microcontrôleur :

Un microcontrôleur est composé de plusieurs éléments, chacun ayant une fonction bien déterminée. En réalité, il comprend les mêmes composants que ceux présents sur la carte mère d'un ordinateur. En quelque sorte, c'est un ordinateur en miniature (sans écran, sans disque dur, ni lecteur de disque) conçu pour un espace très restreint. [16]



Figure II.17: Microcontrôleur ATmega 328.

Explication des références Microcontrôleurs :

Le microcontrôleur **ATmega328** :

- **AT** = Le composant est créé par ATMEL
- **Mega** = Le composant fait partie de la série des, megaAVR.
- **328** = Le composant possède 32 Ko de mémoire flash, et un CPU 8 bits.

Ce microcontrôleur intègre dans un seul composant :

- Un processeur 8 bits à architecture RISC
- De la mémoire avec des espaces physiques séparés :
 - ❖ Mémoire Flash (32 Ko) : Contient le programme à exécuter. Cette mémoire est effaçable et réinscriptible, similaire à celle d'une clé USB.
 - ❖ Mémoire RAM (2 Ko) : Mémoire dite "vive" qui contient les variables du programme. Elle est "volatile" car elle s'efface lorsque l'alimentation du microcontrôleur est coupée, similaire à la RAM d'un ordinateur.

- ❖ Mémoire EEPROM (2 Ko) : C'est le "disque dur" du microcontrôleur. Elle permet de stocker des informations qui doivent persister dans le temps, même lorsque la carte est arrêtée. Cette mémoire ne s'efface pas lorsque le microcontrôleur est éteint ou reprogrammé.
- La logique d'horloge (16 MHz).
- Des circuits d'interface et des périphériques d'entrée-sortie permettant au processeur d'accéder au monde extérieur :
 - ❖ des Timers/Counters (T/C) 8 et 16 bits.
 - ❖ génération des signaux PWM.
 - ❖ des interfaces de communication série (UART, SPI, TWI compatible I2C...).
 - ❖ un convertisseur Analogique-Numérique (A/D Conv.).

II.3.7 L'organigramme de fonctionnement de notre système :

L'opération de notre système se déroule en suivant un cheminement à travers plusieurs phases : acquisition, filtrage et amplification, conversion analogique-numérique, et transmission des données vers l'ordinateur.

Voici une description de chaque étape :

1. **Acquisition:** Cette étape consiste à capturer les signaux provenant des capteurs ou des sources externes. Les données analogiques sont généralement collectées à ce stade.
2. **Filtrage et amplification:** Les signaux acquis peuvent être bruités ou faibles, nécessitant ainsi un filtrage pour éliminer le bruit et une amplification pour augmenter leur amplitude si nécessaire. Cela garantit que les signaux sont dans une plage appropriée pour la conversion analogique-numérique (CAN) et leur transmission ultérieure.
3. **Conversion analogique-numérique (CAN):** Les signaux analogiques sont convertis en données numériques. Cette étape est cruciale pour permettre le traitement numérique ultérieur des données.
4. **Transmission vers l'ordinateur:** Les données numériques converties sont transmises vers l'ordinateur pour l'analyse et la visualisation.

Chaque étape du processus joue un rôle important dans la chaîne de traitement des données, garantissant ainsi que les informations sont acquises, traitées et transmises de manière fiable et efficace.

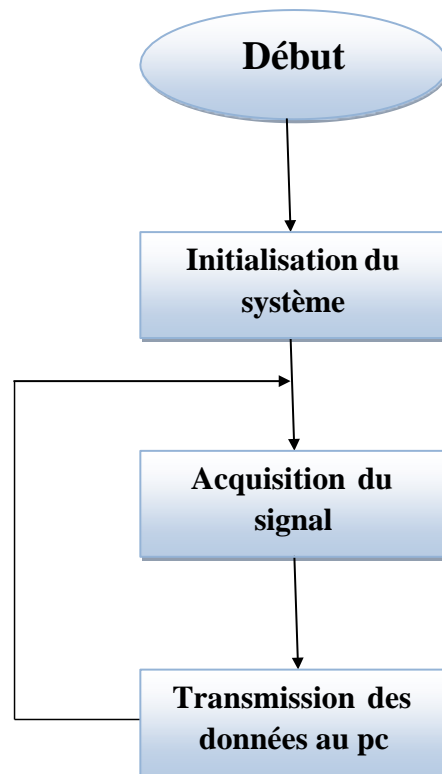


Figure II.18 : L'organigramme de fonctionnement

II.4 Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons examiné les divers composants constituant la carte d'acquisition. Cette étude nous a permis de sélectionner les composants les plus adaptés ainsi que les électrodes à utiliser.

Dans le prochain chapitre, nous aborderons la dernière étape qui est la réalisation.

Chapitre III

La Réalisation

III.1 Introduction:

Ce chapitre se concentre sur la mise en œuvre pratique du système, en présentant les différentes étapes de la conception de la carte d'acquisition ainsi que les résultats des tests effectués. Il se divise en deux parties : la simulation de la carte et les aspects matériels. Chaque section sera détaillée avec précision. La partie matérielle couvre les équipements utilisés pour la réalisation, tandis que la partie logicielle traite du logiciel de simulation employé pour les différents circuits à réaliser.

III.2 Partie matériel :

1-L'oscilloscope : est destiné pour visualiser des signaux électriques. On a utilisé un oscilloscope analogique.

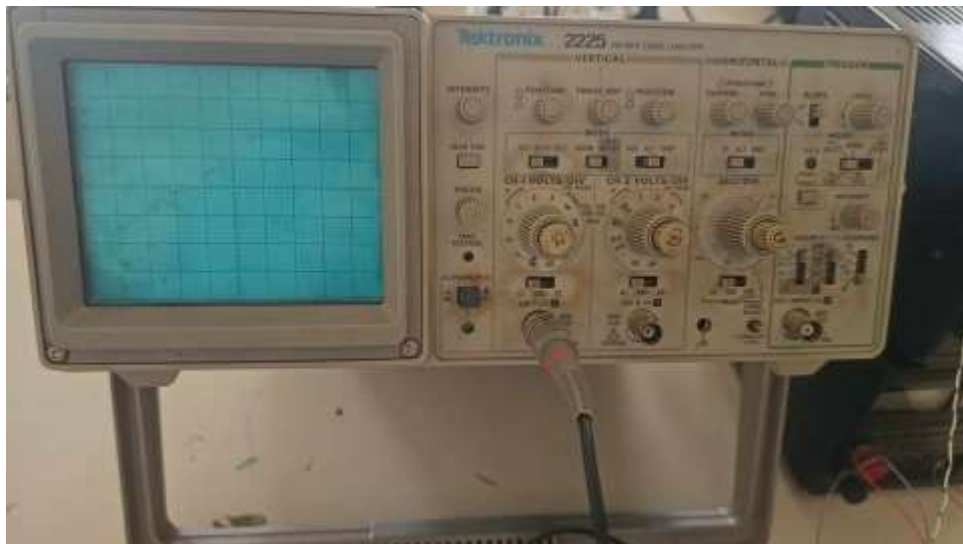


Figure III.1 : TEKTRONIX 2225

2-Lab d'essai : pour tester un montage électronique sans réaliser de circuit imprimé.

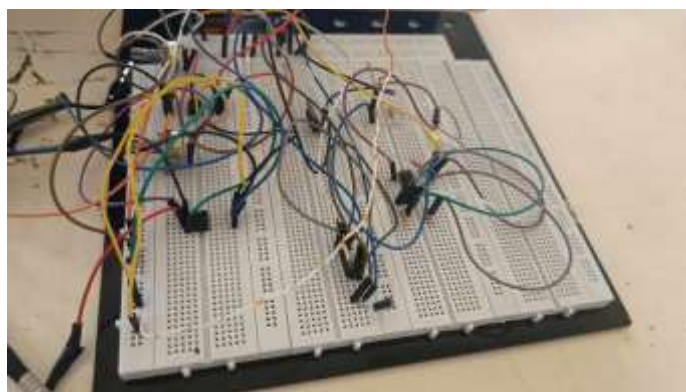


Figure III.2: Lab d'Essai

3-L'alimentation : le système va être alimenté par une pile de 9V. Comme notre système fonctionne avec une tension de +/-5V, on va utiliser un régulateur de tension LM7805 pour délivrer une tension de +5V et le LM7905 pour une tension de -5V.

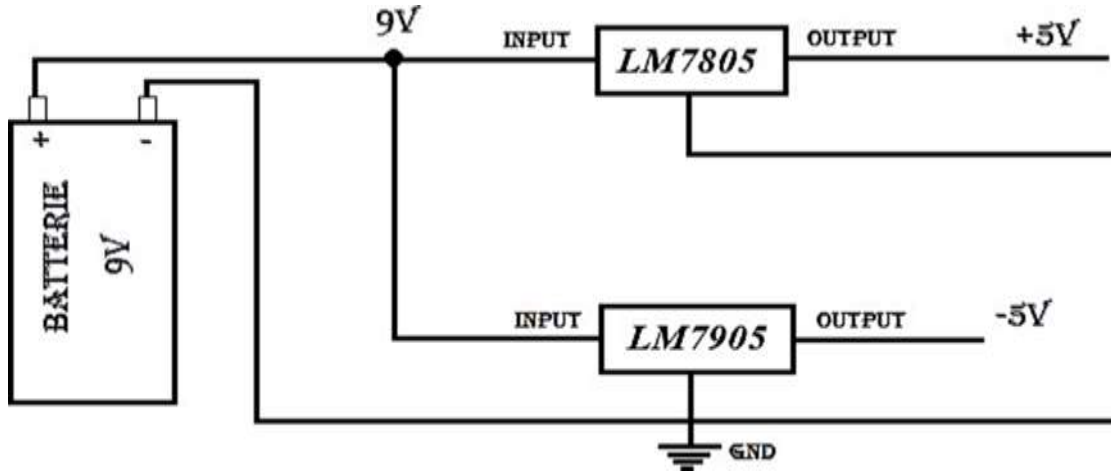


Figure III.3 : L'alimentation utilisée.

LM7805 : c'est un régulateur de tension, qui nous permet de stabiliser une tension fixe à la sortie (+5V).

LM7905 : c'est un régulateur de tension linéaire de la série 79xx, conçu pour fournir une sortie de tension constante et négative de (-5V).

4-Les électrodes : Pour détecter le signal EEG on a utilisé ces électrodes



Figure III.4: électrodes utilisées

5- Carte Arduino: Pour la partie numérique (CAN, et la transmission).



Figure III.5 : carte Arduino.

III.3 Les étapes d'acquisition du signal :

On a fait plusieurs tests sur lab d'essai avant de choisir le circuit qu'on a réalisé, (voir la figure.)

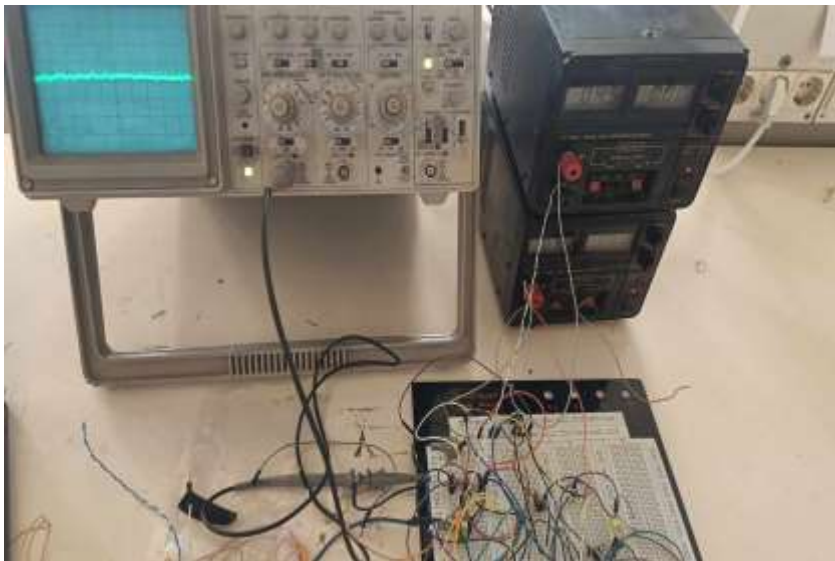


Figure III.6 : circuit EEG sur lab d'essai.

III.3.1 Les électrodes : Pour détecter le signal EEG , on a utilisé deux électrodes une est reliée à la broche2 (-IN) de l'AD620, et l'autre à la broche (+IN) de l'AD620.

III.3.2 Pré-amplification : L'amplitude du signal au niveau d'électrodes est très faible, pour l'amplifier nous avons utilisé un amplificateur AD620 avec un gain de 800 . Ce gain est donné par :

$$G = 1 + (49.4 \text{ K}\Omega / R_G)$$

Pour $g=800$,

Avec : $R_G = 49.4 \text{ K}\Omega / (G-1)$

On aura : $R_G = 62 \text{ ohm}$

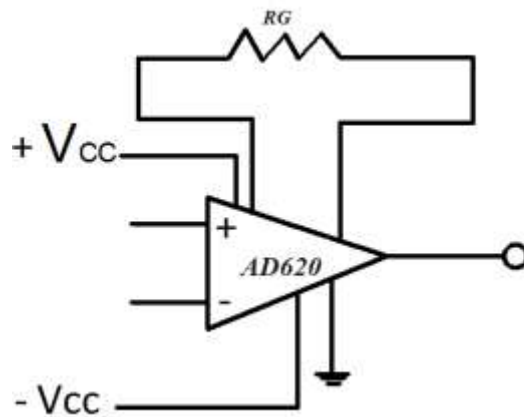


Figure III.7 : Etage de pré-amplification.

La figure ci-dessous montre le signal que nous avons visualisé à la sortie de l'AD620. Nous remarquons que ce signal est encore bruité. Un autre filtrage s'avère nécessaire.

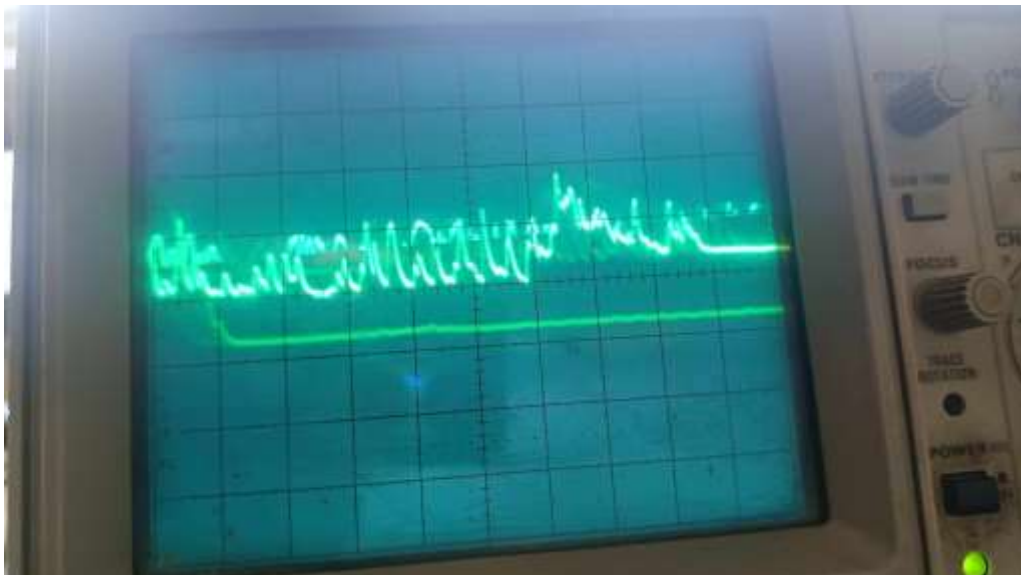


Figure III.8 : Le signal obtenu à la sortie de pré-amplification.

III.3.3 Filtrage et amplification :

Le signal qu'on a obtenu à la sortie de pré-amplification est très bruité (mouva2is contact électrode/cuir chevelu) et pour l'amplifier on a utilisé un deuxième amplificateur AD620 avec un amplificateur non-inverseur UA741 et un filtre passe-bas pour éliminer le bruit et pour mieux visualiser le signal.

A) L'amplification :

On a utilisé :

-un amplificateur AD620 avec un gain de 10 .

$$G = 1 + (49.4 \text{ K}\Omega / R_G)$$

Avec : $R_G = 49.4 \text{ K}\Omega / (G-1)$

Donc $R_G = 5.5 \text{ K}\Omega$.

-Un amplificateur non-inverseur UA741 pour remonter le signal délivré par l'amplificateur AD620 afin qu'il soit lisible par la carte Arduino.

Le signal obtenu en ce stade est très bruité et pour le stabiliser on a utilisé un filtrage (Filtre passe-bas).

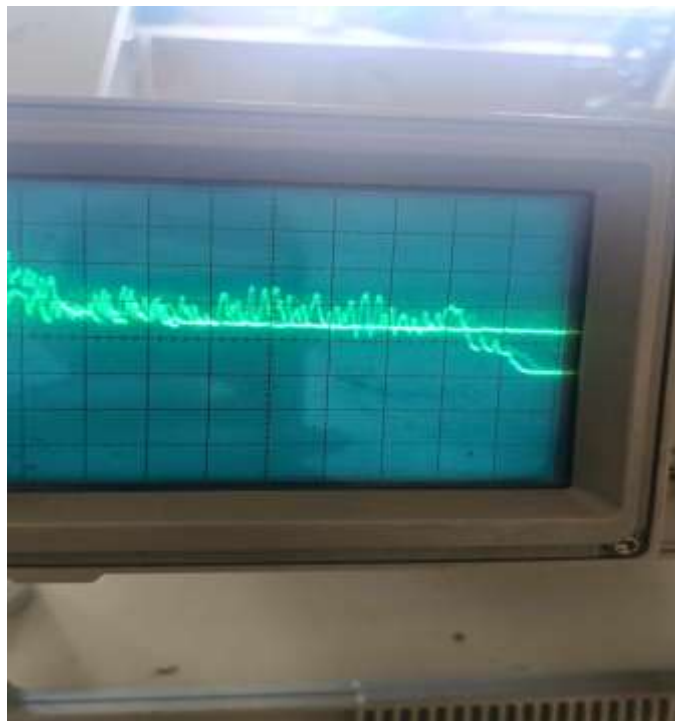


Figure III.9 : signal EEG après amplification

B) Filtrage :

On a utilisé un filtre passe-bas avec une capacité de 791nf et une résistance de 5Kohm.

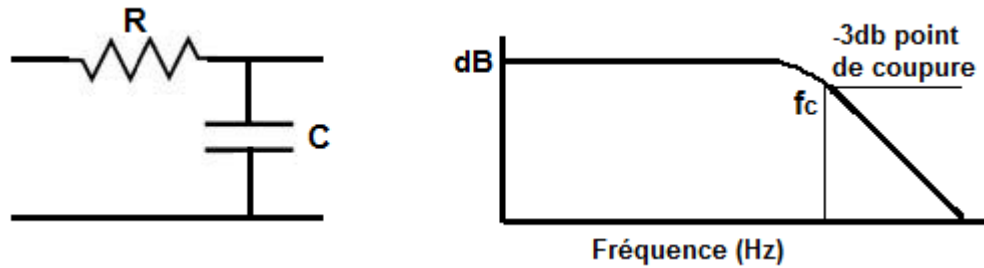


Figure III.10 : Etage de filtre passe bas

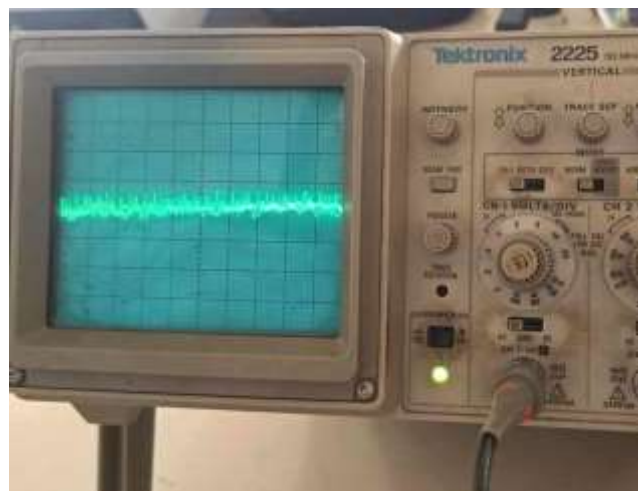


Figure III.11 : Signal EEG après filtrage

Après le filtrage, on doit convertir ce signal analogique en signal numérique et cela se fait en utilisant la carte Arduino UNO car cette carte contient un convertisseur analogique-numérique (CAN), pour avoir à la fin un signal stable et visualisable par le microcontrôleur (PC).



Figure III.13 : Carte Arduino Uno

III.4 Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons détaillé toutes les étapes et les composants nécessaires pour concrétiser notre projet. Cette expérience nous a permis d'approfondir nos compétences en électronique.

Conclusion générale

Ce mémoire s'inscrit dans notre domaine de spécialité, visant à concevoir et réaliser une carte d'acquisition pour l'EEG (électroencéphalographie). Cet examen mesure l'activité électrique du cerveau à l'aide d'électrodes placées sur le cuir chevelu. L'EEG est couramment réalisé dans des services de neurologie d'hôpitaux publics ou privés, ainsi que dans des cabinets de neurologie en ville.

Il permet de diagnostiquer divers troubles neurologiques associés à des anomalies de l'activité cérébrale.

Obtenir un signal clair représentant l'activité électrique du cerveau est une tâche difficile en raison du bruit environnant, comparable à écouter de la musique au milieu d'un chantier de construction.

Un signal de qualité dépend de l'utilisation d'électrodes de bonne qualité et d'un bon contact entre celles-ci et le cuir chevelu.

Notre projet nous a permis d'approfondir nos connaissances sur les capteurs, les amplificateurs, les filtres et divers composants utilisés dans la conception. De plus, nous avons pu appliquer concrètement les connaissances acquises tout au long de notre parcours scolaire. Cela nous a fait prendre conscience des défis réels liés à la mise en pratique de la théorie.

Références Bibliographiques

- [1] <http://www.futura-sciences.com/magazines/sante/infos/dico/d/biologie-cerveau-3125/>
- [2] <http://www.futura-sciences.com/magazines/sante/infos/dico/d/biologie-neurone-209/>
- [3] Livre Pratique de l'EEG , Auteur : Jean Vion-Dury, France Blanquet, édité par MASSON.
- [4] <http://docplayer.fr/5827630-Besoins-medicaux-en-neurophysiologie-clinique.html>
- [5] https://fr.wikipedia.org/wiki/Tr%C3%A9panation#/media/File:Gersdorff_-_Sch%C3%A4delwunde.jpg
- [6] <https://www.medicwiz.com/medtech/diagnostics/9-types-of-eeg-tests-everything-about-brainwave-monitoring>
- [7] <https://thanatofrance.wordpress.com/2015/09/21/lelectroencephalogramme-eeg-exploration-du-cerveau/>
- [8] http://www.med.univ-montp1.fr/enseignement/cycle_1/PCEM2/mod-base/MB6_physio/Ressources_locales/tp/TP_04_EEG_2006A.pdf
- [9] http://www.micromed-france.eu/Appareils_micromed_EEG.html
- [10] <http://www.abavala.com/se-faire-masser-par-un-objet-connecte-l-experience-bluetens/>
- [11] <http://www.medicaexpo.fr/prod/ambu/product-81242-681169.html>
- [12] <http://www.spesmedica.com/fr/archivio-news-fr/94-cupules-ltm.html>
- [13] <https://www.chegg.com/homework-help/questions-and-answers/consider-body-impedance-measuring-circuit-seen-impedance-represented-circuit-model-re-ri-c-q116643506>
- [14] Livre Les capteurs en instrumentation industrielle , Auteurs : Asch Georges, Poussery Bernard
- [15] le Grand Livre d'Arduino.
- [16] Livre Microcontrôleurs AVR : des ATtiny aux ATmega - 2ème édition.