

République Algérienne Démocratique et Populaire  
Ministère de L'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

UNIVERSITE MOULOUD MAMMERI DETIZI-OUZOU



FACULTE DE GENIE ELECTRIQUE ET D'INFORMATIQUE  
DEPARTEMENT D'ELECTRONIQUE

**Mémoire de Fin d'Etudes  
De MASTERACADEMIQUE**  
Spécialité : **Electronique**  
Option : **Electronique Biomédical**

*Présenté par*

**Melle BRAHIMI KAHINA**  
**Mr HAMMICHE BOUDJEMA**

Mémoire dirigé par **Mme Z.AMIROU**

**Thème**

**CONCEPTION ET REALISATION D'UNE CARTE  
D'ACQUISITION DE L'ElectroEncéphaloGramme (EEG)**

*Mémoire soutenu publiquement le 22 septembre 2016 devant le jury composé de:*

Président: Mr **ZIRMI.R**

Examineur1: Mr **IDJERI. B**

Examineur2: Mme **AMARMEDJKANE.S**

Promotrice: Mme **AMIROU.Z**

---

**Ce travail a été préparé au sein du Laboratoire de Conception et de Conduite des Systèmes de  
Production(L2CSP), UMMTO.**

# *Remerciements*

*Avant de commencer la présentation de ce travail, on profite de l'occasion pour remercier toutes les personnes qui ont contribué de près ou de loin à la réalisation de ce projet de fin d'études.*

*Nous exprimons nos remerciements à notre promotrice **M<sup>me</sup> AMIROU** et notre encadreur **Mr DJIOUA** d'avoir accepté de nous encadrer pour notre projet de fin d'études, ainsi que pour leurs soutiens, leurs disponibilités, leurs précieux conseils et pour leurs confiance placé en nous.*

*Nous remercions les membres du jury pour l'intérêt qu'ils ont bien voulu porter à notre travail.*

*Nous réservons ici une place particulière pour remercier vivement nos familles pour leurs affections et leurs soutiens continus. Et à tous ceux qui, d'une manière ou d'une autre, nous ont aidés et encouragés à la réalisation de ce modeste travail.*

*Merci à tous et à toutes.*

# *Dédicaces*

*Je dédie ce modeste travail :*

*A mes chers parents*

*A mes grands-parents*

*A mon frère massi*

*A mes sœurs swissam et imene*

*A toute la famille*

*A mon binôme*

*A tous mes amis*

*Et tous ceux qui me connaissent*

*B.Kahina*

# *Dédicaces*

*A mes chers parents qui m'ont été d'un grand secours pour mener à bien mes études. Merci pour tous les sacrifices que vous n'avez jamais cessé de me donner depuis ma naissance, durant mon enfance et même à l'âge adulte. Aucune dédicace ne saurait être assez éloquente pour exprimer tout l'amour que je vous porte.*

*A ma grand-mère à laquelle je souhaite beaucoup de santé, à la mémoire de mes grands-parents qui restent à jamais gravé dans mon cœur.*

*A mon cher frère, je te dédie ce travail avec tous mes vœux de bonheur, de santé et de réussite dans tes projets future.*

*A mes sœurs, en témoignage de l'attachement, de l'affection que je porte pour vous. Je vous remercie pour votre hospitalité sans égal et votre affection si sincère.*

*A toute ma famille qui m'a aidé de prêt ou de loin.*

*A mon binôme pour tous les efforts fournis afin de mener à bien ce projet et qu'il puisse voir le jour.*

*A tous mes amis sur qui je peux compter. En témoignage de l'amitié qui nous uni et des souvenir de tous les moments que nous avons passé ensemble, je vous dédie ce travail et je vous souhaite une vie pleine de santé et de bonheur.*

*H. Boudjema*

# SOMMAIRE

Introduction générale .....	1
<b>Chapitre I : Notions d'ElectroEncéphaloGraphie.</b>	
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.....	4
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 .....	7
I.4.1 Historique et évolution .....	7
I.4.2 Dispositifs d'enregistrement de l'EEG en clinique .....	11
I.4.2.1 Dispositifs analogiques .....	11
I.4.2.2. Dispositifs numériques .....	13
I.4.2.3. Dispositifs de stimulation et synchronisation .....	13
I.4.3 Différents montages (dérivations) .....	14
I.5 Caractéristiques de l'EEG .....	15
I.5.1 Rythmes de l'EEG .....	16
a) Rythme delta .....	17
b) Rythme thêta .....	17
c) Rythme alpha.....	17

d) Rythmes beta .....	17
I.5.2 Caractéristiques du signal EEG .....	19
I.6 Applications de l'EEG .....	19
a) Santé médicale .....	19
b) Psychiatrie.....	20
I.7 Méthodes d'enregistrement de l'EEG.....	21
I.8 Exemples d'appareils d'enregistrement.....	22
I.9 Déroulement de l'examen.....	25
I.10 Conclusion .....	26
 <b>Chapitre II : Conception de la carte d'acquisition.</b>	
II.1 Introduction.....	27
II.2 partie analogique .....	27
II.2.1 Les capteurs .....	27
II.2.1.1 Différents types d'électrodes .....	28
a) Electrodes tampons .....	28
b) Electrodes aiguilles .....	28
c) Electrodes cupules .....	29
II.2.1.2 Electrodes utilisées .....	30
II.2.2 Les filtres .....	31
a) Filtre passif .....	31
b) Filtre actif .....	32
II.2.3 Filtres utilisés.....	32
a) Filtre passe-haut.....	32
b) Filtre passe-bas 2éme ordre.....	33
II.2.4 Les amplificateurs .....	33
II.3 Partie Numérique .....	35
II.3.1 Arduino.....	35

II.3.2 Les avantages de la carte Arduino .....	35
II.3.3 Le principe de fonctionnement d'Arduino .....	36
II.3.4 La carte Arduino Uno.....	36
a) Présentation du matériel .....	37
b) Présentation du logiciel .....	38
II.3.5Le microcontrôleur .....	39
II.3.6.Conception logiciel XOscillo.....	41
II.3.7. L'organigramme de fonctionnement de notre système.....	42
II.4 Conclusion .....	42

### **Chapitre III : Réalisation de la carte**

III.1 Introduction.....	43
III.2Simulation de la simulation.....	43
III.3 Partie matériels.....	43
III.4 Les étapes d'acquisition du signal.....	48
III.4.1. Les électrodes.....	49
III.4.2. Pré-amplification.....	49
III.4.3. Filtrage et amplification.....	50
A. Filtre passe haut.....	50
B. Amplification.....	51
C. Filtre passe haut.....	51
D. Filtre passe-bas.....	52
IV. Conclusion.....	54

## Liste des figures :

### Chapitre I :

<b>Figure I.1</b> : Le cerveau humain.....	2
<b>Figure I.2</b> : neurone biologique.....	4
<b>Figure I.2.a</b> : Concentration ionique dans une cellule.....	5
<b>Figure I.3</b> : Enregistrement EEG.....	6
<b>Figure I.4</b> : Ancien appareil d'électroencéphalographie.....	7
<b>Figure I.5</b> : Technique de perçage (trépanation).....	9
<b>Figure I.6</b> : casque à électrodes.....	11
<b>Figure I.7</b> : Dans le cadre en traits pleins : dispositif de type EEG analogique. Dans Cadre en pointillés : dispositif de type EEG numérique.....	12
<b>Figure I.8</b> : Positionnement des électrodes dans le système 10-20. Aperçu de la face gauche du cerveau avec les électrodes impaires.....	14
<b>Figure I.9</b> : Les principaux montages utilisés en EEG clinique.....	15
<b>Figure I.10</b> : a – delta b – thêta c – alpha d – activité beta e – réaction d'arrêt visuel (ouverture des yeux).....	18
<b>Figure I.11</b> : Holter EEG miniature.....	22
<b>Figure I.12</b> : Monitoring EEG sans fil et sans limite.....	23
<b>Figure I.13</b> : EEG Vidéo pour la Neurophysiologie en réseau.....	24
<b>Figure I.14</b> : EEG Vidéo haute résolution sur PC portable.....	25

### Chapitre II :

<b>Figure II.1</b> : Schéma synoptique.....	27
<b>Figure II.2</b> : Electrodes tampons.....	28
<b>Figure II.3</b> : Electrodes aiguilles.....	29
<b>Figure II.4</b> : Electrodes cupules.....	30
<b>Figure II.5</b> : Electrodes actives.....	30
<b>Figure II.6</b> : Filtre passif "passe-bas".....	31
<b>Figure II.7</b> : Filtre passif "passe-haut".....	31
<b>Figure II.8</b> : Filtre actif "passe-bas".....	32

<b>Figure II.9</b> : Filtre passif du premier ordre.....	32
<b>Figure II.10</b> : Filtre actif du second ordre.....	33
<b>Figure II.11</b> : L'amplificateur d'instrumentation AD8221 (voir annexe).....	33
<b>Figure II.12</b> : schéma interne de l'AD8221.....	34
<b>Figure II.13</b> : Amplificateur non inverseur.....	35
<b>Figure III. 14</b> : Présentation de la carte Arduino Uno.....	37
<b>Figure III.15</b> : Logiciel arduino.....	39
<b>Figure III.16</b> :Microcontrôleur ATmega 328.....	40

### **Chapitre III :**

<b>Figure III.1</b> :Logiciel de simulation (Multisim).....	43
<b>Figure III.2</b> :UNI-T UTD2052CL.....	44
<b>Figure III.3</b> :Lab d'Essai.....	44
<b>Figure III.4</b> : L'alimentation utilisée.....	45
<b>Figure III.5</b> : schéma de MAX764.....	45
<b>Figure III.6</b> : électrodes réalisées.....	46
<b>Figure III.7</b> : Électrode de référence.....	46
<b>Figure III.8</b> : schéma électrique d'électrode.....	47
<b>Figure III.9</b> : typon de l'électrode.....	47
<b>Figure III.10</b> : carte Arduino.....	48
<b>Figure III.11</b> : circuit EEG sur lab d'essai.....	48
<b>Figure III.12</b> : Etage de pré-amplification.....	49
<b>Figure III.13</b> : Le signal obtenu à la sortie de pré-amplification.....	50
<b>Figure III.14</b> : Etage de filtre passe haut.....	50
<b>Figure III.15</b> : Etage de l'amplification.....	51
<b>Figure III.16</b> : Etage de filtre passe haut.....	51
<b>Figure III.17</b> : Filtre passe bas actif. (Filtre de Bessel 2 <sup>ème</sup> ordre).....	52
<b>Figure III.18</b> : signal EEG après filtrage et amplification.....	52
<b>Figure III.18.a</b> : Signaux donnés dans la littérature.....	53
<b>Figure III.19</b> :Typon de notre carte coté coposants.....	53
<b>Figure III.20</b> :Typon de notre carte coté soudure.....	54



# INTRODUCTION GÉNÉRALE

L'ElectroEncéphaloGraphie (EEG) est une méthode d'exploration cérébrale qui mesure l'activité électrique du cerveau, par des électrodes placées sur le cuir chevelu, l'EEG est souvent représentée sous forme d'un tracé appelé l'ÉctroEncephaloGramme. C'est un examen indolore et non-invasif qui renseigne sur l'activité neurophysiologique du cerveau au cours du temps, en particulier du cortex cérébral soit dans un but de diagnostic en neurologie, soit dans la recherche en neurosciences cognitives.

Depuis sa découverte par Hans Berger, de nombreuses recherches ont porté sur la façon d'extraire automatiquement des informations utiles sur le cerveau moyennant les caractéristiques pertinentes des signaux EEG.L'objectif de cet examen est d'apprécier l'existence de modification de cette activité électrique. D'étudier le fonctionnement du système nerveux et ainsi de détecter certains fonctionnements comme les troubles du sommeil notamment ou de maladies éventuelles telles que des hémorragies, de l'épilepsie, des encéphalites ou encore la présence d'une tumeur au niveau du cerveau qui peuvent justifier le cas échéant la mise en route d'un traitement adapté.

Dans ce cadre, de nombreuses études ont porté sur la conception de systèmes permettant d'acquérir le signal EEG et de l'afficher sur ordinateur. Le travail qui nous a été confié rentre dans ce cadre. Il consiste a concevoir et réaliser une carte qui permet l'enregistrement de l'EEG. Allant de la conception à la réalisation de la carte, le travail est structuré comme suit :

Nous donnons dans le premier chapitre une description des signaux électro-encéphalographique EEG. En partant de leurs origines anatomiques et physiologique, nous exposons leurs caractéristiques et leurs paramètres.

Le deuxième chapitre est consacré à la conception de la carte d'acquisition, nous y avons présenté les étapes de développement : l'acquisition, le filtrage, la numérisation.

Dans le troisième chapitre, nous présentons notre réalisation avec les différents outils utilisées ainsi les résultats obtenus.Nous terminerons enfin par une conclusion générale.

# CHAPITRE I

## Notions d'EEG

## I.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous présenterons les notions générales sur le cerveau et le signal électroencéphalogramme, ses origines et les techniques adoptées pour l'obtention de son tracé.

## I.2 Activité électrique du cerveau

### I.2.1 Le cerveau

Situé dans la boîte crânienne, le cerveau (figure I.1) est le siège des fonctions supérieures (fonctions cognitives, sens, réponses nerveuses) et végétatives. C'est un organe essentiel qui assure la régulation de toutes fonctions vitales. Le cerveau reçoit des informations provenant de l'ensemble du corps humain via des nerfs afférents, les intègre et les analyse puis répond en émettant de nouveaux signaux qui redescendent vers les parties du corps concernées par les nerfs afférents.

Le cerveau est ainsi responsable du rythme cardiaque et respiratoire, des fonctions qui pour nous sont imperceptibles. Mais il est aussi impliqué dans la prise de décision, dans la motricité du corps, le comportement, la mémoire, la conscience. Le cerveau a été cartographié et certaines zones semblent associées à des fonctions précises, alors que les fonctions plus complexes (la mémoire, la conscience) semblent être beaucoup plus réparties.[1]

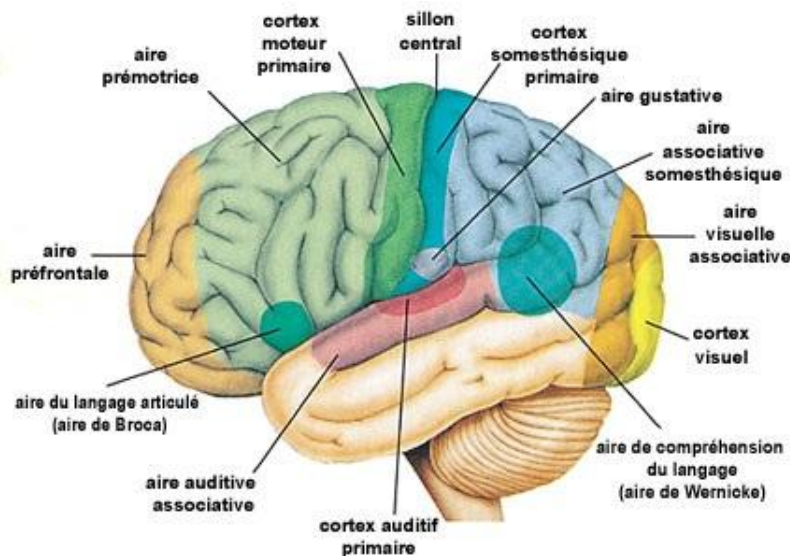


Figure I.1 :Le cerveau humain

## I.2.2 Structure du cerveau

Le cerveau humain comporte environ 100 milliards de neurones et possède un poids moyen de 1 300 à 1 400 grammes. Il contient également des cellules gliales et des astrocytes. Il baigne dans un liquide céphalo-rachidien. Il est composé de deux hémisphères, droit et gauche, connectés entre eux par le corps calleux composé de substance blanche (axones gainés de myéline). Divisés en lobes, les hémisphères sont les parties les plus développées chez les mammifères. Il est divisé en plusieurs parties, en fonction de leur origine embryonnaire :

- Le télencéphale, la partie supérieure, composé du cortex cérébral et du striatum ;
- Le diencephale qui contient le thalamus et l'hypothalamus (glandes endocrines) ;
- Le mésencéphale ;
- Le cervelet (coordination motrice et apprentissage des mouvements routiniers) ;
- Le pont de Varole ;
- Le bulbe rachidien (contrôle des mouvements réflexes et végétatifs : respiration, modulation du rythme cardiaque, régulation des muscles lisses artériels) qui communique avec la moelle épinière.

Le cortex cérébral constitue la couche externe du cerveau et comporte la majorité des neurones substance grise. Les méninges sont des enveloppes protectrices (dure-mère, arachnoïde et pie-mère) entre le cortex et l'os du crâne. Le cortex cérébral est subdivisé en cinq lobes cérébraux en fonction de leur position :

- Le lobe frontal (motricité, mémoire, raisonnement) ;
- Le lobe pariétal (toucher) ;
- Le lobe temporal (ouïe, odorat) ;
- Le lobe occipital (vision) ;
- Le lobe limbique.

## I.2.3 Le neurone biologique

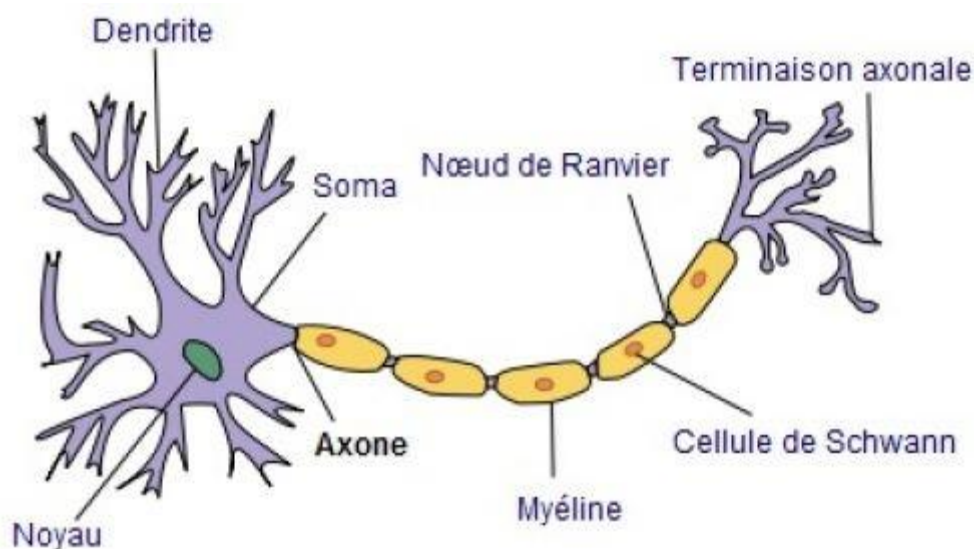
Un neurone est une cellule du système nerveux spécialisée dans la communication et le traitement d'informations.

## I.2.3.1 Structure des neurones

Chaque neurone (figure I.2) est composé :

- D'un corps cellulaire ou péricaryon comportant le noyau ;
- De très nombreuses ramifications de type dendritiques (d'où proviennent les informations) ;
- D'un axone (par où sont diffusées les informations) dont la longueur peut atteindre 1 mètre pour seulement 1 à 15 micromètres de diamètre. Il est entouré par des cellules de Schwann (séparées par les nœuds de Ranvier) qui confèrent une gaine de myéline protectrice tout le long de l'axone.

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



**Figure I.2** :neurone biologique [2]

## I.2.3.2 Fonction des neurones

Les neurones ont pour rôle de faire circuler les informations entre l'environnement et l'organisme, ou au sein de l'organisme. Un neurone est une cellule excitable, c'est-à-dire qu'un stimulus peut enchaîner la formation dans la cellule d'un signal bioélectrique ou influx nerveux, qui pourra être transmis à d'autres neurones ou à d'autres tissus pour les activer (des muscles, des glandes sécrétrices...). Les neurones sont au nombre de 100 milliards dans le

# Chapitre I : Notions d'ElectroEncéphaloGraphie

cerveau humain et sont donc capables de créer un réseau incroyablement complexe, avec parfois plus de 100 000 synapses par neurone.

## I.2.4 Activité électrique

Au repos, les ions sodium ( $\text{Na}^+$ ) sont plus concentrés à l'intérieur de la membrane du neurone, alors que les ions potassium ( $\text{K}^+$ ) 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.

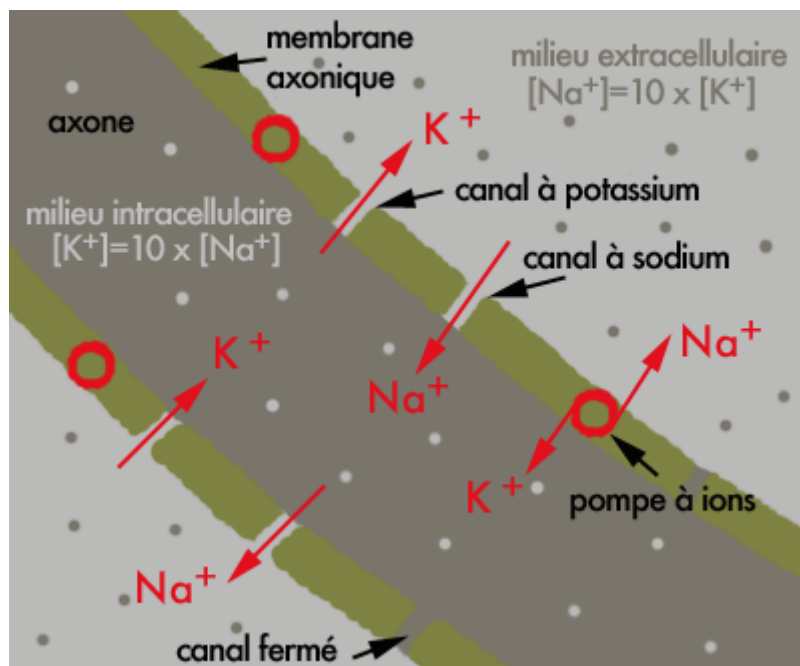


Figure I.2.a : Concentration ionique dans une cellule

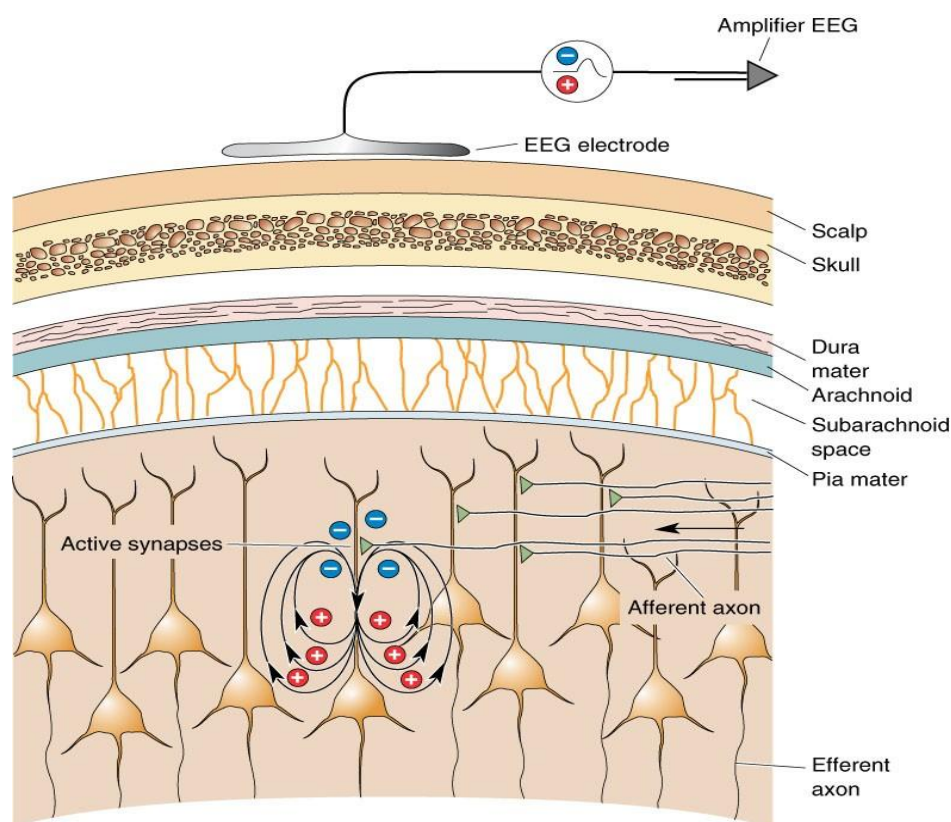
## I.3 Enregistrement de l'EEG

Le principe de l'EEG est de recueillir des signaux électriques en surface, au niveau du scalp, par des électrodes de taille importante (diamètre de l'ordre du centimètre). Ces signaux doivent donc traverser une grande épaisseur d'os et de tissus divers. La tension engendrée par

# Chapitre I : Notions d'ElectroEncéphaloGraphie

les cellules cérébrales et enregistrée par l'EEG est extrêmement faible : le crâne est un très mauvais conducteur d'électricité, ce qui rend difficile la transmission des signaux électriques vers le cuir chevelu.

L'alignement des cellules est la condition pour que leurs activités puissent être enregistrées : les cellules qui ne sont pas alignées annulent mutuellement leurs signaux. Par exemple, les cellules pyramidales du cortex sont organisées de façon verticale (en colonnes parallèles) : leurs potentiels peuvent donc se sommer. Les cellules de l'amygdale, par contre, sont mal alignées les unes par rapport aux autres. De plus, les électrodes de surface captent principalement les courants perpendiculaires au scalp. Les replis du néocortex dans de nombreuses directions ne produisent donc pas tous des courants détectables en surface.



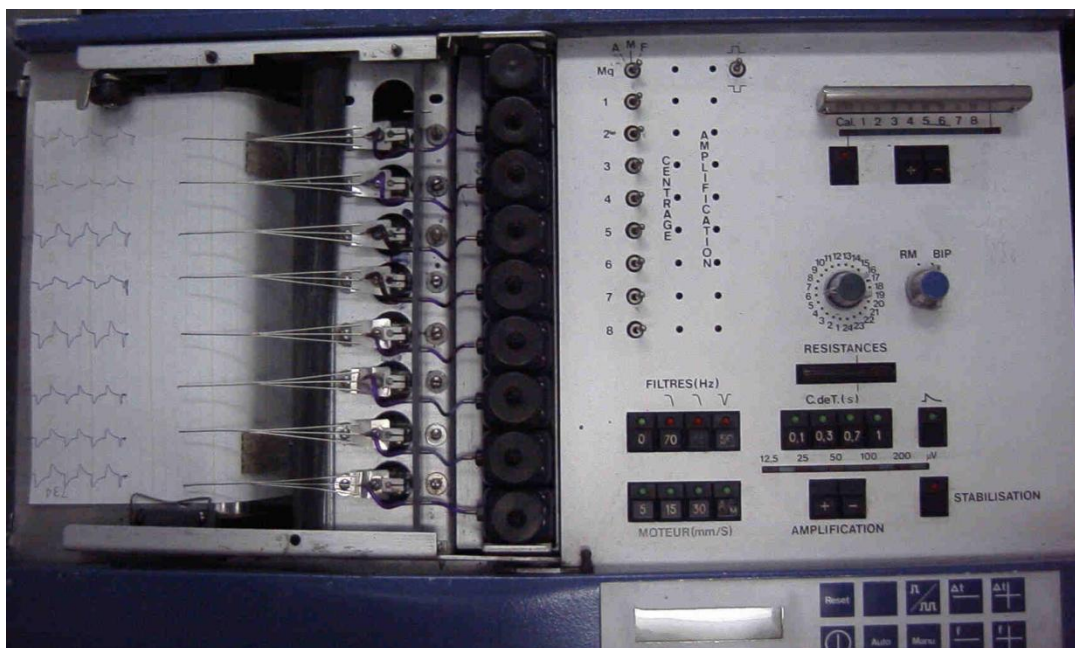
**Figure I .3 :** Enregistrement EEG.

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.[3]

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

### I.4.1 Historique et évolution

L'histoire de l'électroencéphalographie commence avec le biologiste **Richard Caton**, en 1875, 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. Toutefois, cette invention n'a été reconnue qu'à partir de 1934, 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, permit de visualiser les activités électriques sur papier. Les bases de l'examen furent posées dès 1945 et sont toujours appliquées aujourd'hui.

Ce n'est seulement qu'en 1937 que le neurophysiologiste américain **Alfred Lee Loomis** identifie les cinq phases du sommeil dans une nuit grâce à l'électroencéphalogramme. Quelques années plus tard, ces cinq phases seront réduites à quatre par **Nathaniel Kleitman** qui dirige l'unité de sommeil à l'Université de Chicago dans les années 50.

Il fallut encore attendre jusque dans les années 1950 pour que l'EEG soit couramment utilisé dans la pratique médicale, en particulier dans le diagnostic de l'épilepsie.

# Chapitre I : Notions d'ElectroEncéphaloGraphie

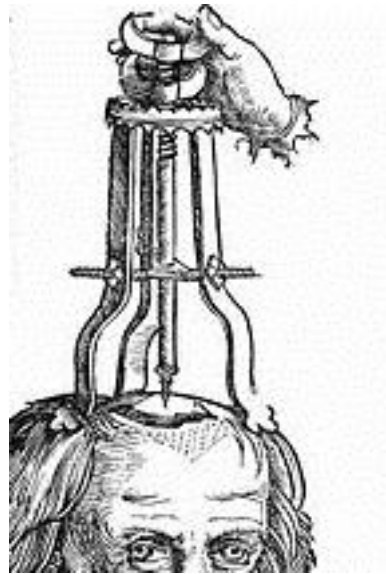
---

Depuis quelques années, avec l'avènement des micro-ordinateurs, l'enregistrement papier est remplacé par l'enregistrement numérique.

**Richard Catonné** en 1842 à Liverpool et mort en 1926 est un scientifique et médecin britannique. Il est le premier, en 1875, 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 craniotomisés. Il montre ainsi que l'activité fonctionnelle (par exemple : la vision) correspond à l'apparition d'une activité électrique dans une zone circonscrite du cortex cérébral. Caton a mené plusieurs expériences et trouvé quelques faits remarquables sur cette activité :

- L'activité électrique était présent dans la matière grise (neurones) et disparaissent avec la mort, qui était un processus métaboliquement active ;
- La matière grise superficielle a été positive en ce qui concerne la profondeur, et présentait des variations électriques vers la négativité, avec une certaine activité ;
- Les stimuli visuels ont entraîné une augmentation de la variation électrique du cortex, controlatéral à l'œil stimulé ;
- L'activité électrique a augmenté en amplitude lorsque les animaux se sont endormis en raison de l'anesthésie, de diminuer à nouveau quand ils reprennent conscience.

**Hans Berger**, né à Neuses près de Cobourg le 21 mai 1873 et mort à Iéna le 1<sup>er</sup> juin 1941, est un neurologue allemand. Il était considéré comme le père de l'électroencéphalographie, en étant le premier à avoir appliqué cette technique chez l'homme d'abord par trépanation ; qui est une technique de perçage qui consiste à pratiquer un trou en réalisant une découpe circulaire.



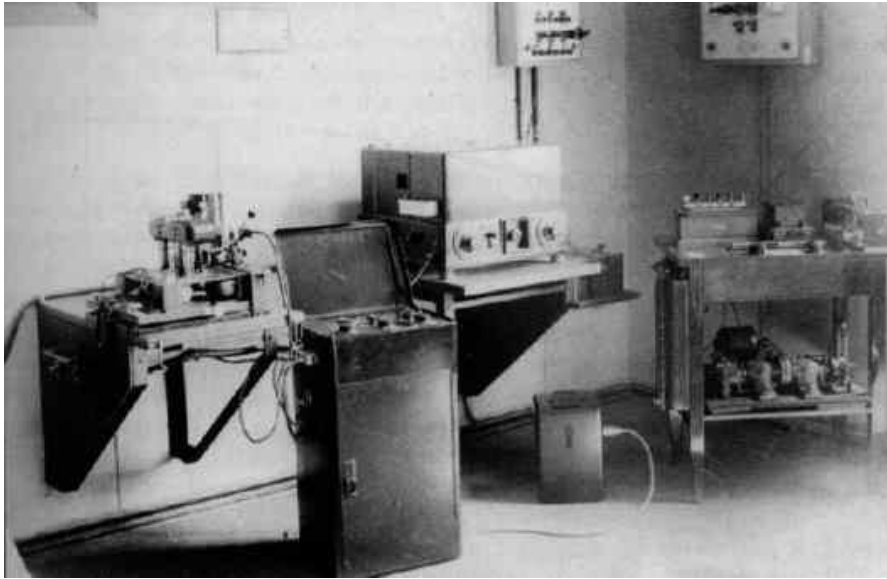
**Figure I.5 :** Technique de perçage (trépanation). [4]

Puis vers 1929 « à la surface du crane 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'enregistrement 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.



**Laboratoire Berger en 1932. [5]**

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

En 1937, le neurophysiologiste Américain met en évidence la formation de cinq phases durant 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.

**Nathaniel Kleitmann** 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 évoluée, 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.

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

#### **I.4.2.1 Dispositifs analogiques**

Historiquement, les premiers appareils EEG étaient constitués de chaînes analogiques d'amplification et d'écriture du tracé. Les électrodes recueillaient les micro-courants issus du scalp qui étaient amplifiés au moyen d'amplificateur différentiels. Le courant de sortie des amplificateurs mobilisait les plumes d'unetable traçante dont le papier se déroulait à une vitesse définie préalablement. Selon les appareillages et leur taille, on disposait de huit à seize voies d'amplification correspondant au même nombre de traces produites sur le papier (figure1.6).

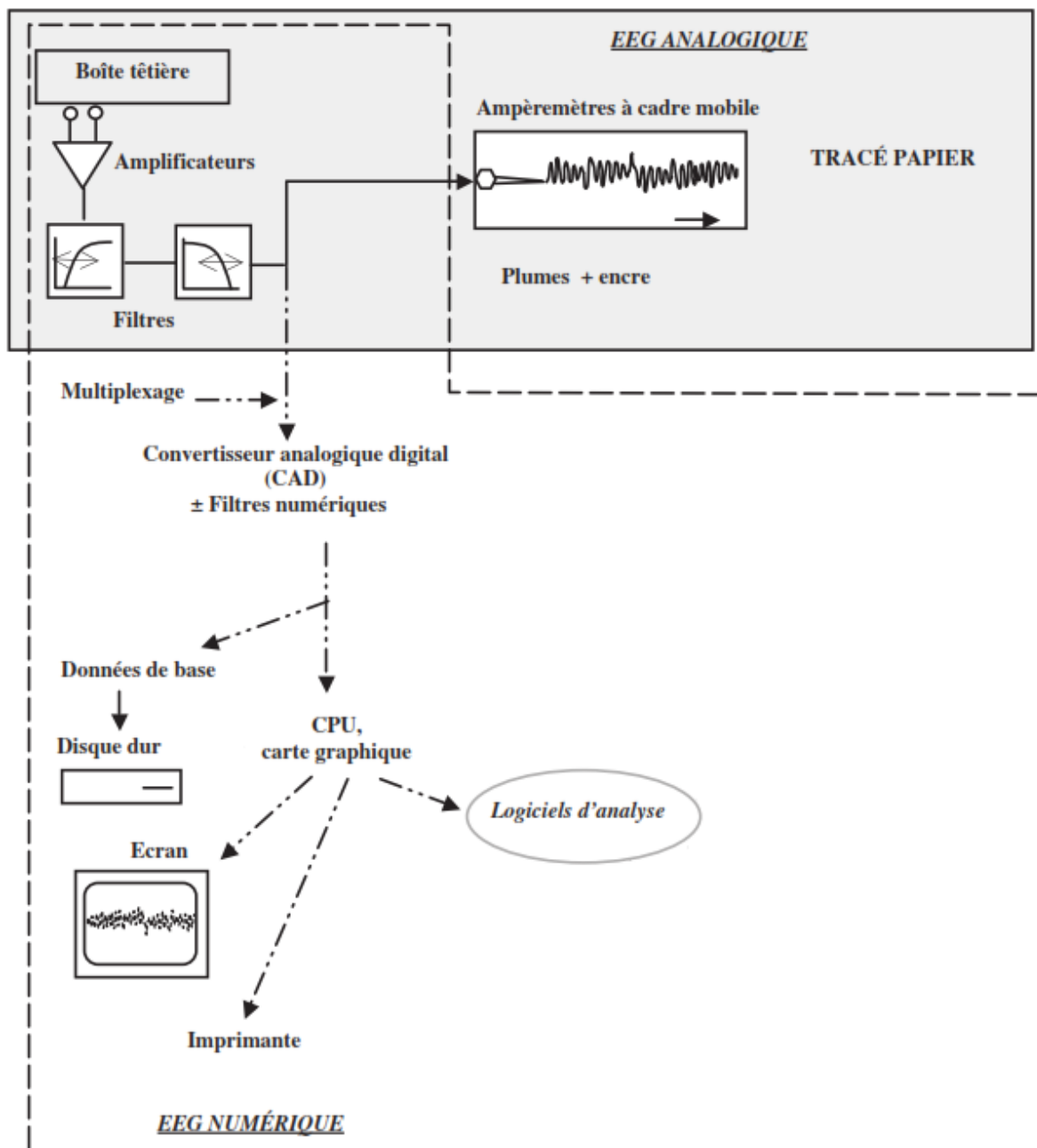
Les paramètres de l'enregistrement de l'EEG étaient sur ce type d'appareils :

- 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.

# Chapitre I : Notions d'ElectroEncéphaloGraphie

Un système permettait de calibrer l'amplitude de la déviation des plumes avant le début de chaque tracé.

Dans ces conditions, le tracé paraissant sur le papier fixait, sans modification ultérieure possible, l'amplitude de la déviation des ampèremètres sous l'effet des variations de courants recueillies à la surface du scalp 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.

## **I.4.2.2. Dispositifs numériques**

La numérisation des courants électriques issus du scalp constitue une étape décisive dans l'histoire de l'EEG. La numérisation du signal EEG demande une vitesse d'échantillonnage assez faible (128 à 256 Hz). Très souvent, elle s'effectue selon la technique du multiplexage correspondant à un entremêlement des signaux provenant simultanément des différentes voies d'acquisition. Ce procédé est permis du fait de la relative faiblesse de la fréquence d'échantillonnage nécessaire en EEG.

Sur les appareils contemporains, la boîte têtère, qui n'était initialement qu'un système de connexion des fils d'électrodes, contient les amplificateurs et dans certains cas le convertisseur analogique numérique (CAD : convertisseur analogique digital). Le signal arrive ainsi sous une forme amplifiée et numérisée directement à l'ordinateur qui, par le biais d'une carte graphique, réalise la présentation des données. Le transfert boîte têtère-ordinateur se fait souvent par l'intermédiaire d'une fibre optique, ce qui a pour intérêt de diminuer considérablement le bruit électronique et l'effet d'antenne des fils connectés.

## **I.4.2.3. Dispositifs de stimulation et synchronisation**

Le plus souvent, les systèmes d'enregistrement de l'EEG sont reliés à un (des) système(s) de stimulation. Le plus simple des stimulateurs employés est le module de stimulation lumineuse intermittente (SLI) qui génère des éclairs. Le stimulateur peut être intégré dans l'appareil d'enregistrement ou constituer un module extérieur.

La génération de stimuli pour les potentiels évoqués cognitifs requiert souvent des ordinateurs extérieurs au système d'enregistrement, capables de générer les stimuli complexes (des images, des phrases préenregistrées...) qui sont présentés au sujet.

Mais, dans tous les cas, l'élément essentiel est le système de synchronisation entre stimulus et acquisition (enregistrement) du signal. Par ce moyen, une information est émise par le module de stimulation :

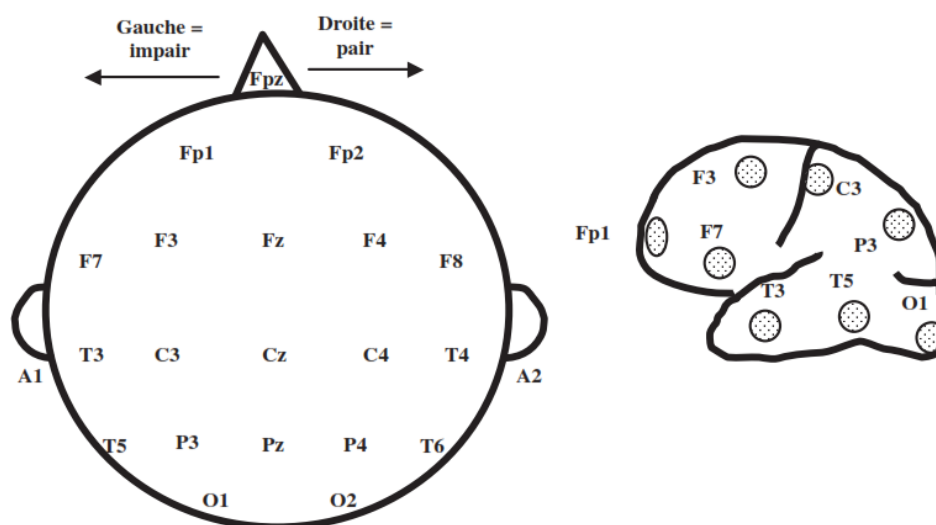
- 1- pour que le système d'acquisition se déclenche quand le stimulus apparaît.
- 2- pour que le système de visualisation ou de calcul puisse disposer de cette information pour l'analyse ultérieure.

## I.4.3 Différents montages (dérivations)

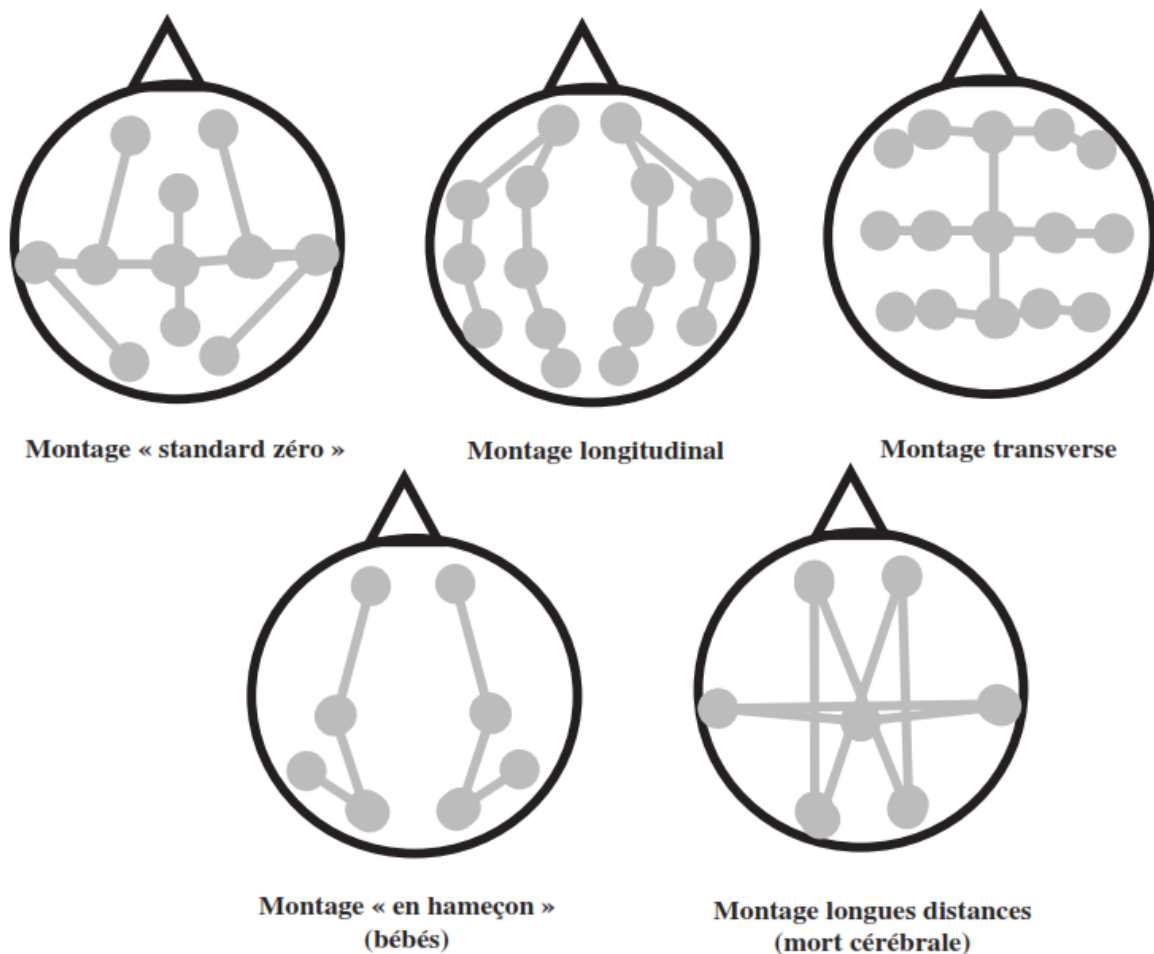
La disposition des électrodes sur le scalp se fait, en routine clinique, le plus souvent selon le système 10-20 (figure 1.8). Chaque canal d'amplification reçoit le courant de deux électrodes (soit deux électrodes actives, soit une électrode active et une électrode de référence). Cette paire d'électrodes 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'amplifications actifs est dénommé montage. En d'autres termes, un montage est une disposition selon laquelle un certain nombre de dérivations sont affichées simultanément sur un enregistrement EEG (figure 1.8). On remarquera que les électrodes paires correspondent au côté droit et les électrodes impaires au côté gauche. Les électrodes centrales ont l'indice 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 grapho-éléments.



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



**Figure I.9** : Les principaux montages utilisés en EEG clinique.

### I.5 Caractéristiques de l'EEG

Les caractéristiques EEG du scalp ne dépendent pas seulement de la nature de l'emplacement des sources de courant, mais aussi de la nature et de la structure du cerveau, du crâne et du cuir chevelu (de leurs propriétés électriques et géométriques). Les connexions entre les signaux de surface et de profondeur sont donc infiniment liées à la physique du comportement du champ électrique dans les tissus biologiques. En plus, des sources extra-cérébrales peuvent être présentes sur l'activité électrique enregistrée sur le cuir chevelu. Les mouvements oculaires, des contractions musculaires, et l'EEG peuvent produire des potentiels qui vont perturber les potentiels générés par les sources cérébrales. En les résumant par :

- l'activité cérébrale provient de générateurs (sources) situés dans différentes structures cérébrales, 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 modélisée par un mélange linéaire instantané : un signal EEG est une somme pondérée des activités des 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

Un rythme cérébral désigne une oscillation électromagnétique dans une bande de fréquences donnée résultant de l'activité électrique cohérente d'un grand nombre de neurones du cerveau telle que l'on peut observer en électroencéphalographie (EEG). Ces ondes sont de 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 dépendent de l'état psychologique et, le cas échéant, pathologique de la personne chez qui on les enregistre. 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.

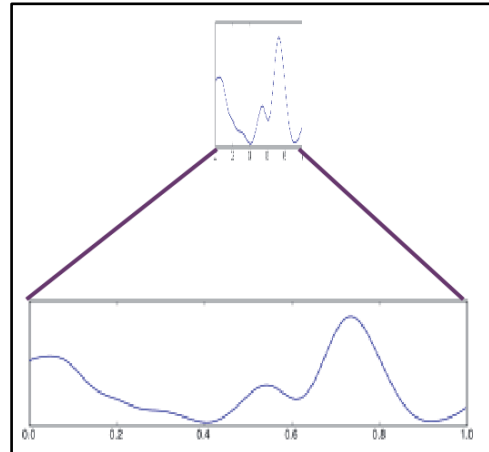
Les principaux rythmes de l'EEG sont :

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. [6]

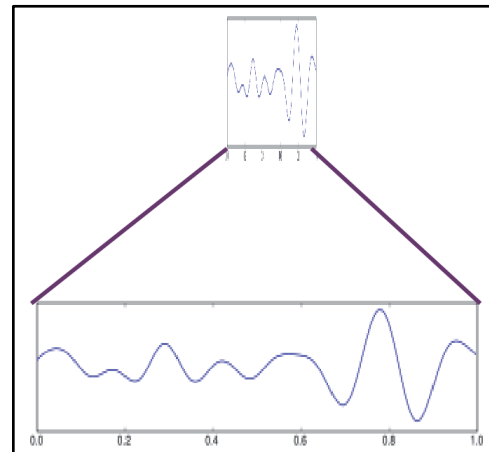
## a) Rythme delta

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



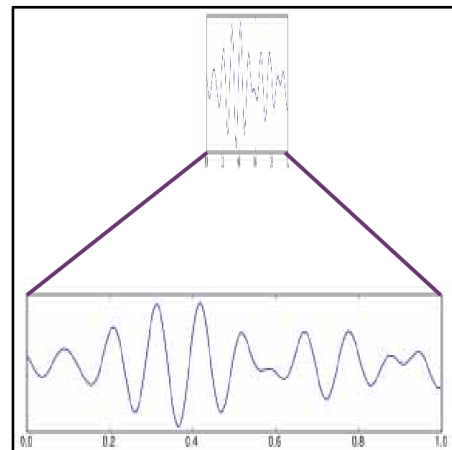
## b) Rythme thêta

- Ondes lentes et 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



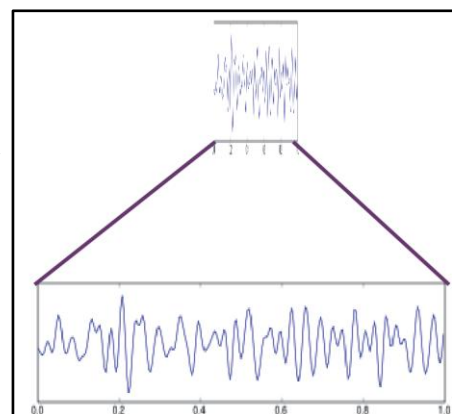
## c) Rythme alpha

- 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

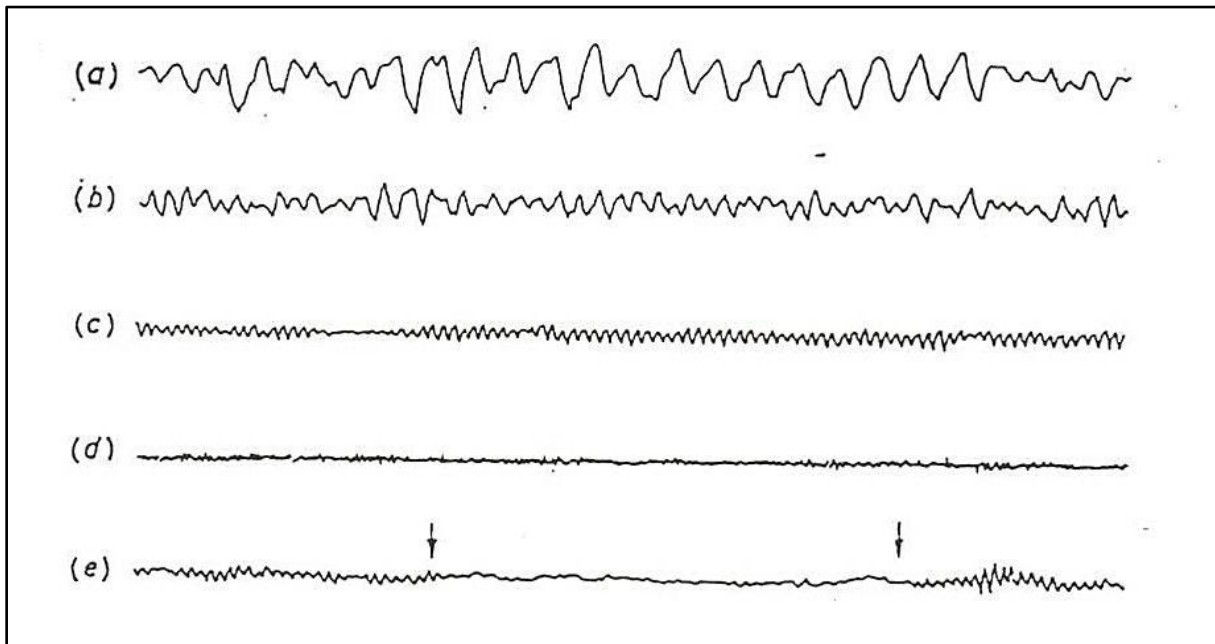


## d) Rythmes beta

- Rythmes rapides survient par épisode inconstant
- Diminue l'amplitude lors d'un mouvement réel ou imaginaire.
- Non modifiée par l'ouverture des yeux
- Fréquence : > 12Hz
- Très faible amplitude
- Localisation diffuse
- Veille attentive, activité motrice [7]



## Les activités EGG



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

Rythme	Fréquence	Amplitude	Localisation	Corrélat
Delta	< 4Hz	>30 $\mu$ V	Antérieur, diffus	Sommeil lent profond
Thêta	4-7 Hz	20 $\mu$ V	Centro- temporal	Sommeil léger
Alpha	8-12 Hz	30 $\mu$ V	Postérieur	Veille calme
Beta	> 12 Hz (généralement inférieur à 45 Hz)	< 20 $\mu$ V	Antérieur et moyen	Veille active

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

## I.5.2 Caractéristiques du signal EEG

On peut considérer classiquement le signal EEG comme un signal sinusoïdal formé de très nombreuses fonctions sinusoïdes qui s'ajoutent pour former le tracé inscrit sur la feuille ou affiché à l'écran. Le simple comptage des fréquences dans l'interprétation standard (visuelle) de l'EEG témoigne de la prégnance et de l'importance de ce modèle. L'analyse spectrale se base sur cette hypothèse.

En réalité, le signal EEG enregistré au cours d'un examen standard présente des caractéristiques fondamentales de polarité, de non-stationnarité et de complexité qu'il faut bien connaître pour espérer comprendre et interpréter un tel examen.

## I.6 Applications de l'EEG

L'EEG, comme toutes les autres techniques d'imagerie cérébrale, ouvre une fenêtre sur le fonctionnement du cerveau. En observant le comportement et l'activité cérébrale, les chercheurs peuvent mieux comprendre comment les deux sont corrélées.

Les techniques spécifiques utilisées pour surveiller et enregistrer EEG varient en fonction des objectifs et du protocole en question. EEG quantitative ou EEGq est un terme utilisé pour désigner l'application des techniques de traitement du signal numérique pour l'étude de l'EEG. Lorsque les chercheurs sont intéressés à comprendre la source des signaux EEG dans le cerveau, ils appliquent des techniques de séparation de sources telles que l'analyse en composantes indépendantes (ICA) et la source des techniques de localisation telles que la tomographie.

### a) Santé Médicale

L'EEG joue un rôle vital dans les applications médicales et de santé. Une des applications les plus connues est dans la détection des crises d'épilepsie. Une autre application bien connue est l'étude des troubles du sommeil. Ces deux applications se trouvent traditionnellement dans des contextes cliniques, mais les nouvelles technologies permettent d'enregistrer l'EEG à la maison.

Le domaine de Neurofeedback ou Neuromodulation comme il est plus communément appelé désormais, permet aux patients de contrôler leur EEG dans une certaine étendue à travers audio ou rétroaction visuelle boucles. Ceci a été montré pour être efficace dans le

# Chapitre I : Notions d'ElectroEncéphaloGraphie

---

traitement du TDAH (Trouble de déficit de l'attention / hyperactivité) et comme aide à la réflexion.

Maintenant que l'EEG a été sorti du laboratoire nous voyons les premières applications dans ce qui est connu comme l'industrie du bien-être. Surveillance de la qualité du sommeil est la première application de ce genre, mais plus sûrement dans le sillage du mouvement Quantified self croissante, 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 champ de Brain Computer Interface (BCI) est largement basé sur l'EEG pour ces raisons. Systèmes BCI emploient divers paradigmes tels que l'imagerie motrice, l'état d'équilibre visuel Potentiels et ce qui est connu sous le nom P300 pour le contrôle de logiciels basée sur l'analyse en temps réel des signaux EEG. Un autre domaine, connu sous le nom affectif BCI, tente de déduire quelque chose sur l'état (émotionnel par exemple) d'un utilisateur en fonction de leur EEG. Cette information peut fournir des informations utiles pour un système sur la façon dont l'utilisateur réagit en temps réel. Cela peut également s'avérer utile pour la communication non-verbale lorsque la communication normale est altérée.

## **b) Psychiatrie**

Il permet notamment :

- de dépister l'origine comitiale de troubles mentaux atypiques, ou tumorale (surtout frontale et temporale) de certaines manifestations psychiques ;
- 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 :

- ▶ Enregistrement du signal sur support informatique et non plus sur papier ("EEG sans papier"), permettant de l'analyser autrement que par la vue, et d'établir, par exemple, des cartes d'activité électrique cérébrale ;
- ▶ Enregistrements EEG de longue durée, y compris pendant le sommeil ;
- ▶ Enregistrement EEG sur appareillage portable (EEG ambulatoire), permettant de très longues durées de surveillance ; le support utilisé peut être une "carte flash" représentant une capacité de stockage de données importante. L'autonomie de ce type d'appareil est en général de 24 heures, et il permet éventuellement des enregistrements au domicile du patient, qui reste libre de ses mouvements et peut vaquer à ses occupations habituelles tout en étant enregistré ;
- ▶ Couplage à l'EEG de plus en plus systématique d'une surveillance et d'un enregistrement vidéo, qui permet de corréler les modifications de l'activité électrique du cerveau aux modifications du comportement du patient lors des crises.

### I.8 Exemples d'appareils d'enregistrement

- ▶ Enregistreur EEG / Polysomnographie ambulatoire



**Figure I.11** :Holter EEG miniature.

Il est conçu pour les enregistrements ambulatoires portables. L'enregistreur est un système portable de 21 canaux couvrant une large gamme d'applications ambulatoires comme l'EEG pour l'Epilepsie et la Polysomnographie. Sa petite taille et son poids léger en font un instrument de référence pour les enregistrements ambulatoires. Il fonctionne intégralement sur piles avec une autonomie de 48 heures.

L'enregistreur est simple d'utilisation : il suffit de le connecter (sans-fil) à une station d'enregistrement pour vérifier les impédances et la qualité du signal, de le mettre dans son étui de protection et ensuite de lancer l'enregistrement pour 48 heures.

Lorsque le patient revient, il suffit de retirer la carte mémoire et de télécharger la totalité de l'enregistrement.

# Chapitre I : Notions d'ElectroEncéphaloGraphie

## ► Monitoring EEG sans fil et sans limite :



**Figure I.12 :** Monitoring EEG sans fil et sans limite.

Ils sont recommandés pour les monitorings de longue durée. Ce système arrive avec des fonctionnalités avancées :

- Ecran partagé de la relecture de l'EEG vidéo pendant la relecture
- Relecture en temps réel de l'EEG et de la vidéo avec la caméra de contrôle.
- Relecture de l'EEG Vidéo à distance de la station de relecture (examen à distance)
- Vidéo Full HD (1920 x 1080) avec le changement automatique nuit/jour
- Panel de contrôle des événements centralisés pour une manipulation optimisée du bouton patient
- Fenêtre-aperçu pour une meilleure navigation à travers l'enregistrement
- Stimulateur cortical miniaturisé, contrôlé entièrement par le logiciel.

► EEG Vidéo pour la Neurophysiologie en réseau



**Figure I.13 :** EEG Vidéo pour la Neurophysiologie en réseau.

Le programme intègre tous les types d'examens dans une seule application : EEG Vidéo, Polysomnographie, Electromyographie et Monitoring peropératoire. L'ensemble des examens est géré par une base de données centralisée type SQL et permet une traçabilité complète de l'activité avec un archivage automatisé.

Les applications possibles varient des examens de la mort cérébrale aux EEG Vidéo cliniques, de la polysomnographie au LTM (enregistrement EEG vidéo de longue durée) ou Stéréo EEG ou EEG pendant l'enregistrement d'IRM fonctionnel. La structure «multi-fenêtre» du logiciel EEG rend le système extrêmement ouvert, flexible et facile à utiliser.

Le système permet de revoir l'examen au cours de l'acquisition avec une double fenêtre sur le poste d'enregistrement. Les autres fonctionnalités sont : le contrôle à distance, la répétition à distance de l'image du patient, le zoom numérique allant jusqu'à 16x et le contrôle de la caméra via le réseau... et le tout en Full HD !

- ▶ EEG Vidéo haute résolution sur PC portable :



**Figure I.14 :** EEG Vidéo haute résolution sur PC portable.

Il présente les mêmes avantages que l'EEG Vidéo pour la Neurophysiologie en réseau. De plus, sa portabilité est un atout essentiel qui lui permet d'être transporté sur n'importe quel lieu de travail. [8]

### **I.9 Déroulement de l'examen**

L'examen peut se faire dans n'importe quelle unité de soins. L'enregistrement comporte au moins une dizaine de minutes de tracé au repos, effectué les yeux fermés puis ouverts, puis deux épreuves de stimulation :

- L'épreuve de l'hyperpnée, qui consiste à faire respirer le patient pendant 3 à 5 minutes fort et vite ; cette épreuve provoque des modifications des gaz du sang, qui peuvent se traduire par une sensation de malaise avec parfois des nausées ; elle est pratiquée car elle augmente les anomalies EEG dans plusieurs types d'épilepsies, et qu'elle peut provoquer une crise partielle complexe, ou surtout une absence typique, chez les patients qui présentent spontanément ce type de crise.
- L'épreuve de la stimulation lumineuse intermittente (SLI) consiste à soumettre le patient à des flashes lumineux, dont on règle la fréquence (entre 1 et 30 par seconde, en général), et qui sont administrés les yeux fermés, parfois les yeux ouverts. Cette

# Chapitre I : Notions d'ElectroEncéphaloGraphie

---

stimulation permet de reconnaître la photosensibilité, qui est la cause 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 reliés 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 rangée 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 le seul examen accessible et économique, qui donne accès à la fonctionnalité cérébrale. Celle-ci peut être anormale, alors que tous les résultats de l'imagerie sont par ailleurs normaux. Il n'est en aucun cas invalidé ou remplacé par les méthodes d'imagerie contemporaine, dans la mesure où il donne des informations spécifiques qu'elles ne peuvent fournir.

Dans le prochain chapitre, on parlera de la carte d'acquisition et de ces différents composants.

Sachant qu'il n'a jamais été réalisé au paravent au niveau de notre département, nous allons essayer d'acquérir un premier signal en utilisant 3 électrodes.

# CHAPITRE II

Conception de la carte  
d'acquisition

## II.1 Introduction

Suite à la présentation du signal EEG ainsi que quelques notions sur l'électroencéphalographie, on passe à la conception de la carte qui a pour objectif d'acquérir ce signal. Un tel appareil doit le capter, amplifier, filtrer et le numériser. Le schéma synoptique d'un tel système est indiqué par la figure ci-dessous.

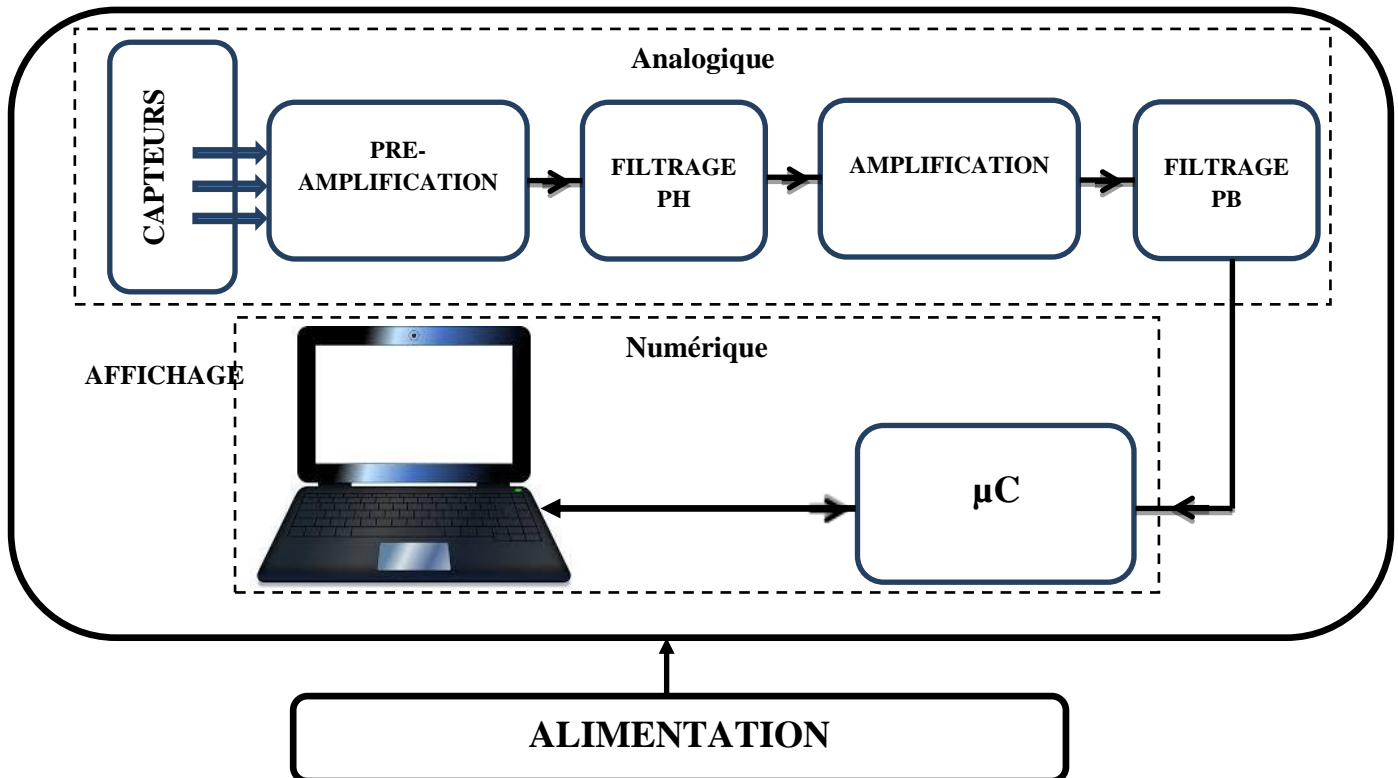
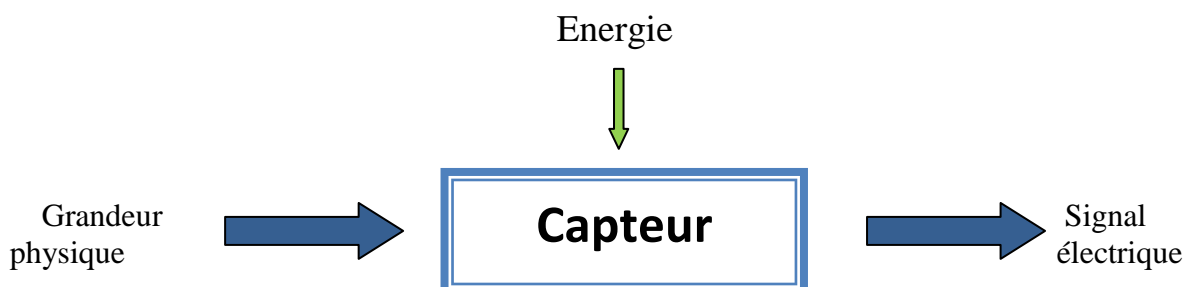


Figure II.1 : Schéma synoptique

## 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.



### II.2.1.1 Différents types d'électrodes

#### a) Electrodes tampons

Les électrodes sont constituées d'une tige d'argent, recouverte d'un tampon de tissu imbibé d'une solution saline. Elles sont montées sur un support stabilisateur qui leur permet de tenir droites sur le cuir chevelu et sont maintenues par un petit crochet qui vient s'agripper sur une des lanières du « casque »

Le casque est une sorte de filet, fait de lanières de caoutchouc entrecroisées, que l'on fixe sur la tête du sujet et qui sert à maintenir en place les électrodes. Il est indispensable d'effectuer un décapage soigneux du cuir chevelu avec de l'éther puis d'appliquer une pâte salée aux endroits où seront posées les électrodes. Ces électrodes restent les plus largement utilisées dans les conditions courantes. La figure II.2 indique l'aspect de telles électrodes.



**Figure II.2 :** Electrodes tampons [9]

#### b) Electrodes aiguilles

Leurs extrémités sont piquées dans l'épaisseur du cuir chevelu. Au prix d'une petite douleur, ces électrodes offrent un contact électrique de bonne qualité, une excellente réduction du bruit et une résistance peau/ électrode pratiquement constante. Leur usage

s'impose lorsqu'il est impératif de recueillir l'EEG dans des conditions techniques optimales, par exemple pour l'évaluation des comas profonds.



**Figure II.3 :** Electrodes aiguilles [10]

### c) Electrodes cupules

Ces électrodes sont remplies de pâte conductrice et sont collées sur le cuir chevelu (soit par effet adhésif propre de la pâte, soit par l'intermédiaire de collodion imprégnant un morceau de gaze chirurgicale placée au-dessus de l'électrode).

Ces électrodes sont reliées à l'appareil d'enregistrement au moyen de simples fils isolés. Dans tous les cas, il est nécessaire de s'assurer de la continuité électrique et de la bonne qualité de l'interface électrochimique (électrode – électrolyte – peau). Pour ce faire, on mesure l'impédance des électrodes. Cette mesure est faite, selon les appareils, par rapport à une électrode de référence (électrode dite *de terre*) ou par rapport à l'ensemble des autres électrodes disposées à la surface du cuir chevelu.

Ces électrodes sont utilisées pour les enregistrements prolongés (par exemple en télémétrie ou au cours du sommeil).

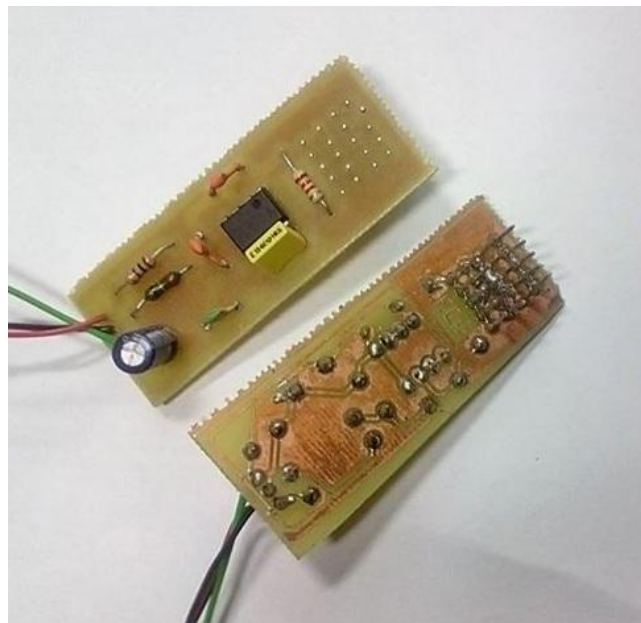


**Figure II.4 :** Electrodes cupules [11]

### II.2.1.2 Electrodes utilisées

Enregistrer l'EEG s'avère être une tâche très difficile, vu que le signal est de très faible amplitude. Pour augmenter nos chances d'avoir un bon signal, nous avons réalisé des électrodes actives (figure II.5).

L'objectif est de réaliser une amplification dès l'entrée.



**Figure II.5 :** Electrodes actives

### II.2.2 Les filtres

Un filtre est un circuit électronique qui réalise une opération de traitement du signal. Autrement dit, il atténue certaines composantes d'un signal et en laisse passer d'autres.

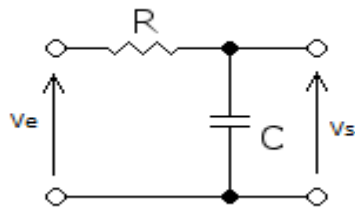
Il existe plusieurs types de filtres, dont les plus connus sont :

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

Dans notre conception on utilisera le filtre passe-haut pour atténuer l'amplitude des composantes de fréquence inférieur à celle de coupure, et un filtre passe-bande garder que la bande utile du signal.

#### a) Filtre passif

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



**Figure II.6:** Filtre passif "passe-bas" **Figure II.7:** 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 [12] :

$$f = \frac{1}{2\pi RC}$$

### b) Filtre actif

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

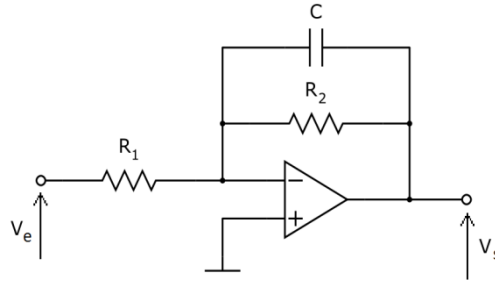


Figure II.8 : Filtre actif "passe-bas".

### II.2.3 Filtres utilisés :

#### a) Filtre passe-haut $F_c = 0.16$ Hz

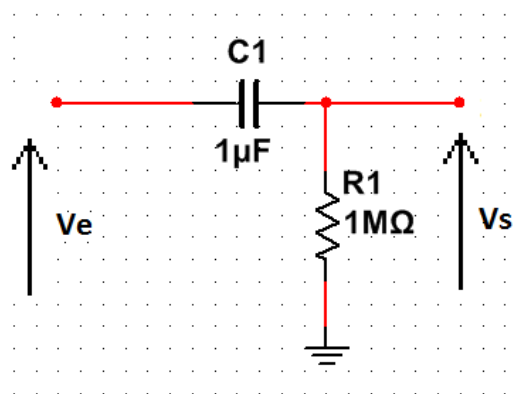


Figure II.9 : Filtre passif du premier ordre.

### b) Filtre passe-bas 2<sup>ème</sup> ordre $F_c = 20$ Hz

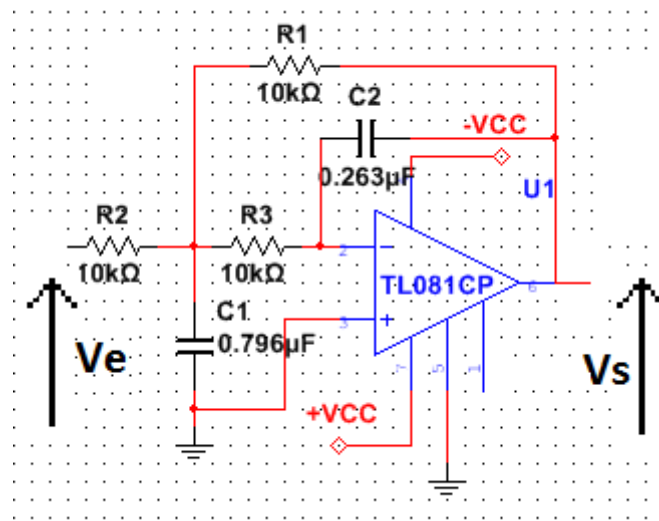


Figure II.10 : Filtre actif du second ordre.

## II.2. 4 Les amplificateurs

Comme mentionné, la faible amplitude des signaux EEG nécessite une amplification de ces derniers à travers une chaîne de pré-amplificateurs et amplificateurs avec un gain élevé.

Dans la partie de pré-amplifications, on utilisera l'AD8221 avec un gain de 10.

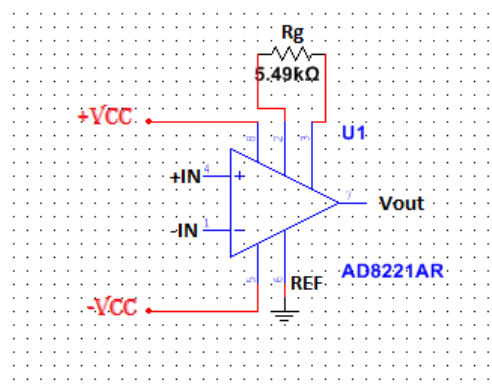


Figure II.11: L'amplificateur d'instrumentation AD8221 (voir annexe).

## Chapitre II : Conception de la carte d'acquisition

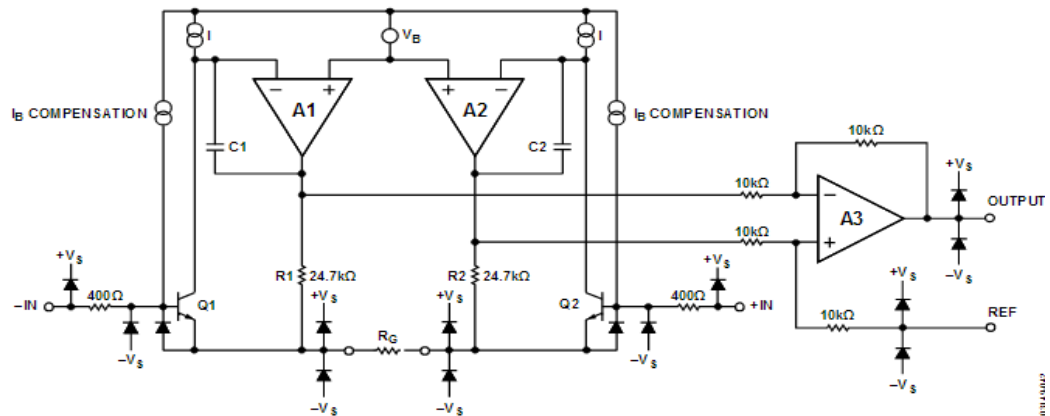
AD8221 a un gain en tension variant de 1 à 1000, pour le calculer nous utilisons la formule suivante :

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

**Table 6. Gains Achieved Using 1% Resistors**

1% Standard Table Value of $R_G$ ( $\Omega$ )	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

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



**Figure II.12** : schéma interne de l'AD8221

On procédera par la suite à une amplification avec un gain élevé  $G=40$ .

$$G = 1 + (R_3/R_2)$$

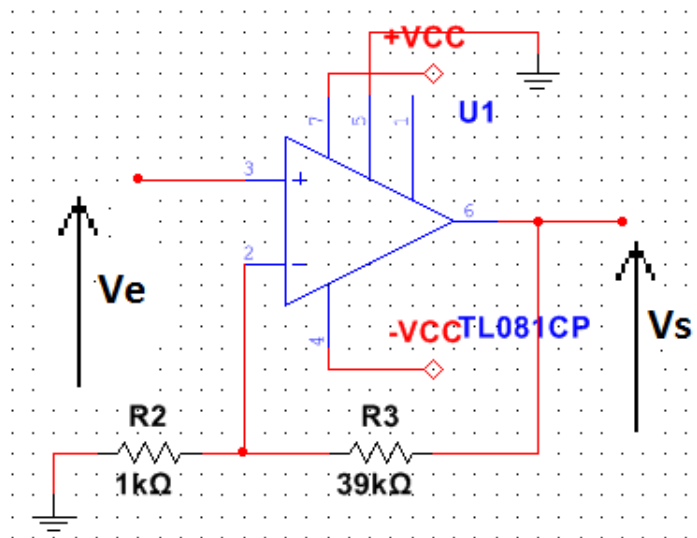


Figure II.13 : Amplificateur non inverseur.

### II.3 Partie Numérique

#### II.3.1 Arduino

Arduino est un projet créé par des passionnés en Italie (2005) pour des étudiants. C'est une plate-forme open-source d'électronique programmée qui est basée sur une simple carte à microcontrôleur (de la famille AVR) et un logiciel qui est un véritable environnement de développement intégré pour écrire, compiler et transférer le programme vers la carte à microcontrôleur.

Arduino peut être utilisé pour développer des objets interactifs, pouvant recevoir des entrées d'une grande variété d'interrupteurs ou de capteurs et pouvant contrôler une grande variété d'actionneurs, moteurs ou toutes autres sorties matérielles.

#### II.3.2 Les avantages de la carte Arduino

- ✓ Pas cher : les cartes Arduino sont relativement peu coûteuses comparativement aux autres plates-formes.
- ✓ Multiplate-formes : le logiciel Arduino écrit en Java, tourne sous les systèmes d'exploitation Windows, Macintosh et Linux. La plupart des systèmes à microcontrôleurs sont 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,

## Chapitre II : Conception de la carte d'acquisition

---

tout en étant assez flexible pour que les utilisateurs avancés puissent en tirer profit également.

- ✓ Logiciel Open Source et extensible : le logiciel Arduino et le langage Arduino sont publiés sous licence open source, disponible pour être complété par des programmeurs expérimentés.
- ✓ Matériel Open source et extensible : les cartes Arduino sont basées sur les microcontrôleurs Atmel ATMEGA8, ATMEGA168, ATMEGA328, etc... Les schémas des modules sont publiés sous une licence Créative Commons, et les concepteurs de circuits expérimentés peuvent réaliser leur propre version des cartes Arduino en les complétant et en les améliorant. Même les utilisateurs relativement inexpérimentés peuvent fabriquer la version sur plaque d'essai de la carte Arduino, dans le but de comprendre comment elle fonctionne.

### II.3.3 Le principe de fonctionnement d'Arduino

Les différentes versions des Arduino fonctionnent sous le même principe général :

1. On conçoit ou on ouvre un programme existant avec le logiciel Arduino.
2. On vérifie ce programme avec le logiciel Arduino (compilation).
3. Si des erreurs sont signalées, on modifie le programme.
4. On charge le programme sur la carte.
5. On câble le montage électronique.
6. L'exécution de programme est automatique après quelques secondes.
7. On alimente la carte soit par le port USB, soit par une source d'alimentation autonome.
8. On vérifie que notre montage fonctionne. [13]

### II.3.4 La carte Arduino Uno

Des cartes Arduino il en existe beaucoup ! Peut-être une centaine, toutes différentes les unes des autres ; parmi elles et les plus utilisées sont les cartes Mega, Uno, Duemilanove, Leonardo, NANO et la carte MegaAdk.

Pour notre projet, nous avons choisis d'utiliser la carte portant le nom de « Uno » en raison de sa simplicité de fonctionnement ; dans ce qui suit, nous allons présenter ses caractéristiques ainsi que son fonctionnement.

## Chapitre II : Conception de la carte d'acquisition

Une carte Arduino Uno est composée de deux choses principales, qui sont : le matériel et le logiciel. Avec ces deux outils réunis, il nous sera possible de faire n'importe quelle réalisation.

### a) Présentation du matériel

Il s'agit d'une carte électronique sous forme d'un support plan, flexible ou rigide, généralement composé d'époxy ou de fibre de verre. Elle possède des pistes électriques disposées sur une, deux ou plusieurs couches (en surface et/ou en interne) qui permettent la mise en relation électrique des composants électroniques. Chaque piste relie tel composant à tel autre, de façon à créer un système électronique qui fonctionne et qui réalise les opérations demandées. Cette carte est basée autour d'un microcontrôleur Atmega du fabricant Atmel de référence ATmega328.

L'ATmega328 est un microcontrôleur de 8 bits de la famille AVR dont la programmation peut être réalisée en langage C. la figure ci-dessous nous montre ses différents composants.

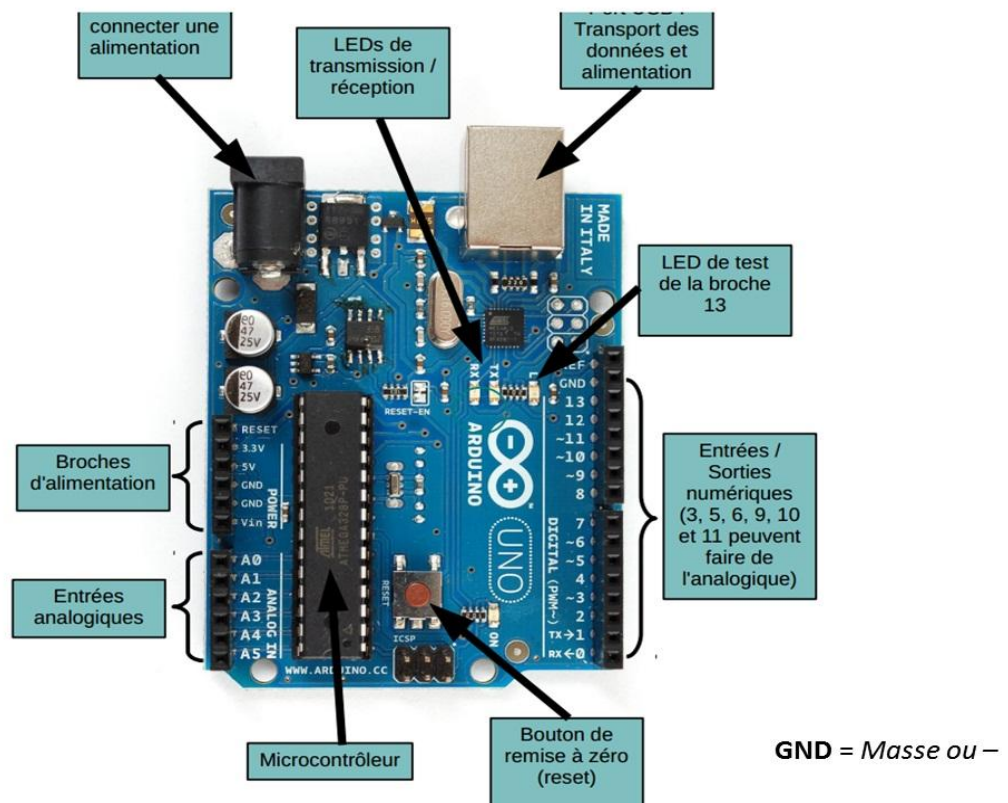


Figure II.14: Présentation de la carte Arduino Uno. [14]

## Chapitre II : Conception de la carte d'acquisition

---

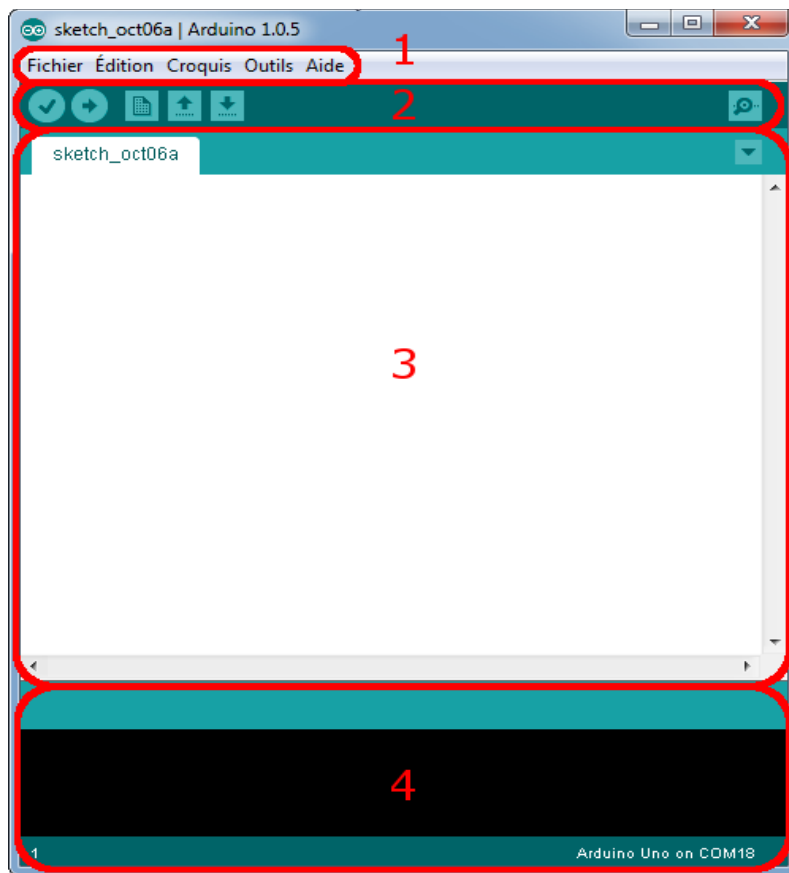
Cette carte dispose de :

- 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 :
  - MLI 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 être alimentée directement par la connexion USB ou par une alimentation externe.
- Connecteur de puissance :
  - 5V : tension régulée par la carte
  - 3,3V : tension régulée par la carte
  - $V_{in}$  : 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 (Windows, Linux, ou Mac) fourni avec l'Arduino est un éditeur de texte qui permet :

- De programmer la carte en utilisant un langage simple proche de C
- De communiquer avec la carte grâce au "terminale série" (faire apparaître des informations de la carte sur l'écran de l'ordinateur)



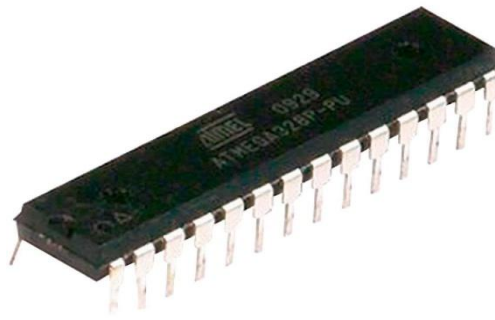
**Figure II.15** : Logiciel arduino.

### Correspondance :

- Barre de Menu(1) : elle contient les options de configuration du logiciel.
- Fenêtre d'édition des programmes (2) : ce bloc contient le programme créé.
- Bloc d'affichage des messages de compilation(3) : celui-ci est important, car il aide à corriger les fautes présentes dans le programme. C'est le débogueur.
- Barre des boutons (4) : elle contient les boutons qui serviront lors de la programmation des cartes.

### **II.3.5 Le microcontrôleur**

Un microcontrôleur est constitué par un ensemble d'éléments qui ont chacun une fonction bien déterminée. Il est en fait constitué des mêmes éléments que sur la carte mère d'un ordinateur. Si on veut, c'est un ordinateur (sans écran, sans disque dur, sans lecteur de disque) dans un espace très restreints.



**Figure II.16 :**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 renferme dans un seul composant :

- un processeur 8 bits à architecture RISC ;
- de la mémoire avec des espaces physiques séparés :
  - ❖ mémoire Flash (32 Ko) C'est celle qui contiendra le programme à exécuter. Cette mémoire est effaçable et ré-inscriptible (c'est la même qu'une clé USB par exemple)
  - ❖ mémoire RAM (2 Ko) c'est la mémoire dite "vive", elle va contenir les variables de programme. Elle est dite "volatile" car elle s'efface si on coupe l'alimentation du microcontrôleur (comme sur un ordinateur).
  - ❖ mémoire EEPROM (2 Ko) C'est le disque dur du microcontrôleur. Pour enregistrer des infos qui ont besoin de survivre dans le temps, même si la carte doit être arrêtée. Cette mémoire ne s'efface pas lorsque l'on éteint le microcontrôleur ou lorsqu'on le reprogramme.

## Chapitre II : Conception de la carte d'acquisition

---

- toute 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.3.6. Conception logiciel XOscillo

Le logiciel XOscillo peut acquérir les données d'un kit Arduino.

On l'utilise pour l'affichage numérique de notre signal converti par Arduino.

Caractéristiques avec un kit Arduino :

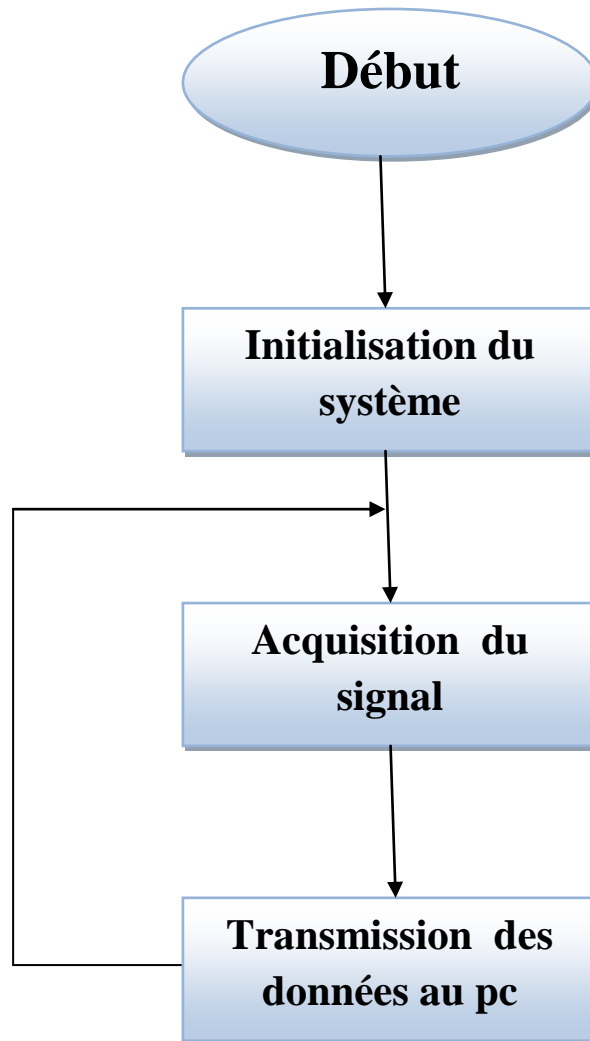
- Fréquence d'échantillonnage : 7kHz max
- Nombre de canaux : 4 voies
- Résolution vertical : 8 bits

Le logiciel XOscillo permet également de réaliser certaines fonctions :

- Vue panoramique
- Lire et sauvegarder les oscillogrammes
- Zoom avant et arrière
- Ouverture de plusieurs oscilloscopes
- analyse de fréquence FFT
- Auto-détection du matériel

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

Comme le montre l'organigramme ci-dessous, le fonctionnement de notre système se fait en passant par plusieurs étapes qui sont : l'acquisition, filtrage et amplification, conversion analogique numérique, et la transmission vers l'ordinateur.



### II.4 Conclusion

Dans ce chapitre, on a vu les différents composants constituant la carte d'acquisition, cette étude nous a permis de faire le meilleur choix possible des composants ainsi que les électrodes a utilisés.

Dans le prochain chapitre, on passe à la dernière étape qui est la réalisation.

# CHAPITRE III

Réalisation de la carte

### III.1. Introduction

Ce chapitre est consacré à la réalisation pratique du système, dont on va présenter les différentes étapes de la carte d'acquisition et les résultats des tests réalisés. Composé de deux parties, simulation de la carte et partie matériels, on détaillera chaque partie. Le hardware étant les matériels utilisés pour la réalisation, le software est le logiciel de simulation utilisé pour les différents circuits réalisés.

### III.2. Simulation de la carte

L'utilisation du logiciel de simulation « **Multisim** » nous a permis de faire le choix des composants électroniques constituant notre système (partie analogique).

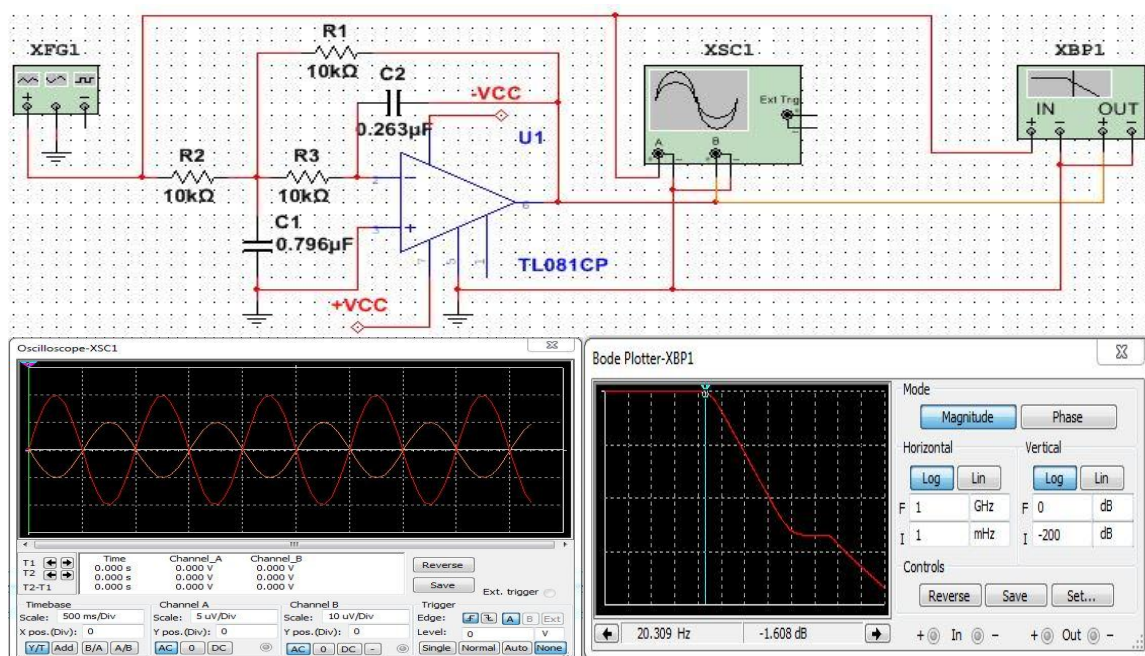


Figure III.1 :Logiciel de simulation (Multisim).

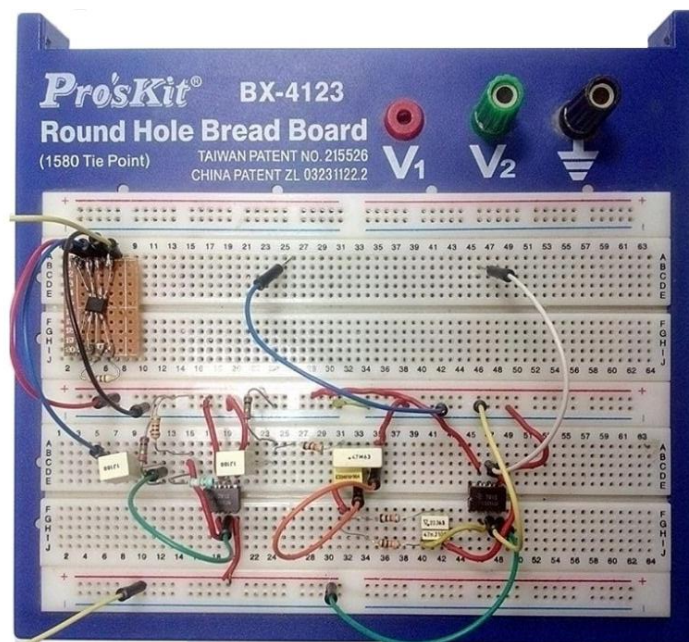
### III.3. Partie matériels

L'**oscilloscope** :est destiné pour visualiser des signaux électriques. On a utilisé un oscilloscope numérique UNI-T UTD2052CL à 2 entrées de 50Hz.



**Figure III.2** :UNI-T UTD2052CL

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



**Figure III.3**:Lab d'Essai

**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 MAX764 pour une tension de -5V.

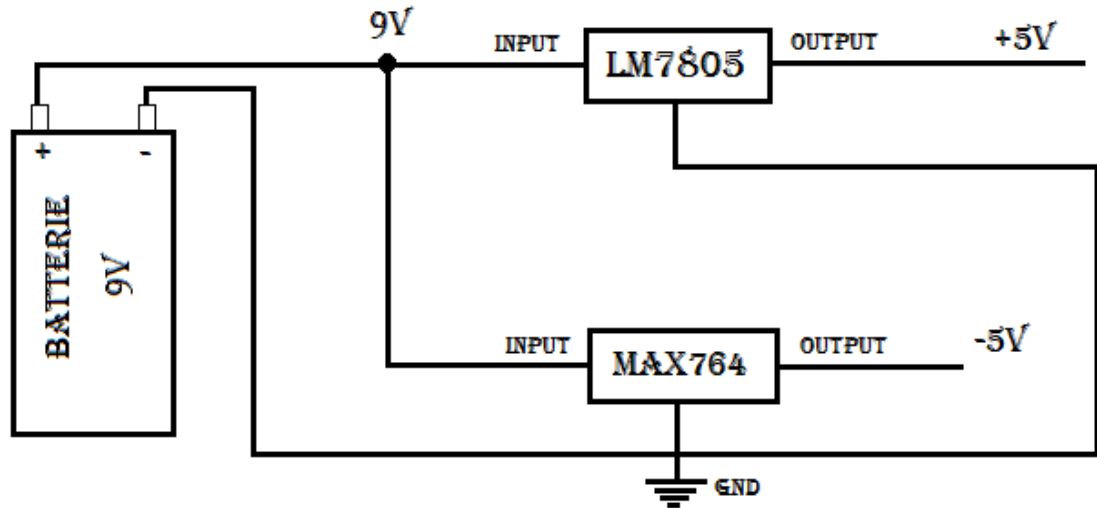


Figure III.4 : L'alimentation utilisée.

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

**MAX764 :** c'est un circuit intégré qui nous permet d'avoir une tension négative à la sortie (-5V).

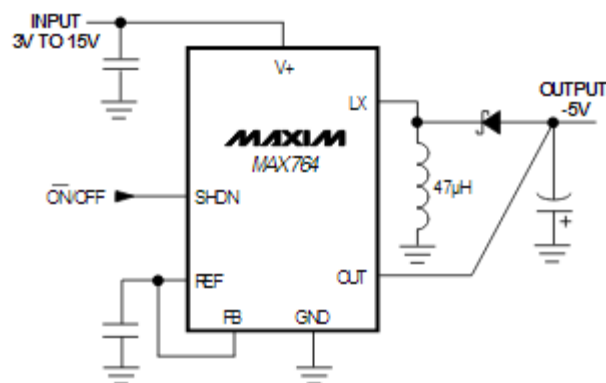
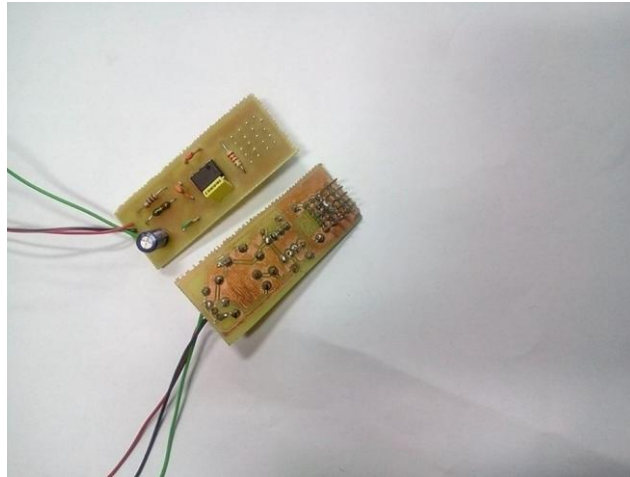


Figure III.5 : schéma de MAX764.

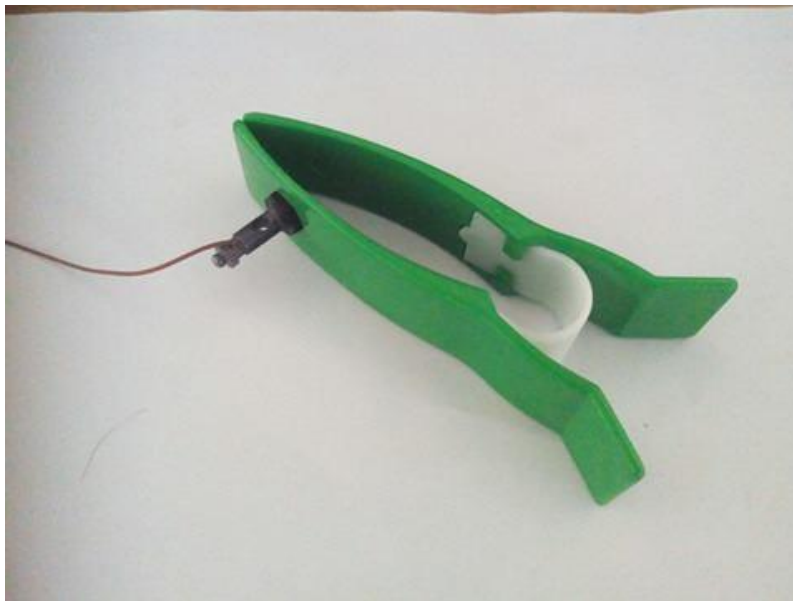
**Les électrodes** : Pour détecter le signal EEG on a réalisé des électrodes (voir la figure .III.5)



**Figure III.6** : électrodes réalisées.

Et comme électrode de référence nous avons utilisé l'électrode représentée en figure III.7.

Cette dernière doit être fixée à la cheville droite



**Figure III.7** : Électrode de référence.

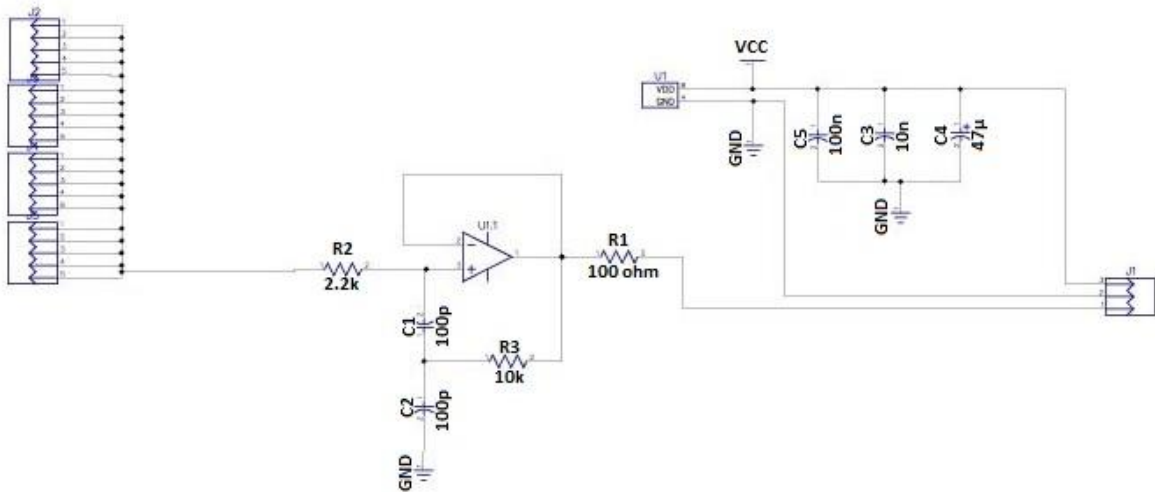


Figure III.8: schéma électrique d'électrode.

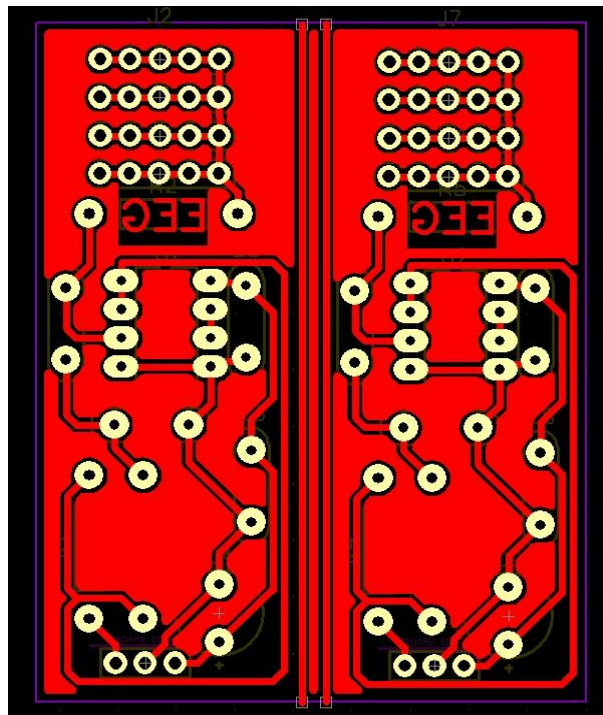
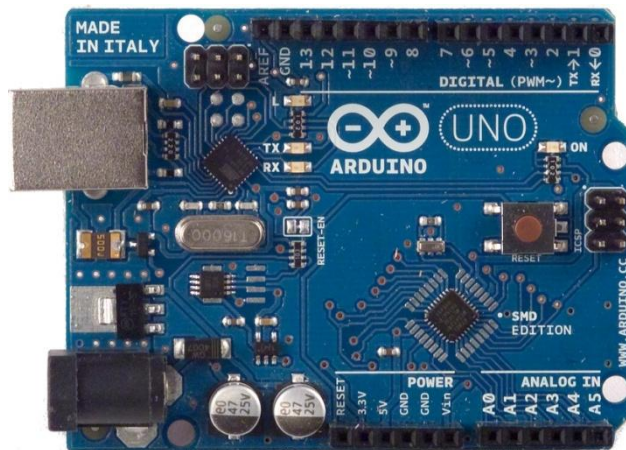


Figure III.9 : typon de l'électrode réalisée

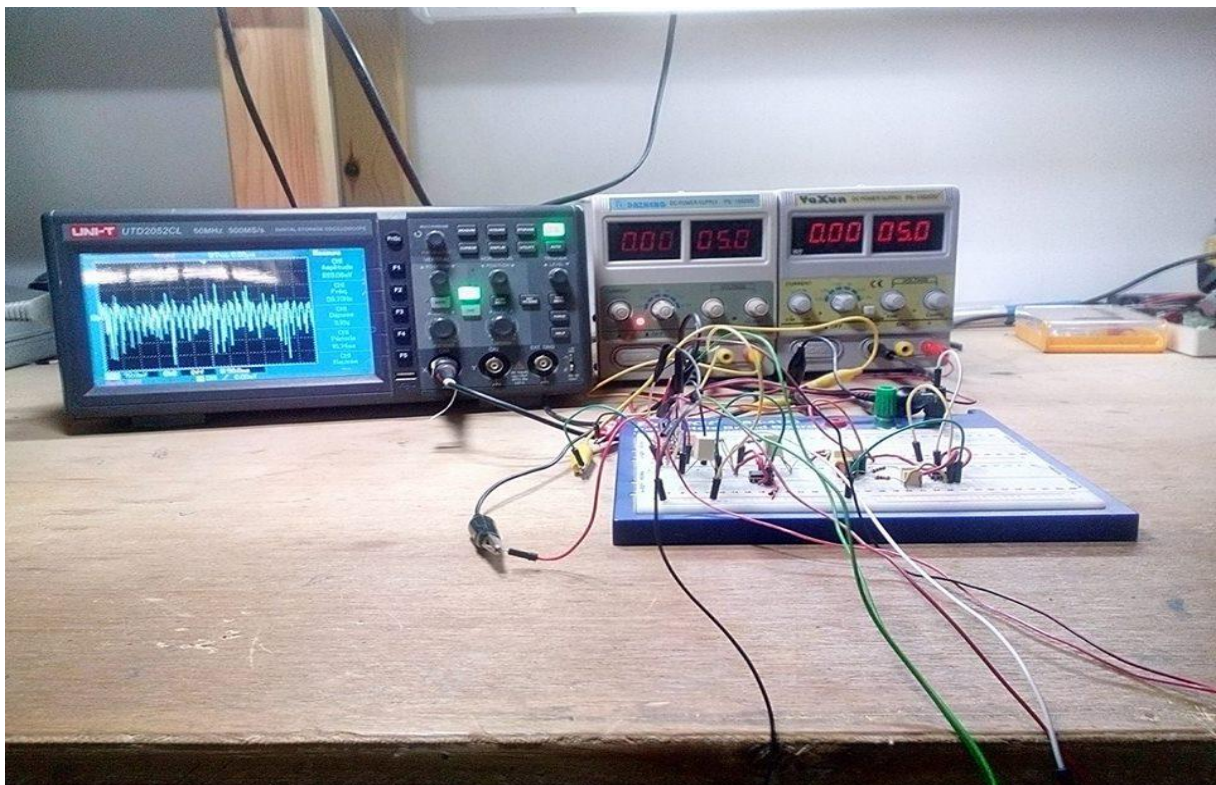
**Carte Arduino:** Pour la partie numérique (CAN, et la transmission).



**Figure III.10 :** carte Arduino.

### III.4. Les étapes d'acquisition du signal

On a fait plusieurs testssur lab d'essai avant de choisir le circuit qu'on a réalisé, (voir la figure.III.8).



**Figure III.11 :** circuit EEG sur lab d'essai.

### III.4.1. Les électrodes

Pour détecter le signal EEG on a utilisé trois électrodes, dont 2 sont reliées aux entrées de l'AD8221 et une seule reliée à la cheville droite.

### III.4.2. Pré-amplification

L'amplitude du signal au niveau d'électrodes est très faible, nous avons utilisé l'AD8221 pour l'amplifier avec un gain de 10. Ce gain est donné par :

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

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

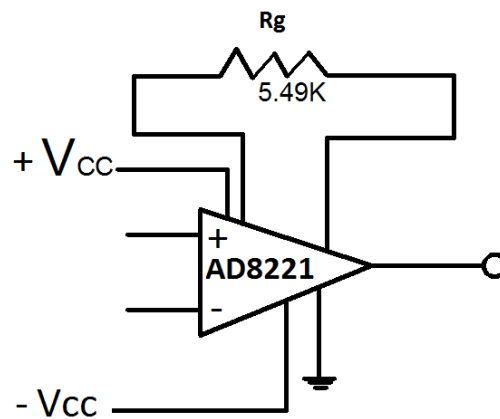


Figure III.12 : Etage de pré-amplification.

La figure ci-dessous montre le signal que nous avons visualisé à la sortie de l'AD8221.

Nous remarquons que ce signal est encore bruité. Un autre filtrage s'avère nécessaire.

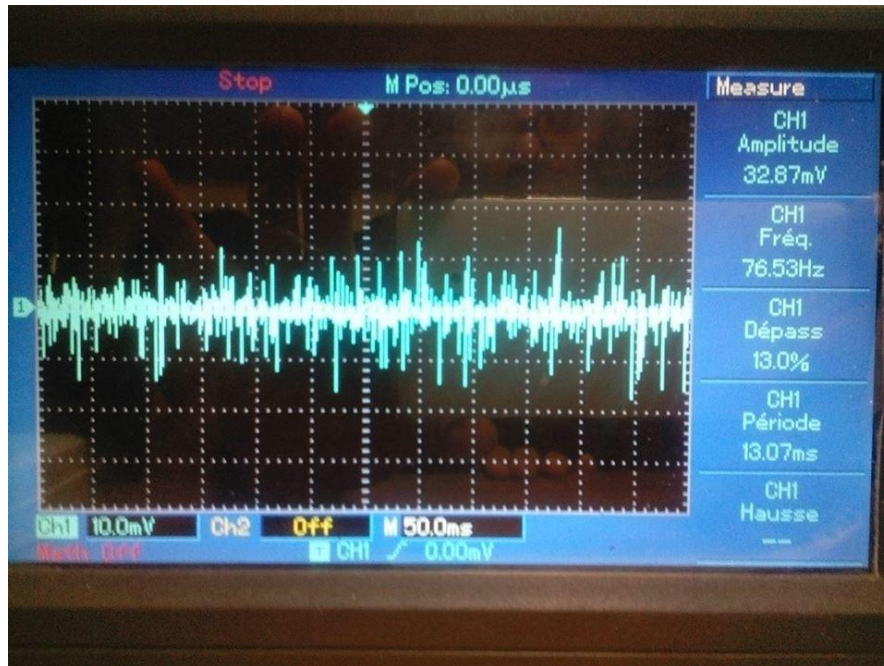


Figure III.13 : Le signal obtenu à la sortie de pré-amplification.

### III.4.3. Filtrage et amplification

Le signal qu'on a obtenu à la sortie de pré-amplification est très bruité (mouvais contact électrode/cuir chevelu) et pour visualisé le signal on a fait un filtrage et une amplification. Les figures suivantes (15, 16, 17,18) représentent respectivement l'étage filtre passe haut, amplification, filtre passe haut et filtre passe bas actif (filtre de Rauch 2<sup>ème</sup> ordre).

#### A. Filtre passe haut

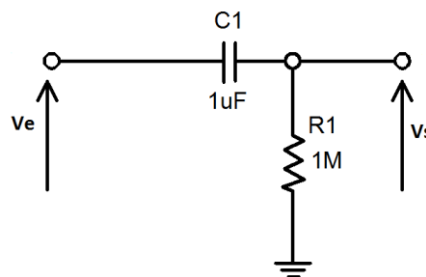


Figure III.14 : Etage de filtre passe haut.

### B. Amplification

L'amplitude de signal à la sortie de filtre passe haut est faible, nous devons utiliser un amplificateur non inverseur.

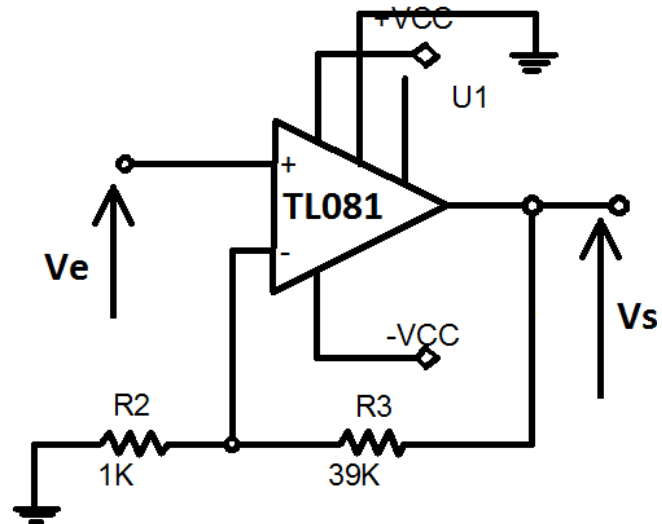


Figure III.15 : Etage de l'amplification.

### C. Filtre passe haut

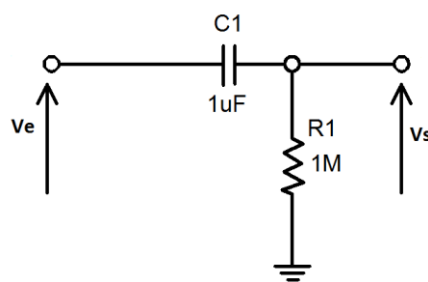


Figure III.16 : Etage de filtre passe haut.

D. Filtre passe-bas

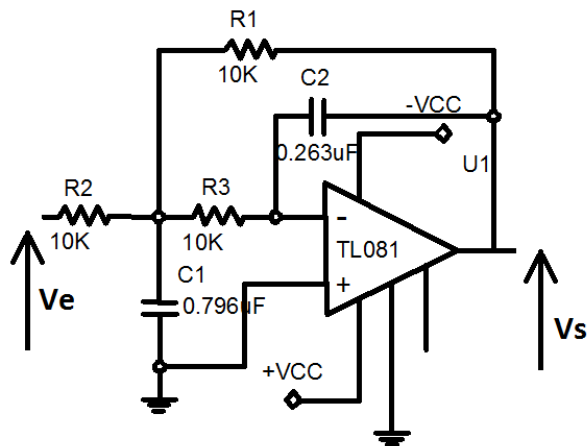


Figure III.17 : Filtre passe bas actif. (Filtre de Bessel 2<sup>ème</sup> ordre).

Après filtrage, le signal obtenu est visualisé sur la figure IV.8. Le signal ainsi obtenu nous parait satisfaisant si on le compare à ceux donnés dans la littérature.

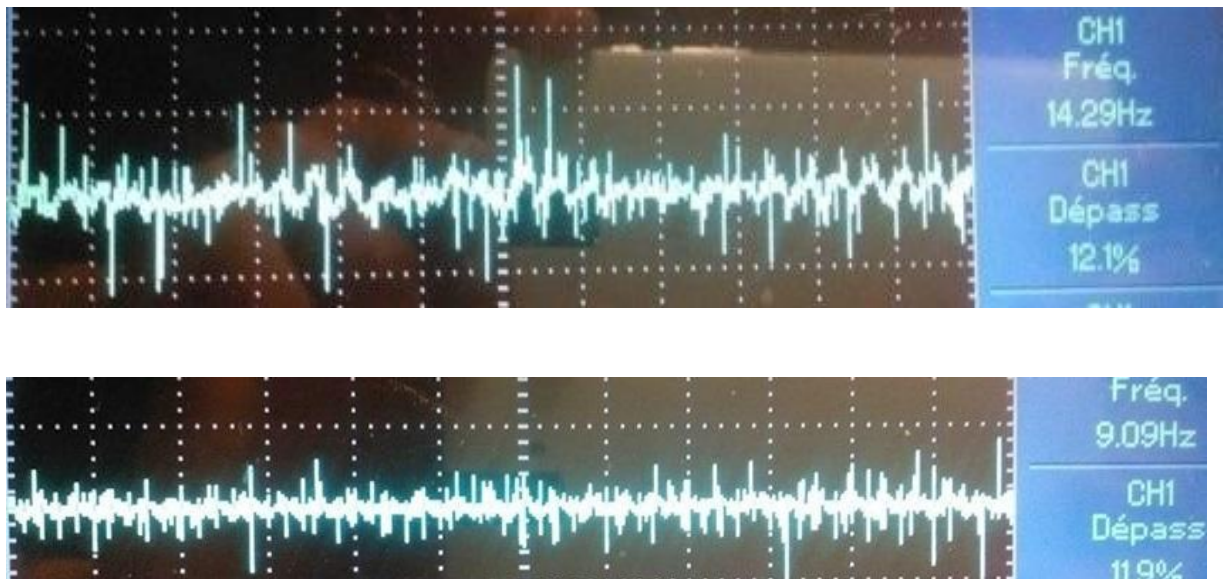
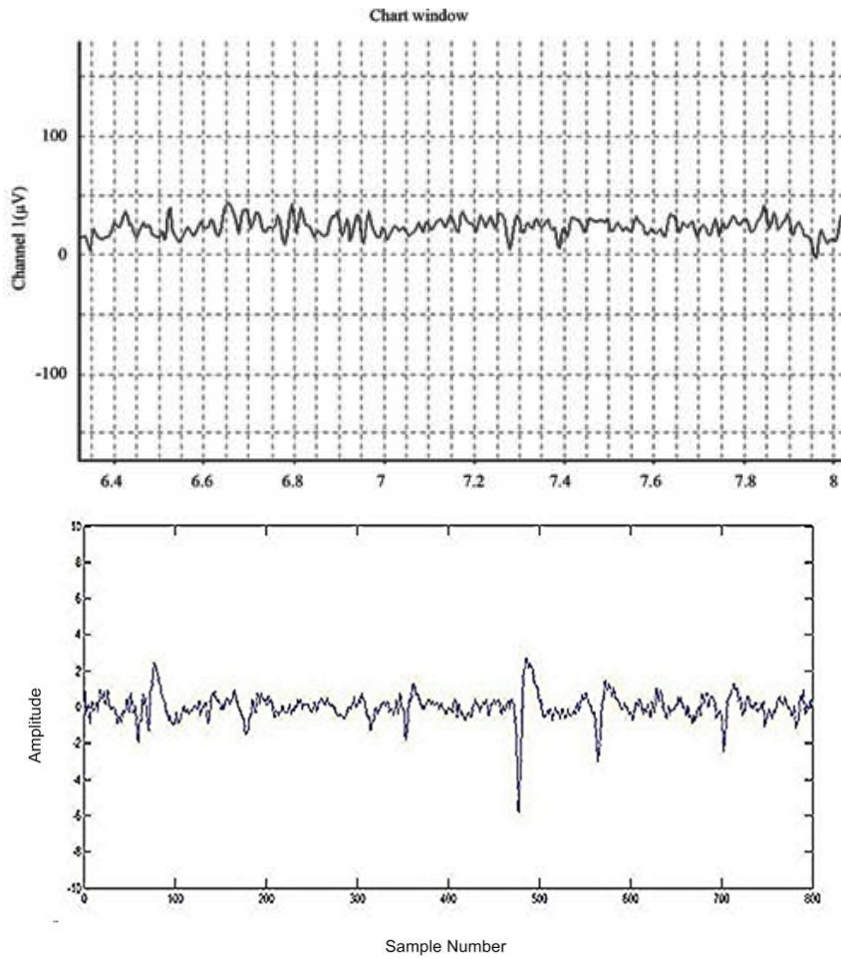
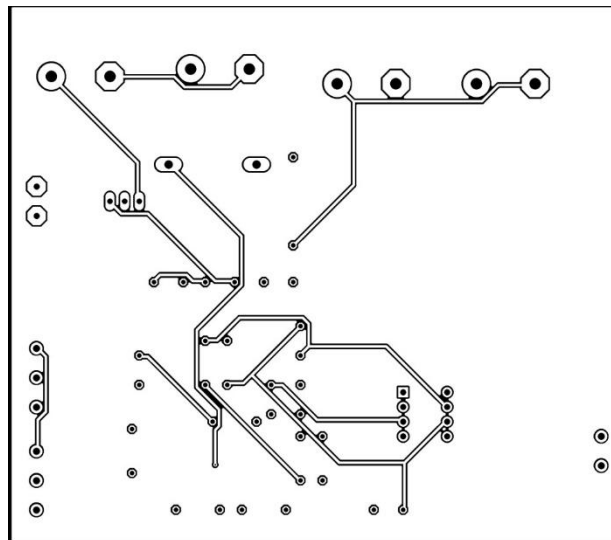


Figure III.18 : signal EEG après filtrage et amplification.

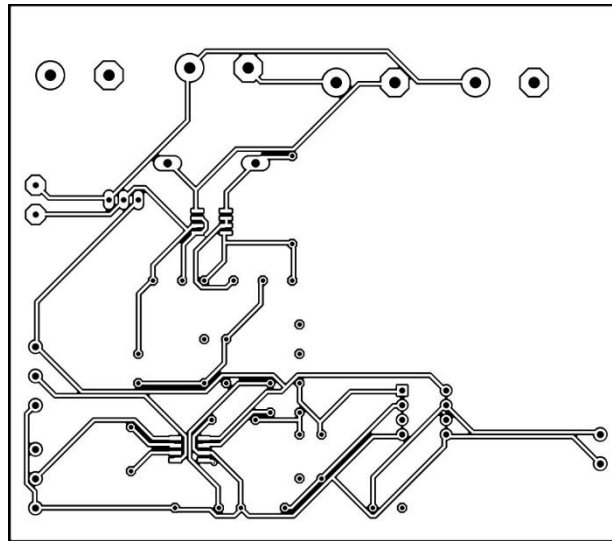


**Figure III.18.a** : Signaux donnés dans la littérature. [15] [16]

Après le filtrage et l'amplification on a eu le signal utile, pour cela on va développer notre carte d'acquisition. Les figures ci-dessous (III.19,III.20) représentent respectivement le typon de notre carte (2 faces)



**Figure III.19** :Typon de notre carte coté composants.



**Figure III.20:** Typon de notre carte coté soudure.

### III.7. Conclusion

Dans ce chapitre, on a expliqué toutes les étapes et les blocs de réalisation de notre projet. Cette réalisation nous a permis d'enrichir nos connaissances en électronique.

# CONCLUSION GÉNÉRALE

Le travail mené dans ce mémoire rentre dans le cadre de notre spécialité. Il consiste à concevoir et réaliser une carte d'acquisition de l'EEG. Ce dernier est un examen qui repose sur la mesure de l'activité électrique du cerveau. Celle-ci est effectuée par l'intermédiaire d'électrodes placées au contact du cuir chevelu. L'EEG peut être pratiqué soit dans un service de neurologie - hôpital public ou privé - soit dans un cabinet de neurologie en ville.

Il permet de détecter plusieurs troubles neurologiques, en lien avec des anomalies de l'activité cérébrale.

L'obtention d'un bon signal représentant l'activité électrique du cerveau s'avère être une tâche difficile à réaliser sachant qu'il est noyé dans du bruit, ce qui peut être comparable à écouter de la musique au milieu d'un bâtiment en construction.

Un bon signal passe par une bonne qualité des électrodes utilisées ainsi que le contact entre ces derniers et le cuir chevelu.

Suite à l'indisponibilité de ces électrodes sur le marché, nous avons été contraints à réaliser nos propres électrodes. Ceci a été très bénéfique pour nous.

Notre travail nous a permis d'acquérir plus de connaissance sur les capteurs, les amplificateurs, les filtres et différents composants entrant dans la conception. Aussi, on a pu mettre en pratique nos connaissances acquises tout au long de notre parcours scolaire. Cela nous a permis de constater toute la difficulté qu'il y a pour mettre en pratique la théorie.

Comme perspectives d'améliorations de notre travail, on pourra utiliser d'autres composants plus précis pour diminué au maximum possible les bruits dans le signal, plusieurs dérivations pour une meilleure précision, un logiciel pour l'interprétation de ce dernier ainsi que la miniaturisation du système.

# 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] <http://docplayer.fr/5827630-Besoins-medicaux-en-neurophysiologie-clinique.html>
- [4] [https://fr.wikipedia.org/wiki/Tr%C3%A9panation#/media/File:Gersdorff\\_-\\_Sch%C3%A4delwunde.jpg](https://fr.wikipedia.org/wiki/Tr%C3%A9panation#/media/File:Gersdorff_-_Sch%C3%A4delwunde.jpg)
- [5] <https://www.medicwiz.com/medtech/diagnostics/9-types-of-eeeg-tests-everything-about-brainwave-monitoring>
- [6] <https://thanatofrance.wordpress.com/2015/09/21/lelectroencephalogramme-eeeg-exploration-du-cerveau/>
- [7] [http://www.med.univ-montp1.fr/enseignement/cycle\\_1/PCEM2/mod-base/MB6\\_physio/Ressources\\_locales/tp/TP\\_04\\_EEG\\_2006A.pdf](http://www.med.univ-montp1.fr/enseignement/cycle_1/PCEM2/mod-base/MB6_physio/Ressources_locales/tp/TP_04_EEG_2006A.pdf)
- [8] [http://www.micromed-france.eu/Appareils\\_micromed\\_EEG.html](http://www.micromed-france.eu/Appareils_micromed_EEG.html)
- [9] <http://www.abavala.com/se-faire-masser-par-un-objet-connecte-l-experience-bluetens/>
- [10] <http://www.medicalexpo.fr/prod/ambu/product-81242-681169.html>
- [11] <http://www.spesmedica.com/fr/archivio-news-fr/94-cupules-ltm.html>
- [12] <http://f5zv.pagesperso-orange.fr/RADIO/RM/RM23/RM23I/RM23i06.html>
- [13] [https://wiki.mdl29.net/lib/exe/fetch.php?media=elec:arduino\\_dossier\\_ressource.pdf](https://wiki.mdl29.net/lib/exe/fetch.php?media=elec:arduino_dossier_ressource.pdf)
- [14] <http://www.pearltrees.com/chaacattac/arduino-officiel-uno/id14816769/item81606677>
- [15] [http://journal.9med.net/html/qikan/lcyx/zhlcyxzzywb/2007727/Articles/20080831104222779\\_273760.html](http://journal.9med.net/html/qikan/lcyx/zhlcyxzzywb/2007727/Articles/20080831104222779_273760.html)
- [16] <http://www.intechopen.com/books/advances-in-mechatronics/integrating-neural-signal-and-embedded-system-for-controlling-small-motor>

**ANNEXE**

### FEATURES

Available in space-saving MSOP package  
Gain set with 1 external resistor (gain range 1 to 1000)  
Wide power supply range:  $\pm 2.3$  V to  $\pm 18$  V  
Temperature range for specified performance:  
-40°C to +85°C

Operational up to 125°C<sup>1</sup>

### EXCELLENT AC SPECIFICATIONS

80 dB min CMRR to 10 kHz (G = 1)

825 kHz -3 dB bandwidth (G = 1)

2 V/ $\mu$ s slew rate

### LOW NOISE

8 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ , @ 1 kHz, max input voltage noise

0.25  $\mu$ V p-p input noise (0.1 Hz to 10 Hz)

### HIGH ACCURACY DC PERFORMANCE (AD8221BR)

90 dB min CMRR (G = 1)

25  $\mu$ V max input offset voltage

0.3  $\mu$ V/°C max input offset drift

0.4 nA max input bias current

### APPLICATIONS

Weigh scales

Industrial process controls

Bridge amplifiers

Precision data acquisition systems

Medical instrumentation

Strain gages

Transducer interfaces

### GENERAL DESCRIPTION

The AD8221 is a gain programmable, high performance instrumentation amplifier that delivers the industry's highest CMRR over frequency. The CMRR of instrumentation amplifiers on the market today falls off at 200 Hz. In contrast, the AD8221 maintains a minimum CMRR of 80 dB to 10 kHz for all grades at G = 1. High CMRR over frequency allows the AD8221 to reject wideband interference and line harmonics, greatly simplifying filter requirements. Possible applications include precision data acquisition, biomedical analysis, and aerospace instrumentation.

Low voltage offset, low offset drift, low gain drift, high gain accuracy, and high CMRR make this part an excellent choice in applications that demand the best dc performance possible, such as bridge signal conditioning.

### Rev. A

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties that may result from its use. Specifications subject to change without notice. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices. Trademarks and registered trademarks are the property of their respective owners.

### CONNECTION DIAGRAM

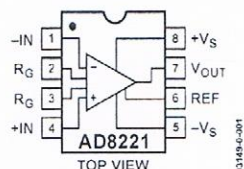


Figure 1. SOIC and MSOP Connection Diagram

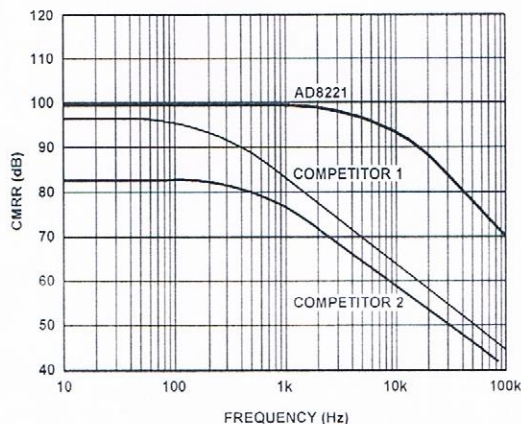


Figure 2. Typical CMRR vs. Frequency for G = 1

Programmable gain affords the user design flexibility. A single resistor sets the gain from 1 to 1000. The AD8221 operates on both single and dual supplies, and is well suited for applications where  $\pm 10$  V input voltages are encountered.

The AD8221 is available in low cost 8-lead SOIC and MSOP packages, both of which offer the industry's best performance. The MSOP requires half the board space of the SOIC, making it ideal for multichannel or space-constrained applications.

Performance is specified over the entire industrial temperature range of -40°C to +85°C for all grades. Furthermore, the AD8221 is operational from -40°C to +125°C<sup>1</sup>.

<sup>1</sup> See Typical Performance Curves for expected operation from 85°C to 125°C.

Evaluation Kit  
Available

# MAXIM

## -5V/-12V/-15V or Adjustable, High-Efficiency, Low IQ DC-DC Inverters

### General Description

The MAX764/MAX765/MAX766 inverting switching regulators are highly efficient over a wide range of load currents, delivering up to 1.5W. A unique, current-limited, pulse-frequency-modulated (PFM) control scheme combines the benefits of traditional PFM converters with the benefits of pulse-width-modulated (PWM) converters. Like PWM converters, the MAX764/MAX765/MAX766 are highly efficient at heavy loads. Yet because they are PFM devices, they use less than 120 $\mu$ A of supply current (vs. 2mA to 10mA for a PWM device).

The input voltage range is 3V to 16V. The output voltage is preset at -5V (MAX764), -12V (MAX765), or -15V (MAX766); it can also be adjusted from -1V to -16V using two external resistors (Dual Mode™). The maximum operating  $V_{IN} - V_{OUT}$  differential is 20V.

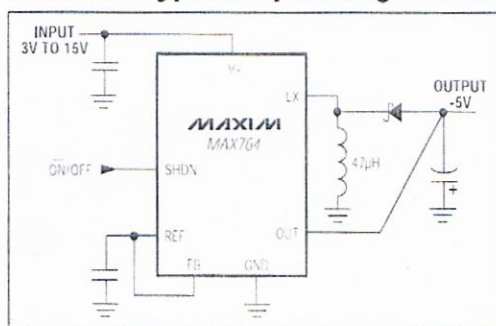
These devices use miniature external components; their high switching frequencies (up to 300kHz) allow for less than 5mm diameter surface-mount magnetics. A standard 47 $\mu$ H inductor is ideal for most applications; so no magnetics design is necessary.

An internal power MOSFET makes the MAX764/MAX765/MAX766 ideal for minimum component count, low- and medium-power applications. For increased output drive capability or higher output voltages, use the MAX774/MAX775/MAX776 or MAX1774, which drive an external power P-channel MOSFET for loads up to 5W.

### Applications

LCD-Bias Generators  
Portable Instruments  
LAN Adapters  
Remote Data-Acquisition Systems  
Battery-Powered Applications

### Typical Operating Circuit



### Features

- † High Efficiency for a Wide Range of Load Currents
- † 250mA Output Current
- † 120 $\mu$ A Max Supply Current
- † 5 $\mu$ A Max Shutdown Current
- † 3V to 16V Input Voltage Range
- † -5V (MAX764), -12V (MAX765), -15V (MAX766), or Adjustable Output from -1V to -16V
- † Current-Limited PFM Control Scheme
- † 300kHz Switching Frequency
- † Internal, P-Channel Power MOSFET

### Ordering Information

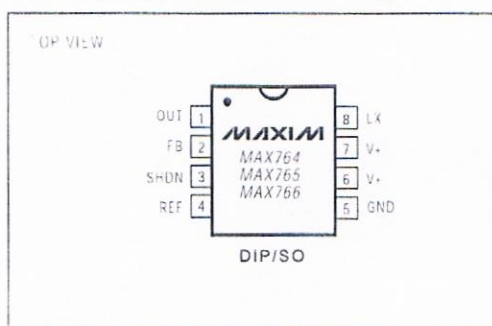
PART	TEMP. RANGE	PIN-PACKAGE
MAX764CPA	0°C to +70°C	8 Plastic DIP
MAX764CSA	0°C to +70°C	8 SO
MAX764C/D	0°C to +70°C	Dice*
MAX764EPA	-40°C to +85°C	8 Plastic DIP
MAX764ESA	-40°C to +85°C	8 SO
MAX764MJA	-55°C to +125°C	8 CERDIP**
MAX765CPA	0°C to +70°C	8 Plastic DIP
MAX765CSA	0°C to +70°C	8 SO
MAX765C/D	0°C to +70°C	Dice*
MAX765EPA	-40°C to +85°C	8 Plastic DIP
MAX765ESA	-40°C to +85°C	8 SO
MAX765MJA	-55°C to +125°C	8 CERDIP**

Ordering Information continued on last page.

\* Dice are tested at  $T_A = +25^\circ\text{C}$ . DC parameters only.

\*\*Contact factory for availability and processing to MIL-STD-883

### Pin Configuration



MAXIM

Maxim Integrated Products 1

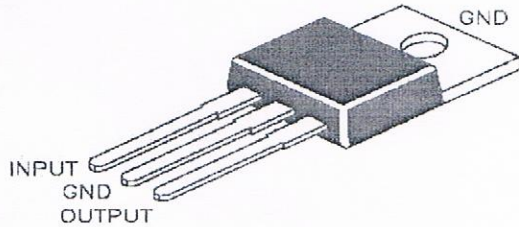
Call toll free 1-800-998-8800 for free samples or literature.

MAX764/MAX765/MAX766

**3-TERMINAL POSITIVE VOLTAGE REGULATOR**

**LM7805**

**TO-220  
Plastic Package**



The Voltages Available allow these Regulators to be used in Logic Systems, Instrumentation, Hi-Fi Audio Circuits and other Solid State Electronic Equipment

**ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS**

DESCRIPTION	SYMBOL	VALUE	UNIT
Input Voltage	$V_{IN}$	35	V
Continuous Total Dissipation at $T_a=25^\circ\text{C}$ free air Temperature	$P_D$	2.0	W
Continuous Total Dissipation at $T_c=25^\circ\text{C}$ case Temperature	$P_D$	15	W
Operating free-air, case, or Virtual Junction Temperature Range	$T_{OPR}$	0 to 150	$^\circ\text{C}$
Storage Temperature Range	$T_{stg}$	- 65 to +150	$^\circ\text{C}$
Lead Temperature 1.6mm (1/16 inch) from Case for 10 seconds	$T_L$	260	$^\circ\text{C}$

**ELECTRICAL CHARACTERISTICS ( $T_j=25^\circ\text{C}$  unless specified otherwise)**

$V_I=10\text{V}$ ,  $I_O=500\text{mA}$

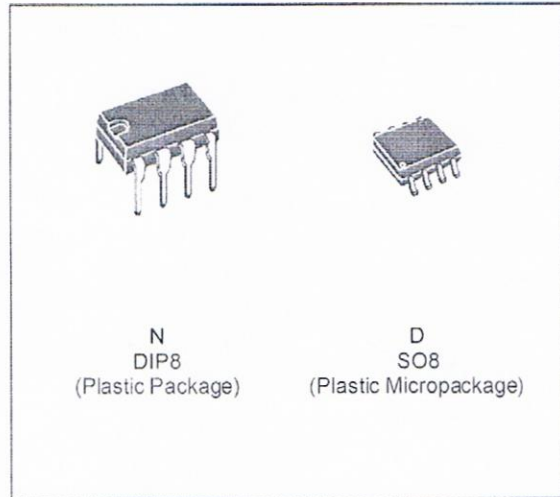
DESCRIPTION	SYMBOL	TEST CONDITION	MIN	TYP	MAX	UNIT
Output Voltage	$V_O$	$T_j=25^\circ\text{C}$	4.80		5.20	V
		$I_O=5\text{mA} \sim 1\text{A}$ $V_I=7\text{V} \sim 20\text{V}$ , $P \leq 15\text{W}$ $T_j=0 \sim 125^\circ\text{C}$	4.75		5.25	V
Line Regulation	$R_{EGV}$	$V_I=7.0 \sim 25\text{V}$ $T_j=25^\circ\text{C}$			100	mV
		$V_I=8.0 \sim 12\text{V}$			50	mV
Ripple Rejection	$R_R$	$V_I=8.0 \sim 18\text{V}$ , $f=120\text{Hz}$ $T_j=0 \sim 125^\circ\text{C}$	62			dB
Load Regulation	$R_{EGL}$	$I_O=5\text{mA} \sim 1.5\text{A}$ $T_j=25^\circ\text{C}$			100	mV
		$I_O=250\text{mA} \sim 750\text{mA}$			50	mV
Output Resistance	$R_O$	$f=1\text{KHz}$ $T_j=0 \sim 125^\circ\text{C}$		0.017		$\Omega$
Output Voltage Drift	$\Delta V_O/\Delta T$	$I_O=5\text{mA}$ $T_j=0 \sim 125^\circ\text{C}$		- 1.1		mV/ $^\circ\text{C}$
Output Noise Voltage	$V_{NO}$	$f=10\text{Hz} \sim 100\text{KHz}$ $T_j=25^\circ\text{C}$		40		$\mu\text{V}$
Dropout Voltage	$V_d$	$I_O=1\text{A}$ $T_j=25^\circ\text{C}$		2.0		V
Quiescent Current	$I_Q$	$T_j=25^\circ\text{C}$			8.0	mA
Quiescent Current Change	$\Delta I_Q$	$V_I=7.0 \sim 25\text{V}$ $T_j=0 \sim 125^\circ\text{C}$			1.3	mA
		$I_O=5\text{mA} \sim 1\text{A}$			0.5	mA
Short Circuit Output Current	$I_{SC}$	$T_j=25^\circ\text{C}$		750		mA
Peak Output Current	$I_{PK}$	$T_j=25^\circ\text{C}$		2.2		A



# TL081 TL081A - TL081B

## GENERAL PURPOSE J-FET SINGLE OPERATIONAL AMPLIFIER

- WIDE COMMON-MODE (UP TO  $V_{CC}^+$ ) AND DIFFERENTIAL VOLTAGE RANGE
- LOW INPUT BIAS AND OFFSET CURRENT
- OUTPUT SHORT-CIRCUIT PROTECTION
- HIGH INPUT IMPEDANCE J-FET INPUT STAGE
- INTERNAL FREQUENCY COMPENSATION
- LATCH UP FREE OPERATION
- HIGH SLEWRATE :  $16V/\mu s$  (typ)



### DESCRIPTION

The TL081, TL081A and TL081B are high speed J-FET input single operational amplifiers incorporating well matched, high voltage J-FET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit.

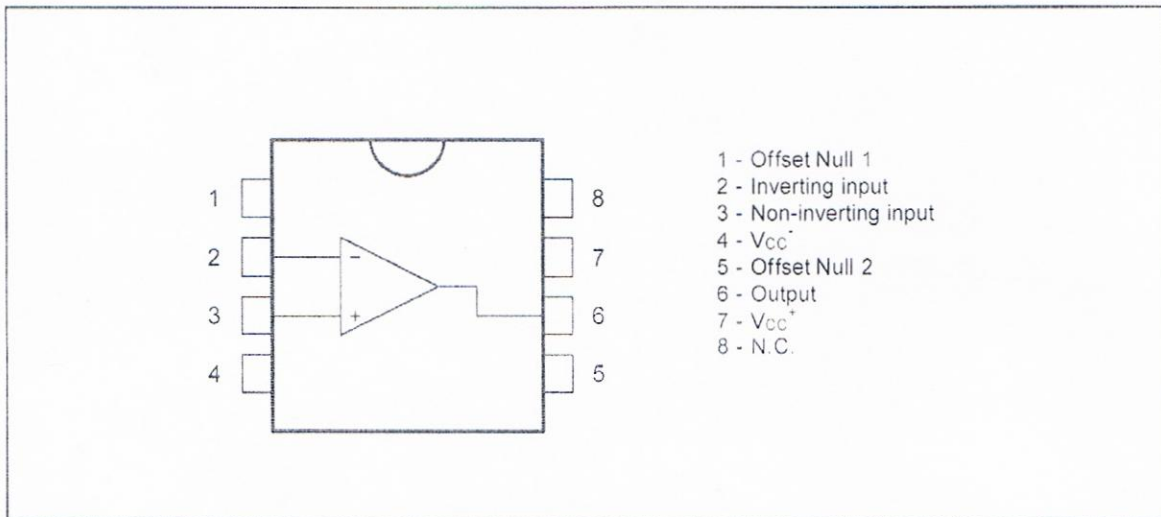
The devices feature high slew rates, low input bias and offset currents, and low offset voltage temperature coefficient.

### ORDER CODES

Part Number	Temperature Range	Package	
		N	D
TL081M/AM/BM	-55°C, +125°C	•	•
TL081I/AI/BI	-40°C, +105°C	•	•
TL081C/AC/BC	0°C, +70°C	•	•

Examples : TL081CD, TL081IN

### PIN CONNECTIONS (top view)

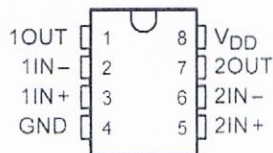


# TLC272, TLC272A, TLC272B, TLC272Y, TLC277 LinCMOS™ PRECISION DUAL OPERATIONAL AMPLIFIERS

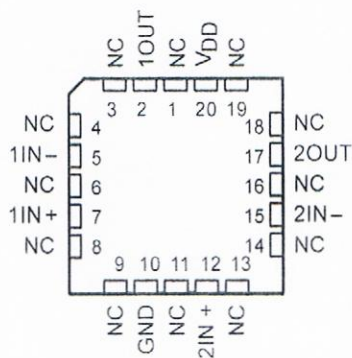
SLOS091E – OCTOBER 1987 – REVISED FEBRUARY 2002

- **Trimmed Offset Voltage:**  
TLC277 . . . 500  $\mu\text{V}$  Max at 25°C,  
 $V_{\text{DD}} = 5\text{ V}$
- **Input Offset Voltage Drift . . . Typically**  
0.1  $\mu\text{V}/\text{Month}$ , Including the First 30 Days
- **Wide Range of Supply Voltages Over Specified Temperature Range:**  
0°C to 70°C . . . 3 V to 16 V  
-40°C to 85°C . . . 4 V to 16 V  
-55°C to 125°C . . . 4 V to 16 V
- **Single-Supply Operation**
- **Common-Mode Input Voltage Range Extends Below the Negative Rail (C-Suffix, I-Suffix types)**
- **Low Noise . . . Typically 25 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$  at  $f = 1\text{ kHz}$**
- **Output Voltage Range Includes Negative Rail**
- **High Input impedance . . .  $10^{12}\ \Omega$  Typ**
- **ESD-Protection Circuitry**
- **Small-Outline Package Option Also Available in Tape and Reel**
- **Designed-In Latch-Up Immunity**

D, JG, P, OR PW PACKAGE  
(TOP VIEW)



FK PACKAGE  
(TOP VIEW)



NC – No internal connection

## description

The TLC272 and TLC277 precision dual operational amplifiers combine a wide range of input offset voltage grades with low offset voltage drift, high input impedance, low noise, and speeds approaching those of general-purpose BIFET devices.

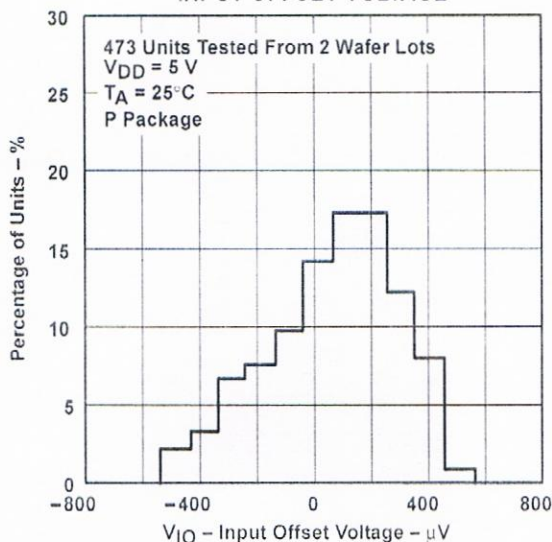
These devices use Texas Instruments silicon-gate LinCMOS™ technology, which provides offset voltage stability far exceeding the stability available with conventional metal-gate processes.

The extremely high input impedance, low bias currents, and high slew rates make these cost-effective devices ideal for applications previously reserved for BIFET and NFET products. Four offset voltage grades are available (C-suffix and I-suffix types), ranging from the low-cost TLC272 (10 mV) to the high-precision TLC277 (500  $\mu\text{V}$ ). These advantages, in combination with good common-mode rejection and supply voltage rejection, make these devices a good choice for new state-of-the-art designs as well as for upgrading existing designs.

LinCMOS is a trademark of Texas Instruments.

PRODUCTION DATA Information is current as of publication date. Products conform to specifications per the terms of Texas Instruments standard warranty. Production processing does not necessarily include testing of all parameters.

DISTRIBUTION OF TLC277  
INPUT OFFSET VOLTAGE



TEXAS  
INSTRUMENTS

POST OFFICE BOX 655303 • DALLAS, TEXAS 75265

Copyright © 2002, Texas Instruments Incorporated