



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان  
Université Abou Bekr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie électrique et Electronique

Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical

**MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDE**

Pour obtenir le Diplôme de

**MASTER en GENIE BIOMEDICAL**

**Spécialité : Instrumentation Biomédicale**

Présenté par : SALAH ZOHRA & KHANNOUSSI HALIMA

---

**CONCEPTION ET REALISATION DE CIRCUIT DE  
MISE EN FORME DES SIGNAUX  
ELECTROPHYSIOLOGIQUES.**

---

Soutenu le 15 juin 2016 devant le Jury

Mr.	DIB NABIL	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Encadreur
Melle.	HABIBES NAIMA	<i>MAA</i>	Université de Tlemcen	Examinatrice
Mr.	KHOLKHAL MOURAD	<i>MAA</i>	Université de Tlemcen	Président

Année universitaire 2015-2016

## Remerciements

Avant tout, nous remercions Dieu, le Tout Puissant, le Miséricordieux, qui nous a donné l'opportunité de mener à bien ce travail.

Au terme de ce travail, nous tenons à exprimer notre reconnaissance et nos sincères remerciements à tous ceux qui nous ont aidés à la réalisation de ce projet.

En premier lieu, nous exprimons particulièrement notre reconnaissance à notre encadreur monsieur DIB NABIL pour avoir assuré notre encadrement ainsi que monsieur brexi pour son aide précieux.

Tous notre respect et nos remerciements s'adressent également à :

Monsieur KHOLKHAL MOURAD pour nous avoir fait l'honneur de présider notre jury.

Madame HABIBES NAIMA Pour avoir accepté d'examiner notre travail et de faire partie du jury.

Nos gratitude vont vers l'ensemble des enseignants du département de Génie Biomédical,

Université de Tlemcen qui a contribué à notre formation dans cette filière.

Nous remercie mes familles pour leur précieux aide et soutien.

Et enfin, nos remerciements les plus sincères à toutes les personnes qui ont participé de près ou de loin à l'élaboration de ce travail.

## Dédicace

Je dédie ce modeste travail à :

- Mon père, qui a toujours cru en moi et a mis à ma disposition tous les moyens nécessaires pour que je réussisse dans mes études.
- Ma mère, Affable, honorable, aimable : Tu représentes pour moi le symbole de la bonté par excellence, la source de tendresse et l'exemple du dévouement qui n'a pas cessé de m'encourager et de prier pour moi.
- Que Dieu, le tout puissant vous garde et vous procure santé, bonheur et longue vie, Les personnes qui n'ont cessé d'être pour moi un exemple de persévérance, de courage et de générosité (Mes frères Ahmed , Mohammed avec son épouse Latifa, mes sœurs Zoulikha, Zineb et Asmaa et aussi mes sœurs Fatima, Houria et leurs maris, sans oublier les enfants (Ferial, Sanaa et Tawfiq).
- Qu'il trouve aussi l'expression de mon amour et ma gratitude pour la bienveillance avec laquelle ils m'ont toujours entouré mon fiancé Abdel Kabîr
- Mes tantes et mes oncles pour toute l'affection qu'ils m'ont donnée et pour leur précieux encouragement surtout mon oncle Mabrouk.
- Ainsi que toute ma famille
- Avec laquelle j'ai partagé cette expérience mon binôme Halima
- Mes amies Fatima, Wahiba, Kalltoun, Zineb, Khadidja, Fatima Zohra, Amina Kawtar et Hanane Hadjer et Karima et Hafsa Asma, Roumisa Soumia . Merci pour les bons moments qu'on a passés ensemble, de votre soutien et de votre serviabilité.

Zohra

## Dédicace

A L'aide de Dieu tout puissant on a pu achever ce modeste travail que

le dédie :

A mon très chère père et son mariée qui je considéré comme douzième mère. A ma mère (Rahimaha ALLAH) que le Dieu les protège, qui mon offert tous les moyennes ainsi leurs encouragement avec lesquelles j'ai atteindre ce niveau.

A ma grande mère.

A mes chères sœurs Khadîdja, Rokia, Mabrouka, Hanane, Karima et surtout ma petit sœur Israa.

A mes frères Ahmed et son mariée avec son fils, Abderrahmane, Abdelkader et surtout mon petit frère Abdelhamid

A mes cousines, mes tantes et mes oncles.

A tout ceux qui m'ont aidé de près ou de loin

A tout mes amies dans le travail

Comme je dédie ce mémoire à mes amis très chères : Kaltoum , Wahiba,Ikram, Fatima, Fatima Zohra , Kaoithar, Hanane ,Amina, Hadjer, Zineb, Karima , Asma, Lobna, Roumissa, Hafsa Soumia .

A mon binôme Zohra

A toute les Gbmist.

A toute la promo d'instrumentation biomédical 2016.

A tous les enseignants qui ont contribué à ma formation.

Tous ceux qui m'aiment.Tous ceux que j'aime.

. Halima

## SOMMAIRE

Remerciements .....	2
Dédicace .....	3
Dédicace .....	4
SOMMAIRE .....	5
LISTE DES FIGURES .....	8
Introduction générale.....	10
I.1 Introduction.....	12
I.2 Le neurone : .....	12
I.2.1 Composition de membrane cellulaire neuronale : .....	12
I.2.2 Polarisation des cellules :.....	13
I.2.3 Potentiel de repos :.....	13
I.2.3.1 Origine ionique du potentiel de repos :.....	14
I.2.4 Potentiel de l'action : .....	14
I.2.4.1 Caractéristiques du potentiel d'action :.....	14
A. le seuil et la loi du tout ou rien :.....	14
B. conduction : .....	14
C. réponse par un train de potentiels d'action :.....	15
D. périodes réfractaires .....	15
I.2.4.2 comment se produit un potentiel d'action ? : Mouvements ioniques :.....	15
I.3 Electrocardiogramme :.....	16
I.3.1 Le cœur : .....	16
I.3.1.1 Anatomie et activité musculaire du cœur : .....	16
I.3.1.2 Activité Electrique du cœur : .....	17
I.3.2 L'électrocardiographie :.....	18
I.3.2.1 Définition :.....	18
I.3.2.2 Les dérivations standard périphériques bipolaires :.....	19
I.3.2.3 Les dérivations unipolaires des membres : .....	19
I.3.3 Lecture électrocardiographique : .....	21
I.4 Electrooculogramme :.....	21
I.4.1 L'œil :.....	21
I.4.2 Composition de l'œil : .....	21

# Circuit de mise en forme des signaux électrophysiologiques

---

I.4.3 Les structures intervenant dans la protection de l'œil et permettant son fonctionnement sont : .....	25
I.4.4 L'électrooculogramme (EOG) : .....	25
I.5 Électromyogramme (EMG) : .....	26
I.5.1 Anatomie et physiologie musculaire : .....	26
I.5.2 Les différents types des muscles : .....	26
I.5.3 Composition du muscle : .....	27
I.5.5 Mécanisme de contraction musculaire : .....	28
I.5.6 Type de contraction musculaire : .....	29
I.5.7 Le signal EMG : .....	29
I.5.7.1 Principe : .....	29
I.5.7.2 Différents types d'électrodes de détection : .....	29
I.6 Conclusion : .....	31
II.1 Introduction .....	33
II.2 les sources de bruit affectant les biopotentiels .....	33
II.3 Système d'acquisition de biopotentiels .....	34
II.4 Amplificateur d'instrumentation : .....	35
II.4.1 Tension et le gain de mode commun et différentiel .....	35
II.4.2 Caractéristiques d'Amplificateur d'instrumentation: .....	35
II.4.2.1 première étage (préamplificateur): .....	36
II.4.2.2 Montage complet : .....	37
II.4.2.3Gain en tension-ajustable : .....	38
II.4.2.4Le taux de réjection de mode commun : .....	38
II.5 Le filtre .....	39
II.5.1 Filtre Sallen& Key passe-bas .....	40
II.5.2 Fonction de transfert : .....	40
II.6 L'amplification : .....	41
I.7 Circuit offset .....	42
II.8 Conversion analogique numérique : .....	43
II.8.1 Schémas bloc de l'acquisition numérique .....	43
II.8.2 Définition de la carte Arduino : .....	43
II-8-3 Les différents types d'Arduino : .....	44
II.8.4 Les avantage : .....	44
II.8.5 Caractéristiques de la carte Arduino Uno : .....	44

# Circuit de mise en forme des signaux électrophysiologiques

---

II.8.7 Le système Arduino :.....	44
II.8.8 Description de la carte :.....	46
II.9 CONCLUSION : .....	47
III.1 Introduction.....	49
III.2 Etage de pré-amplification :.....	50
III.3 Mesures et interprétations : .....	51
III.3.1 Mesure d'ECG : .....	51
III.3.2 Mesure d'EOG : .....	54
III.3.3 Mesure d'EMG.....	55
III. 4 Phase de digitalisation.....	58
III. 5 Conclusion.....	61
CONCLUSION .....	63
Les références.....	64
Annexes .....	66

## LISTE DES FIGURES

Figure I.1 : la structure de neurone.....	12
Figure I.2 : variation d'un potentiel d'action [10].....	16
Figure I.3 : la structure anatomique du cœur humain.....	17
Figure I.4 : schema presente les ondes des cœur.....	18
Figure I.5 : Dérivations bipolaires d'Einthoven.....	19
I.3.2.3 Les dérivations unipolaires des membres :.....	19
Figure I.6 : Dérivation unipolaire des membres.....	20
Figure I.7 : Dérivation précordiales de Kossman.....	20
Figure I.8 : Tracé d'un électrocardiogramme.....	21
Figure I.9 : la cornée.....	22
Figure I.10 : le cristallin.....	22
Figure I.11 : la rétine.....	23
Figure I.12 : L'humeur Aqueuse.....	24
Figure I.13 : Le corps vitré.....	24
Figure I.14 : le nerf optique.....	25
Figure I.15 : Les différents types de muscles.[11].....	27
Figure I.16 : schéma descriptive de la composition musculaire.....	27
Figure I.17 : détection de la superposition des potentiels d'action. [10].....	28
Figure I.18 : les aiguilles de détection. [10].....	30
Figure II.1 : signal ECG bruite par l'activité musculaire [13].....	33
FigureII.2 : signal ECG bruite par interférence de réseau électrique [13].....	33
Figure II.3: interférence de réseau sur le système de mesure. Le condensateur cbprésente le couplage capacitif entre point chaud de réseau et le patient [13].....	34
Figure II.4: l'influence électromagnétique sur l'instrumentation de prélèvement d'ECG[13]	34
Figure II.5 Schéma bloc de circuit de mise en forme des signaux électrophysiologique.....	34
FigureII.6 : amplificateur différentiel.....	35
Figure II.7Montage de préamplificateur.....	36
FigureII.8 : Montage de l'amplificateur d'instrumentation a trois amplificateurs opérationnels.....	37
Figure II.9 Circuit de filtre passe bas.....	40
Figure II.10: circuit de l'étage de l'amplification.....	42
Figure II.12 : Schéma bloc de la transmission filaire des signaux électrophysiologiques.....	43

# Circuit de mise en forme des signaux électrophysiologiques

---

Figure II.13 : Constitution de l'arduino [17].....	43
Figure II.14 Carte a microcontrôleur [18].....	45
Figure II.15 L'environnement de programmation Arduino [18].....	45
Figure II.16 Composition de carte Arduino [16].....	46
Figure III.1 circuit de mise en forme de signaux électrophysiologiques .....	49
Figure III.2 circuit imprimé de mise en forme de signaux électrophysiologiques .....	49
Figure III.3 Circuit imprimé de l'offset.....	50
Figure III.5 L'emplacement des électrodes pour mesure d'ECG.....	51
Figure III.6 : (a) : signal détecté à la sortie de l'amplificateur d'instrumentation, (b) :signal détecté après le filtrage, (c) ; signal détecté après l'amplification (sujet 1).....	52
Figure III.7 ; (a) : signal détecté à la sortie de l'amplificateur d'instrumentation, (b) :signal détecté après le filtrage, (c) ; signal détecté après l'amplification (sujet 2).....	52
Figure III.8 ; (a) : signal détecté à la sortie de l'amplificateur d'instrumentation, (b) :signal détecté après le filtrage, (c) ; signal détecté après l'amplification (sujet 3).....	53
Figure III.9 ; (a) : signal détecté à la sortie de l'amplificateur d'instrumentation, (b) :signal détecté après le filtrage, (c) ; signal détecté après l'amplification (sujet 4).....	54
Figure III. 10 (a), (b), (c), (d), (e) représente le signal d'EOG pour plusieurs personnes avec variation de la position de l'œil.....	55
Figure III. 11 ; (a) : signal détecté à la sortie de l'amplificateur d'instrumentation, (b) :signal détecté après le filtrage, (c) ; signal détecté après l'amplification (patient 1).....	56
Figure III.12 ; (a) : signal EMG détecté à la sortie de l'amplificateur d'instrumentation,(b) : signal détecté après le filtrage, (c) ; signal détecté après l'amplification (patient 2).....	57
Figure III.13 ; (a) : signal EMG détecté à la sortie de l'amplificateur d'instrumentation,(b) : signal détecté après le filtrage, (c) ; signal détecté après l'amplification (patient 3).....	58
Figure III.14. Le programme Arduino .....	58
Figure III.15 Signal numérique d'ECG pour sujet 1 .....	59
Figure III.16. Signal d'ECG pour sujet2 .....	59
Figure III.17Signal de EOG pour droit regard affiché par la carte Arduino .....	60
Figure III.18Signal de EOG t pour gauche regard affiché par la carte Arduino .....	60
Figure III.19Signal de EOG pour gauche regard et droit regard affiché par la carte Arduino.	60
Figure III.20 Signal de EOG lorsque l'œil est ferme ou fixé tout droit affiché par la carte Arduino.....	60
Figure III.21 Signal numérique d'EMG pour le sujet1 .....	61
Figure III.22 Signal numérique d'EMG Pour le sujet 2 .....	61
Figure III.23 Signal numérique d'EMG pour le sujet 3. ....	61

## Introduction générale

En pratique, ou dans notre vie il est souvent nécessaire de mesurer l'activité électrique humaine différente pour le but de diagnostic de plusieurs maladies qui est en relation soit avec l'activité cardiovasculaire, oculaire ou musculaire ....etc. Aujourd'hui Il ya beaucoup de dispositifs commerciaux Avec une excellente précision. Cependant, les dispositifs commerciaux sont très coûteux pour applications générales. Dans les sections suivantes, nous décrivons la conception de circuit de mise en forme de signaux électrophysiologique pour les mesures d'activité électrique. Le dispositif résultant Peut être utilisé pour des mesures d'ECG (Le signal ECG est traduit l'activité électrique de cœur), du signal EOG (qui est traduit l'activité électrique oculaire) et aussi du signal EMG (qui est traduit l'activité électrique de muscle).

Ce travail réalise est subdivise sur trois chapitre .Le premier chapitre décrit les notions générales sur les signaux électrophysiologiques (électrocardiogramme, électrooculogramme et électromyogramme) et leur origine (potentiel d'action). Le deuxième chapitre permet d'introduit le circuit de mise en forme de ces signaux électrophysiologiques, d'étudier et d'analyser chaque étage de circuit individuellement .Le circuit est constitué d'un amplificateur d'instrumentation à bon TRMC(Taux de réjection de mode commun), d'un filtre Sallen Key deuxième ordre passe bas et d'un deuxième étage d'amplification. Le troisième chapitre présente certaines considérations pratiques pour la carte électronique réalisé et l'interprétations des résultats obtenus.

On terminera ce mémoire de PFE par une conclusion générale.

# Chapitre I

## Les notions fondamentales d'électrophysiologie

## I.1 Introduction

Dans ce chapitre en va présenter les notions ou les éléments principales sur laquelle s'appuie le travail de notre mémoire. Ce chapitre introduit les fondements des mécanismes de l'activité bioélectrique neuronale et étudier différents signaux électro physiologiques (telle que ECG, EOG et EMG)

## I.2 neurone :

Le neurone est l'unité fondamentale du **système nerveux**. C'est le type de **cellule** qui transmet l'information en utilisant des impulsions électriques. Le neurone dispose d'une morphologie et de propriétés bioélectriques spécifiques qui lui permettent d'intégrer l'information et de la propager. Ses principales composantes :

Le **soma** qui est le corps cellulaire, là où est le noyau de la cellule. C'est dans le soma que sont produites les molécules qui servent au fonctionnement de la cellule.

Rattachées au soma, sont les **dendrites**. Les dendrites sont la structure qui reçoit l'information chimique en provenance d'autres neurones ou de l'environnement cellulaire.

**L'axone** : ou propager le potentiel d'action. Lorsque le potentiel d'action atteint les terminaisons, cela fait libérer des **neurotransmetteurs** qui propageront le message sur d'autres neurones. [1]

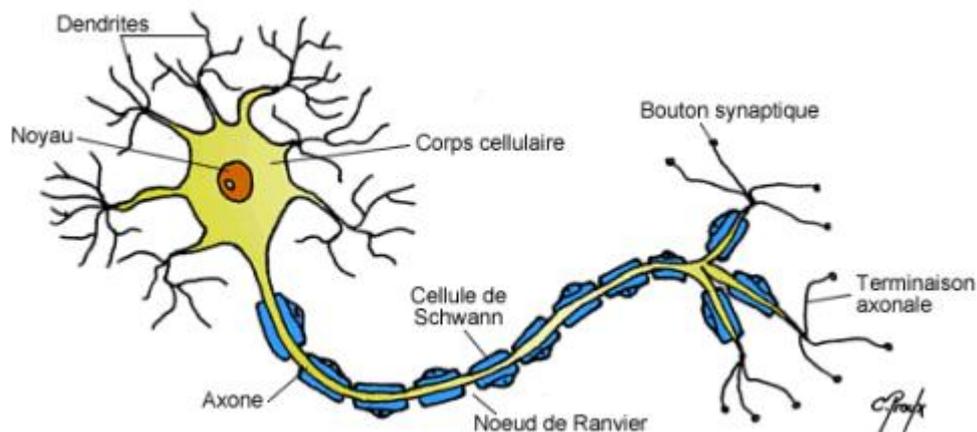


Figure I.1 : la structure de neurone

### I.2.1 Composition de membrane cellulaire neuronale :

La membrane cellulaire du neurone présente des propriétés particulières qui la rend électriquement excitable .elle est formes d'une double couche bilipidique d'une épaisseur d'environ cinq nanomètres qui sépare le milieu intracellulaire du milieu extracellulaire et forme une barrière de passage des ions solubles dans l'eau. Il existe par ailleurs plusieurs voies de passage des ions à travers la membrane permettant la génération du potentiel

## Circuit de mise en forme des signaux électrophysiologiques

---

d'action, les voies de passage implique dans le mécanisme du potentiel sont les canaux ionique. Les canaux de fuite et les pompes ioniques. [2]

Les canaux ionique sont des protéines imbriqués dans la membrane qui fonctionne comme des portes laissant passer un type d'ion préférentiel, et qui s'ouvrent sous l'action d'une tension ,d'une action mécanique ou d'un agent chimique(ligand).[2]

Les canaux contrôlés en tension, et principalement les canaux sodiques et potassiques sont responsable de l'initiation, de la propagation de potentiel d'action. [2]

On trouve sur le membrane de neurones principalement au niveau de soma et de l'axone ,et en plus grande concentration au niveau de zone intermédiaire entre le soma et l'axone, au niveau de cône axonal et de segment initiale[2]

Les canaux ligands-ou chimio-dépendants sont responsables de la transmission synaptique de l'influx nerveux Les ligands ont dans ce cas appelés neurotransmetteurs. Quand les canaux sont activés, les ions diffusent selon leur gradient de concentration vers le milieu moindre concentration suivant la lois de diffusion de fick.il existe des canaux de fuite (typiquement canaux chloriques)qui permettent une diffusion des ions selon leur gradient de concentration. Il existe par exemple une diffusion des ions  $K^+$  du milieu intracellulaires vers le milieu extracellulaire et une diffusion de  $Na^+$  dans le sens inverse.[2]

La pompe sodium/potassium est une protéine qui permet, par un transport actif et consommateur d'énergie, de contrebalancer la diffusion passive des ions  $Na^+$  et  $K^+$ . [2]

Ces protéine assurent le transport actif des ions à contre-courant de leur flux diffusionnels passifs .Elles permettent ainsi le maintien des différences de concentration ioniques entre les milieux intra et extracellulaires à l'origine du potentiel de repos membranaire. [2]

### I.2.2 Polarisation des cellules :

Tout d'abord, il faut savoir que la membrane cellulaire (c'est à dire l'enveloppe protectrice qui entoure chaque cellule) est la frontière entre le milieu intracellulaire et le milieu extracellulaire, deux milieux qui sont chargés électriquement :

- Le milieu intracellulaire, c'est-à-dire le cytoplasme, est chargé négativement avec présence en majorité d'ions  $K^+$  (potassium)
- Le milieu extracellulaire, c'est-à-dire le secteur interstitiel (soit, les tissus extracellulaires servant de "charpente" entre les cellules), est chargé positivement avec présence en majorité d'ions  $Cl^-$  (chlore) et d'ions  $Na^+$  (sodium).

### I.2.3 Potentiel de repos :

Chaque cellule vivante d'un organisme développe et maintient une différence de potentiel électrique entre les deux versants, interne et externe, de sa membrane plasmique. On parle alors de potentiel de membrane ou de potentiel transmembranaire. Pour la plupart des cellules

## Circuit de mise en forme des signaux électrophysiologiques

---

(dites parfois cellules non excitables), cette différence de potentiel transmembranaire reste sensiblement stable. Sa valeur est une caractéristique de la cellule. [4]

### I.2.3.1 Origine ionique du potentiel de repos :

Dans les cellules d'eucaryotes, la distribution des ions de part et d'autre de la membrane plasmique est inégale. Il y a plus d'ions  $K^+$  à l'intérieur de la cellule qu'à l'extérieur. La situation pour les ions  $Na^+$ ,  $Ca^{2+}$  et  $Cl^-$  est inverse. Ces gradients de concentrations qui existent pour chaque espèce ionique entraînent des phénomènes de transports passifs par diffusion. Mais les ions étant des particules chargées, leur déplacement sera également fortement influencé par la présence d'un champ électrique transmembranaire. [4]

### I.2.4 Potentiel de l'action :

Autrefois et encore parfois appelé influx nerveux, est un évènement court durant lequel le potentiel électrique d'une cellule augmente puis chute rapidement.

#### I.2.4.1 Caractéristiques du potentiel d'action :

##### *A. le seuil et la loi du tout ou rien :*

La génération d'un potentiel d'action nécessite l'atteinte d'un seuil et suit une loi du tout ou rien. Si la stimulation est trop faible, il ne va pas y avoir de potentiel d'action généré, il faut atteindre un seuil de dépolarisation pour que le potentiel d'action soit généré, d'emblée à son intensité maximale, qu'il conserve lors de sa propagation. Il faut une certaine quantité de stimulation donc pour donner lieu à un potentiel d'action dans le cadre de la perception par exemple. [5]

##### *B. conduction :*

Le potentiel d'action se propage et l'amplitude reste constante, comment cela se fait-il ? L'inversion de polarité entraîne des courants locaux d'ions. Il ne s'agit pas d'une réelle conduction mais de la régénération de point en point de ce potentiel d'action, tout au long de l'axone. Dans le cas des axones myélinisés, le potentiel d'action saute d'un nœud de Ranvier à l'autre, de cette façon la conduction du potentiel d'action est plus rapide. De même plus le diamètre de l'axone est important, plus la conduction n'est rapide. Les courants locaux n'existent qu'au niveau des nœuds de Ranvier, le reste de la membrane étant isolée par la myéline. [5]

Le potentiel d'action est une variation du potentiel de membrane, la mécanique de base est l'ouverture au seuil de polarisation des canaux voltage dépendants. Ces deux éléments sont les caractéristiques de toutes les cellules excitables, qui seules sont capables de générer et de conduire des potentiels d'action. Les canaux VD sont pratiquement inexistantes au niveau du soma et des dendrites, ces derniers ne génèrent donc pas de potentiel d'action. Sa génération se fait au niveau du segment initial de l'axone, qui contient ces canaux VD en quantité importante. On en parle comme de la zone d'initiation des potentiels d'action. Ce dernier se propage alors vers les terminaisons axonales. [5].

# Circuit de mise en forme des signaux électrophysiologiques

---

## *C. réponse par un train de potentiels d'action :*

La fréquence de formation d'un potentiel d'action est fonction de l'intensité de la stimulation (fréquence de potentiel d'action), on parle aussi de fréquence de décharge. C'est ainsi qu'est codée l'intensité de la stimulation dans le message nerveux.[5].

## *D. périodes réfractaires*

Après l'émission d'un potentiel d'action, il existe une durée pendant laquelle la membrane du neurone n'est plus excitable, c'est la période réfractaire (il en existe une absolue et relative). Celle-ci dure de 1 à 2ms, si la stimulation est très intense, la fréquence de potentiel d'action atteindra donc à un moment donné un seuil qu'elle ne pourra pas dépasser. [5].

### **I.2.4.2 comment se produit un potentiel d'action ? : Mouvements ioniques :**

Les mouvements ioniques ont été observés lors du potentiel d'action, on notait une entrée importante et rapide de sodium allant de pair avec une sortie importante de potassium lorsque le seuil était atteint. La conductance d'ion de la membrane définit la facilité avec laquelle un ion traverse celle-ci (s'exprime en milli siemens par millimètre carré) ; Lorsqu'on atteint le seuil, les ions  $Na^+$  entrent dans la cellule de façon massive et rapide. Les ions  $K^+$  sortent aussi de façon massive, mais moins rapidement. Ceci ne se fait pas par des canaux, mais suppose l'existence dans la membrane de canaux ioniques particuliers qui sont fermés au repos et qui s'ouvrent lorsque le potentiel de membrane atteint une dépolarisation seuil. Ces canaux ioniques spéciaux sont appelés canaux ioniques voltage dépendants. (ou [ion]VD). Dans ce cas-ci, ce qui entre en jeu sont donc des canaux  $Na^+VD$  et  $K^+VD$ . Leur existence est la condition sine qua non du potentiel d'action. Lors d'une stimulation dépolarisante, lorsque la membrane atteint un niveau seuil de dépolarisation, les canaux  $Na^+VD$  s'ouvrent rapidement, provoquant une entrée massive de  $Na^+$  dans la cellule. Ceci augmente encore la dépolarisation et ainsi de suite jusqu'à atteindre rapidement la dépolarisation maximale correspondant au pic du potentiel d'action, après moins de 0.5ms. Après atteinte de ce pic, les canaux  $Na^+VD$  se referment progressivement. En même temps, les canaux  $K^+VD$  s'ouvrent, de façon plus lente, provoquant une sortie d'ions  $K^+$  vers l'extérieur de la cellule, toujours selon le gradient électrochimique. La repolarisation est liée à la fermeture des canaux  $K^+VD$ . Le décalage de ce phénomène de mouvement ionique est source du potentiel d'action. Les pompes  $Na^+/K^+$  continuent à fonctionner pendant tout le temps, mais elles sont lentes et ne compensent donc pas les mouvements ioniques importants [5].

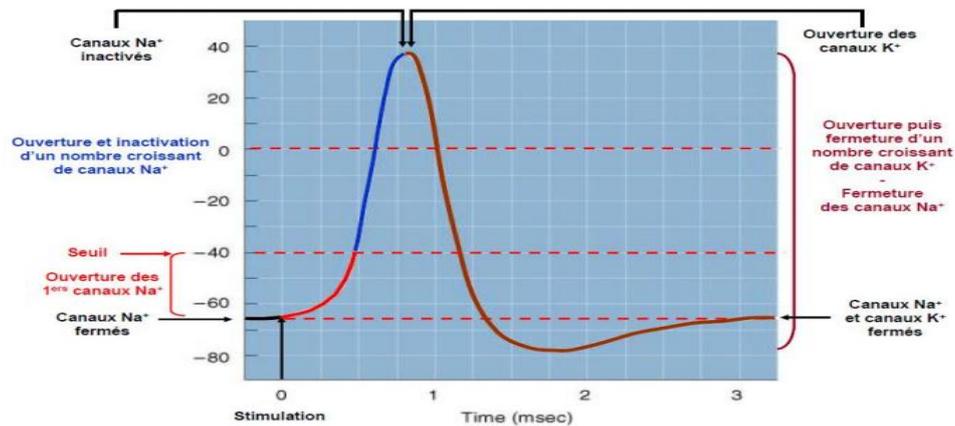


Figure I.2 : variation d'un potentiel d'action [10]

## I.3 Electrocardiogramme :

### I.3.1 cœur :

Elément principal du système cardiovasculaire, qui est un muscle appelé myocarde, d'un volume de poignet sert à propulser le sang vers tout le corps humain à travers les vaisseaux sanguins. Dans le corps humain, le cœur se situe dans le médiastin. C'est la partie médiane de la cage thoracique délimitée par les deux poumons, le sternum et la colonne vertébrale. Il se trouve un peu à gauche du centre du thorax, en arrière du sternum, sur le diaphragme. C'est un organe creux mû par un muscle, le myocarde, et enrobé du péricarde (pericardium) ; il est entouré par les poumons.

Les vaisseaux sanguins sont décomposés en deux grands systèmes, le système artériel et le système veineux. Le premier système assure l'acheminement du sang oxygéné vers les organes, et le deuxième sert à ramener le sang pauvre en oxygène au cœur. [6]

#### I.3.1.1 Anatomie et activité musculaire du cœur :

Le cœur est divisé en deux parties par une cloison, une partie droite et une partie gauche.

Chaque partie est divisée elle-même en deux parties, une partie haute qui sont les deux oreillettes et une partie basse qui sont les deux ventricules. La figure I.3 illustre la structure anatomique détaillée du cœur humain. [6]

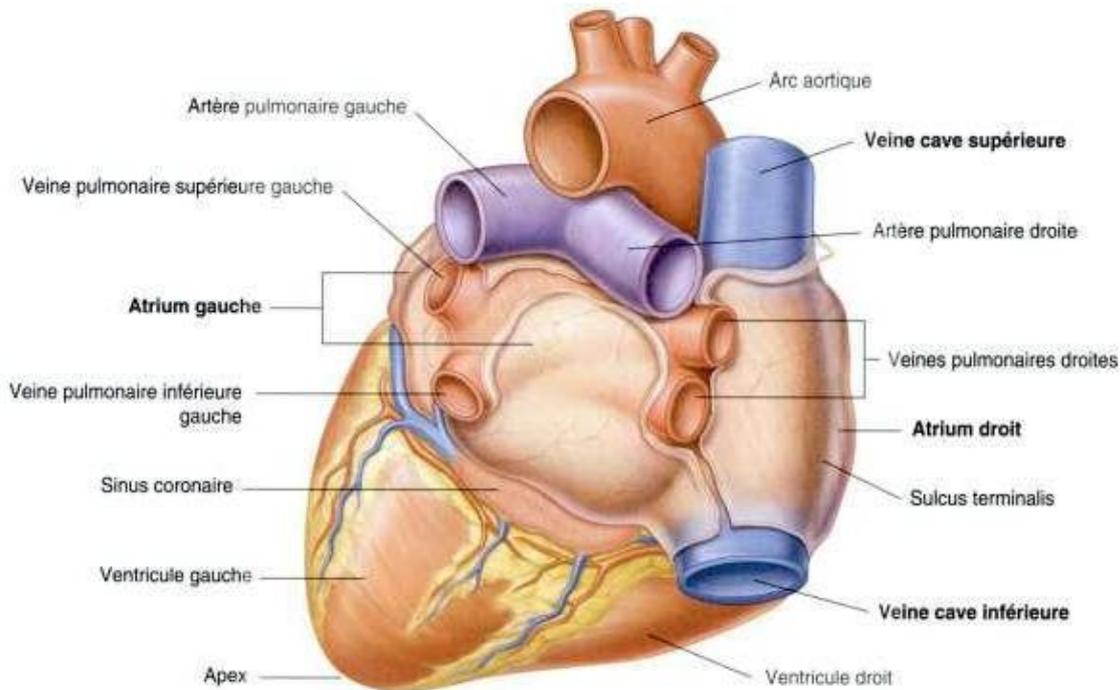


Figure I.3 : structure anatomique du cœur humain.

Le sang pauvre en oxygène arrive au cœur par la veine cave. Il y entre par l'oreillette droite, et en est chassé par sa contraction appelée systole auriculaire qui le déplace dans le ventricule droit. La contraction ventriculaire (systole ventriculaire) propulse le sang du ventricule droit vers les poumons où il va se charger en oxygène. De retour au cœur par les veines pulmonaires, le sang s'accumule dans l'oreillette gauche puis, lors de la contraction auriculaire, passe dans le ventricule gauche qui lors de la systole ventriculaire l'envoie vers les organes par l'artère Aorte. [6]

Du fait que le muscle cardiaque est myogénique, les contractions rythmiques se produisent spontanément et sont coordonnées par une impulsion électrique qui le stimule. Dans le prochain paragraphe en va aborder le processus de contraction cardiaque du point de vue électrique. [6]

### I.3.1.2 Activité Electrique du cœur :

Le mouvement des ions  $\text{Na}^+$  à travers les membranes des cellules des fibres cardiaques (dépolérisation et la repolarisation des cellules) génère une différence de potentiel électrique qui provoque ainsi la contraction et la décontraction respectivement de la fibre cardiaque.

Dans l'état normal du cœur, la dépolérisation du muscle cardiaque prend naissance dans la partie haute de l'oreillette droite dans le nœud sinoïdal de Keith et flack. Cette dépolérisation s'effectuée d'une manière autonome avec un rythme de 70 à 100 fois par minute, et se propage dans les oreillettes, induisant la systole auriculaire, (figure I.4) qui est suivie d'une diastole (décontraction du muscle). L'impulsion électrique gagne alors le nœud auriculo-ventriculaire (AV), après une courte pause permettant au sang de pénétrer aux ventricules, elle emprunte le faisceau de His, qui est composé de deux branches principales

## Circuit de mise en forme des signaux électrophysiologiques

allant chaque une dans un ventricule. Les fibre constituant ce faisceau, complétées par les fibres de Purkinje, grâce à leur conduction rapide, propagent l'impulsion électrique en plusieurs points des ventricules, et permettent ainsi une dépolarisation quasi-instantanée des ventricules. Cette contraction constitue la systole ventriculaire. Puis suit la diastole ventriculaire (décontraction du muscle); les fibres musculaires se repolarisent et reviennent ainsi à leur état initial. [6]

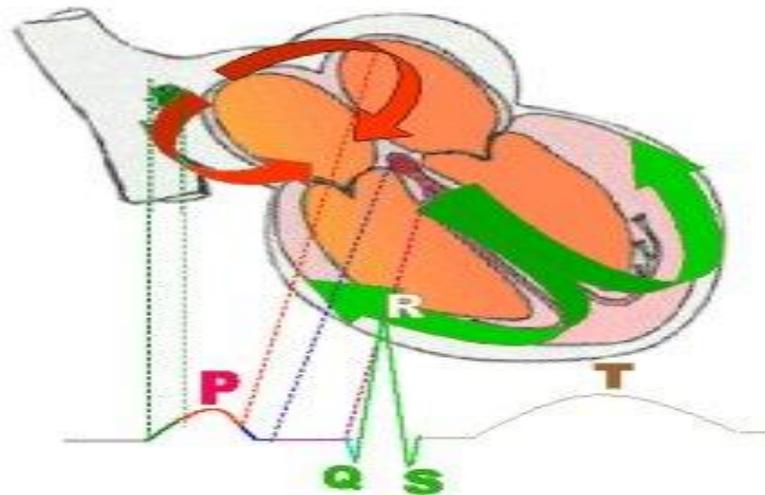


Figure I.4 : ondes du tracé d'ECG

Les scientifiques ont constatés, depuis la première découverte, l'importance de l'activité électrique du cœur dans le domaine du diagnostic pathologique au niveau du myocarde et qu'il peut être la source d'une foule de renseignements précieux de l'état structurel et fonctionnel de l'appareil cardio-circulatoire, d'où la nécessité d'un outil permettant l'exploration et l'enregistrement de cette activité électrique, afin de l'exploiter aisément.

L'enregistrement et la représentation de cette activité électrique seront l'objet du prochain paragraphe. [6]

### I.3.2 Electrocardiographie :

#### I.3.2.1 Définition :

L'électrocardiographie (ECG) est la représentation graphique du potentiel électrique qui commande l'activité musculaire du cœur. Ce potentiel est recueilli par des électrodes mises à la surface de la peau crée des dérivation standards périphériques bipolaires, unipolaires périphériques et unipolaires précordiales.

Les dérivation périphériques standard bipolaires et unipolaires s'explorent de manière commune avec des électrodes aux deux poignets et aux deux chevilles.

## Circuit de mise en forme des signaux électrophysiologiques

### I.3.2.2 Les dérivations standard périphériques bipolaires :

Sont les dérivations primitives d'Einthoven :

- D1 enregistre les différences de potentiel électrique entre le poignet droit et le poignet gauche
- D2 enregistre les différences de potentiel électrique entre le poignet droit et la jambe gauche
- D3 enregistre les différences de potentiel électrique entre le poignet gauche et la jambe gauche (figure I.5)

« On délimite ainsi un triangle appelé « triangle d'Einthoven » dont le centre est occupé par le cœur ».

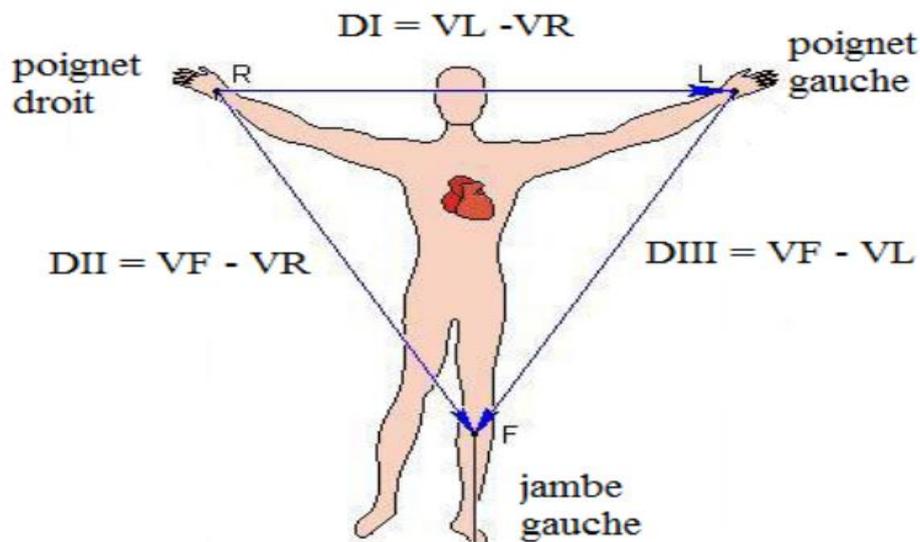


Figure I.5 : Dérivations bipolaires d'Einthoven

### I.3.2.3 Les dérivations unipolaires des membres :

- aVL (left) pour l'avant-bras gauche
- aVR (right) pour l'avant-bras droit
- aVF (foot) pour la jambe gauche (figure I.6)

## Circuit de mise en forme des signaux électrophysiologiques

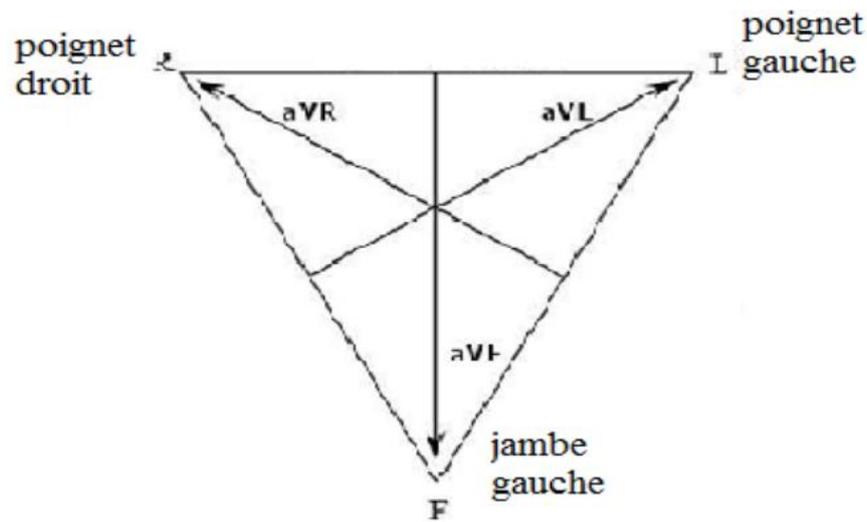


Figure I.6 : Dérivation unipolaire des membres

- Autre dérivations sur le plan transversal qui sont les dérivations unipolaires précordial V1 à V6 dites de Kossman (figure I.7)

V1 : 4ème espace intercostal droit, bord droit du sternum.

V2 : 4ème espace intercostal gauche, bord gauche du sternum.

V3 : à mi-chemin entre V2 et V4.

V4 : 5ème espace intercostal gauche, sur la ligne médio claviculaire.

V5 : même horizontale que V4, ligne axillaire antérieure.

V6 : même horizontale que V4, ligne axillaire moyenne. [7].

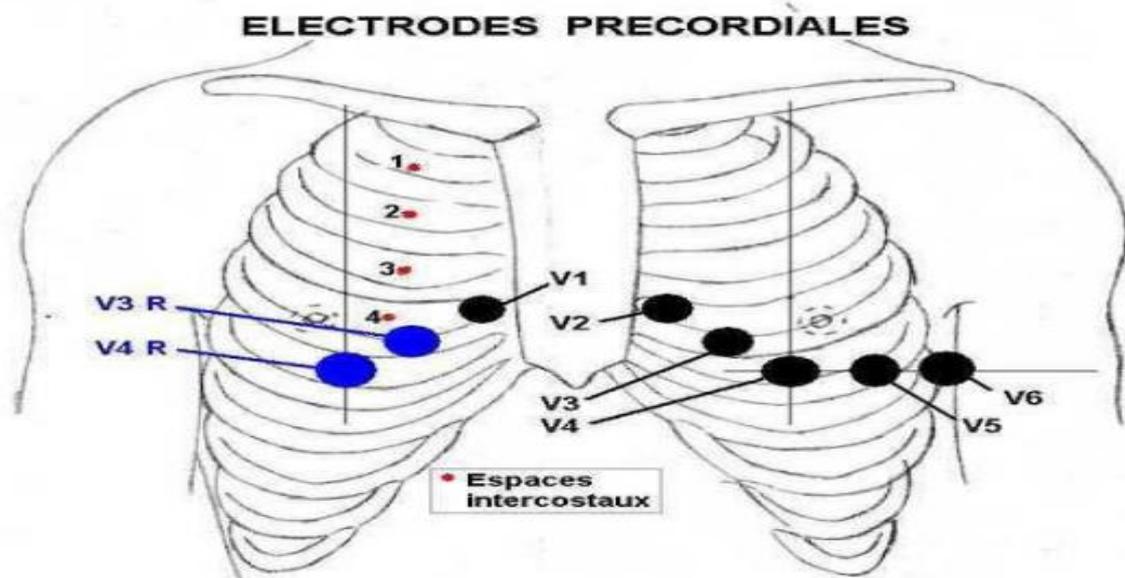


Figure I.7 : Dérivation précordiales de Kossman

## I.3.3 Lecture électrocardiographique :

1. L'onde P représente la dépolarisation auriculaire, monophasique dans la majorité des cas, elle va permettre la contraction des oreillettes.
2. L'espace PR, du début de l'onde P au début du complexe QRS (en fait au pied de l'onde R) représente la conduction auriculo-ventriculaire.
3. Le complexe QRS représente la dépolarisation ventriculaire qui va permettre la contraction des ventricules. Il a des morphologies différentes selon la dérivation où on le lit.
4. Le segment ST, se raccroche au complexe QRS au point nommé J. Ce segment est posé sur la ligne isoélectrique. Le raccordement à l'onde T qui suit, est progressif.
5. L'onde T représente la repolarisation des ventricules. Elle est normalement asymétrique avec une première pente lente, un sommet arrondi et une deuxième pente rapide. Selon la dérivation l'onde T est positive ou négative.
6. L'espace QT se mesure du début du QRS à la fin de l'onde T. Il exprime le temps global des phénomènes électriques ventriculaires.
7. L'onde U inconstante, dont l'origine est discutée en dehors des états d'hypokaliémie[7].

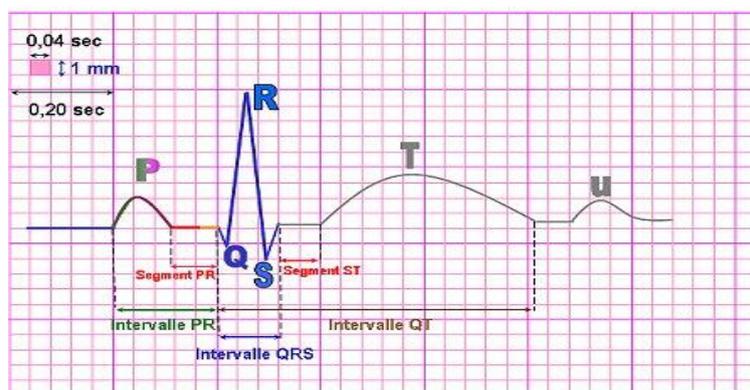


Figure I.8 : Tracé d'un électrocardiogramme

## I.4 Electrooculogramme :

### I.4.1 L'œil :

L'œil est un organe sensoriel du corps humain qui reçoit 80% des informations extérieures.

Il sert uniquement à voir. Il n'interprète pas les images qu'il voit.

### I.4.2 Composition de l'œil :

L'œil est composé de différents éléments, dont :

**1. La cornée:** La cornée est une membrane transparente qui nous permet de voir l'iris, c'est le prolongement plus bombé de la sclérotique. La frontière sclérotique-cornée s'appelle le limbe.

## Circuit de mise en forme des signaux électrophysiologiques

---

La cornée est très innervée donc très sensible. Elle est transparente et doit le rester pour assurer une bonne vision.[8]

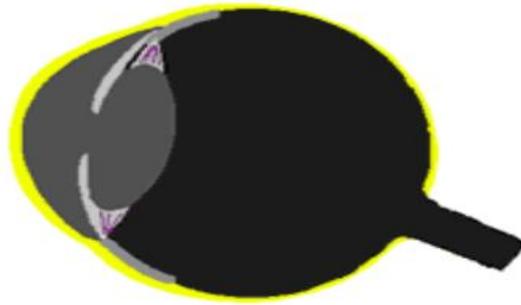


Figure I.9 : la cornée

**2. Le cristallin :** c'est une lentille transparente biconvexe. Il est vascularisé .Sa courbure peut varier, d'où variation de sa puissance. C'est l'accommodation.

Le cristallin se bombe, il augmente sa puissance.Avec l'âge, il y a perte de l'élasticité du cristallin. C'est la presbytie S'il s'opacifie, il y a cataracte.

Le cristallin est enveloppé par une capsule. Sur cette capsule sont fixées les fibres de la zonule de Zinn.[8]

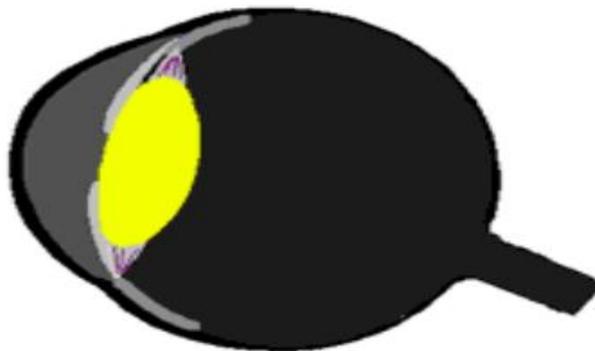


Figure I.10 : le cristallin

**3. La rétine :** (qui capte l'image au fond de l'œil à la manière d'un écran)

La rétine est une membrane nerveuse hypersensible qui tapisse le fond de l'œil. C'est la pellicule formée de 10 couches de cellules. C'est un tissu sensible et fragile. C'est la membrane la plus interne. Elle a comme épaisseur 1/10 à 4/10 de mm. Elle est très vascularisée : important réseau de veines et artères.[8]

La rétine est une plaque hypersensible. Elle est parcourue de très nombreux petits vaisseaux. Elle est composée de centaines de millions de cellules nerveuses : les cônes et les bâtonnets. Le rôle de ces cellules est capital. Elles permettent de voir les détails, les lumières, les couleurs, les formes et les mouvements. [8]

## Circuit de mise en forme des signaux électrophysiologiques

---

La lumière qui pénètre dans l'œil doit traverser la rétine pour atteindre la couche sensible des cônes et des bâtonnets.

Les cônes et les bâtonnets sont les cellules photoréceptrices. Ce sont ces cellules qui captent l'influx nerveux et le transmettent au cerveau pour le décoder et former une image. [8]

On a beaucoup plus de bâtonnets (130 millions) que de cônes (6-7 millions). Le diamètre des cônes est beaucoup plus petit que celui des bâtonnets. Plus on s'éloigne de la partie centrale, plus les cônes se font rares et leur diamètre augmente. [8]

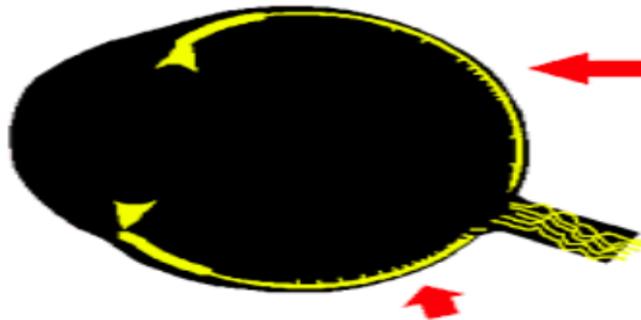


Figure I.11 : la rétine

#### 4. L'humeur Aqueuse :

Liquide transparent constamment renouvelé maintient la pression intraoculaire

Elle est produite par les Procès claires. Elle passe de la chambre postérieure vers la chambre antérieure à travers la pupille. Dans la chambre antérieure, elle est éliminée au niveau du trabéculum (dans l'angle irido-cornéen) ou elle passe dans le canal de Schlemm.

Le trabéculum est une sorte de filtre. Si le trabéculum se bouche (débris d'iris, excès de protéines), on a alors augmentation de la pression d'où glaucome.

L'humeur aqueuse est composée essentiellement d'eau, mais aussi de vitamine C, de glucose, d'acide lactique, de protéines. Elle se renouvelle en 2-3 heures.

Son rôle est surtout nourricier (endothélium cornéen et Iris), réparateur, régulateur de la pression intraoculaire, ainsi que du maintien de la forme de l'œil.

La pression normale de l'œil pour des sujets de moins de 40 ans est de 13-19 mm. Chez les sujets de plus de 40 ans, elle est de 16-23 mm.

- Lors de glaucome, la pression augmente. On a dégénérescence des tissus rétiniens, et atrophie du nerf optique. Le glaucome est l'une des premières causes de cécité en France, au même titre que le diabète non contrôlé.

- Lors de diminution de la pression oculaire (hypotonie), on a œdème d'où cornée trouble, et soulèvement de la choroïde.[8]

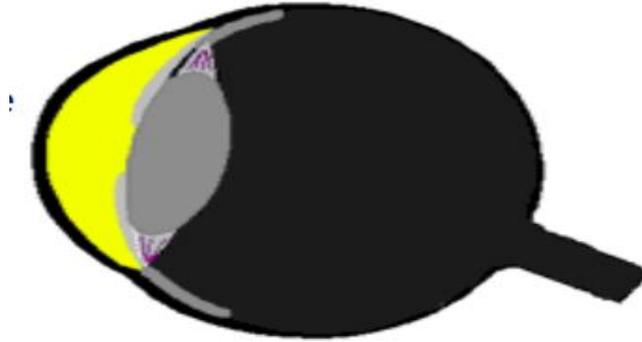


Figure I.12 : L'humeur Aqueuse

- 5. Le corps vitré :** C'est une Masse gélatineuse Claire, Capable d'amortir les chocs et occupé 90% du volume de l'œil.

Le corps vitré est un tissu conjonctif transparent. Il est entouré par une membrane appelée membrane hyoïdienne. C'est un matériau de remplissage. Il représente les 4/5 du volume de l'œil, et est le premier constituant de l'œil.

Son rôle est de maintenir la rigidité du globe oculaire, et de maintenir la rétine en place bien collée contre le fond du globe oculaire. [8]

Sa structure le fait intervenir dans le maintien de la pression intraoculaire et lui permet d'absorber les pressions auxquels il est soumis sans altérer la fonction de l'œil. Il est formé de 95% d'eau. [8]

Le cerveau interprète l'image transmise par la rétine via le nerf optique. [8]

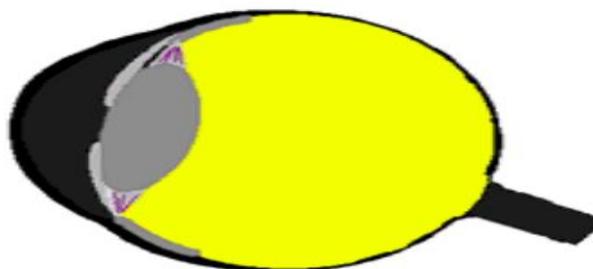


Figure I.13 : Le corps vitré

- 6. le nerf optique :** Transmet les informations au cerveau

Toutes les fibres optiques issues des cellules visuelles convergent vers un point précis de la rétine :

La papille. Ce point ne contient donc pas de cellules visuelles mais seulement les fibres nerveuses. La papille est donc un point de l'œil qui ne voit pas. On l'appelle aussi la tache aveugle. En ce point débouche aussi le réseau veineux et artériel de la rétine.

## Circuit de mise en forme des signaux électrophysiologiques

---

Les fibres optiques se rejoignent toutes là pour former un câble appelé le nerf optique. Il mesure 4 mm de diamètre et 5 cm de long. Il y a un nerf optique par œil, donc 2 nerfs optiques en tout. Ces 2 nerfs se croisent dans une zone appelée chiasma optique. A cet endroit s'entrecroise une partie seulement des fibres: les fibres provenant de la rétine nasale. [8]

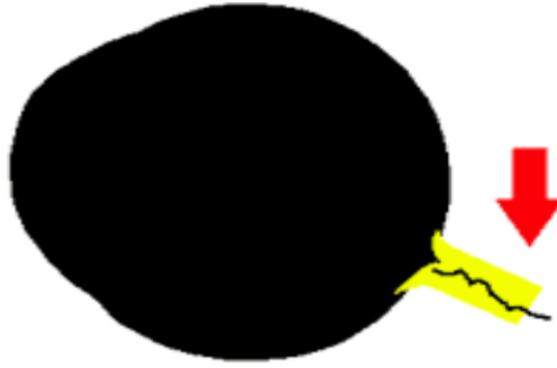


Figure I.14 : le nerf optique

### I.4.3 Les structures intervenant dans la protection de l'œil et permettant son fonctionnement sont :

1. Les sourcils qui protègent l'œil de la lumière et des gouttes de sueurs coulant du front.
2. Les paupières mobiles dont le clignement réflexe (toutes les 3 à 7 secondes) protège l'œil des corps étrangers et prévient la desiccation car ainsi les sécrétions (huile, mucus, larmes) se répandent sur la surface du globe oculaire ; le bord libre des paupières porte des cils qui lors de tout contact avec un objet ou un souffle d'air déclenchent le clignement ; des glandes produisant une sécrétion huileuse lubrifiante sont associées aux paupières.
3. La conjonctive qui tapisse les paupières et le blanc de l'œil produit un mucus lubrifiant.
4. La glande lacrymale située à l'intérieur de l'orbite, au-dessus du bord externe de l'œil qui libère une solution saline, les larmes qui sont répandues sur la surface du globe oculaire grâce aux clignements ; contenant du mucus, des anticorps et une enzyme antibactérienne, elles protègent, nettoient, humectent et lubrifient la surface de l'œil. [9]

### I.4.4 L'électrooculogramme (EOG) :

L'électrooculogramme (EOG) est l'enregistrement des variations de potentiel induites lors de mouvements oculaires.

En effet, l'arrière de l'œil (côté rétine) est chargé négativement par rapport à l'avant de l'œil (côté cornée). Cette différence de potentiel est de l'ordre de 0,4 à 1 mV. Lors d'un mouvement oculaire, l'axe du dipôle cornéo-rétinien change de position, générant des variations de champs électriques autour des yeux. Ces variations peuvent être mesurées à l'aide d'électrodes de surface (électrodes flottantes d'Ag/AgCl) placées à proximité.

En disposant ces électrodes au niveau des Canth latéraux supérieur gauche et supérieur droit et en utilisant une électrode de référence sur le tampon, les signaux obtenus doivent être en

## Circuit de mise en forme des signaux électrophysiologiques

---

opposition de phase puisqu'ils correspondent aux mouvements de l'œil droit et de l'œil gauche qui sont binoculairement synchrones .[9]

### I.5 Électromyogramme (EMG) :

#### I.5.1 Anatomie et physiologie musculaire :

Le mot muscle vient du mot latin « MUSCULUS » qui signifie (petite souris). Les muscles peuvent être considérés comme le moteur de l'organisme. [10]

On définit le muscle par un ensemble des cellules qui sont capables de mouvement, certaines ce sont spécialisées dans la contraction. [10]

#### I.5.2 différents types des muscles :

A) Muscle lisse :

- Composant de structures viscérales.
- Absence de striations transversales.
- Contraction involontaire, contrôlé par le système nerveux autonome et certaines hormones.

B) Muscle cardiaque :

- Assure la contraction rythmique et continue du cœur.
- est un muscle différent des autres, notamment car il est soumis à l'influence des hormones.
- Contraction involontaire.

C) Muscle squelettique :

- Responsable des mouvements du squelette et de certains organes.
- Il est appelé aussi muscles strié.
- Contraction volontaire, contrôlée par le système nerveux spinal et conscience.

Dans l'étude du signal EMG de surface on s'intéresse beaucoup plus pour les muscles squelettiques (Figure I.15). [10]

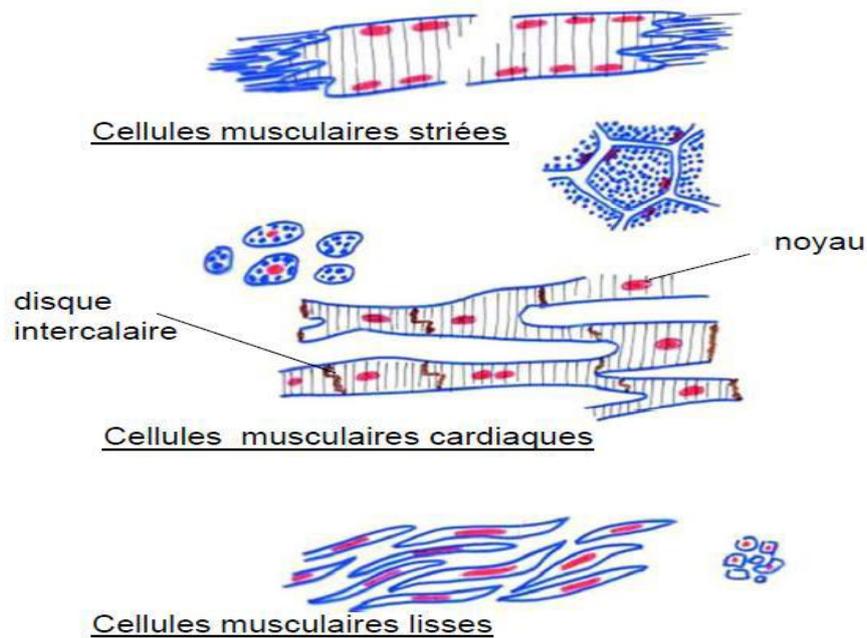


Figure I.15 : différents types de muscles.[11]

## I.5.3 Composition du muscle :

L'unité de base du tissu musculaire squelettique est la fibre musculaire. Ces fibres s'apparentent à de longues formes cylindriques contenant noyaux, mitochondries, réticulum endoplasmique et myofibrilles. Les fibres sont disposées parallèlement. Elles mesurent de 10 à 100  $\mu\text{m}$  de diamètre et peuvent atteindre 30 cm de longueur. Chaque fibre musculaire est située dans une membrane transparente fine appelée sarcolemme (Figure I.16).

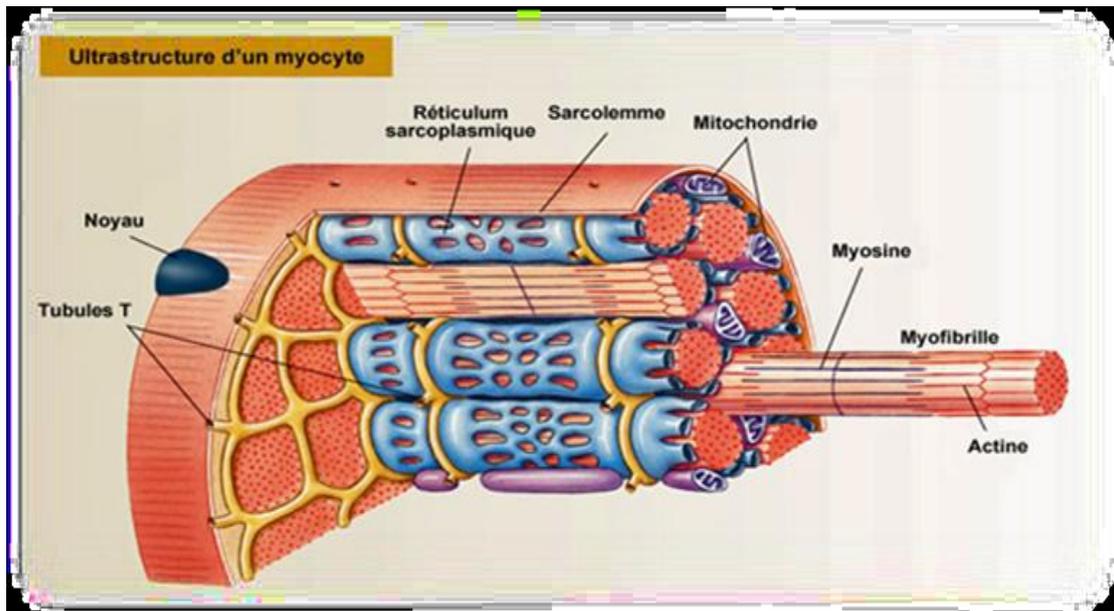


Figure I.16 : schéma descriptif de la composition musculaire.

## Circuit de mise en forme des signaux électrophysiologiques

Les myofibrilles, occupant environ 80% du volume de la fibre musculaire, sont des éléments cylindriques, d'un diamètre de 1 à 2  $\mu\text{m}$ . Ces myofibrilles se compose de fille épais et minces appelés myofilaments (épais : myosine, mince : actine)

### I.5.4 Potentiel d'action de l'unité motrice (PAUM) :

Un nerf moteur possède beaucoup de branches et innerve beaucoup de fibres musculaires. Les différentes longueurs et diamètres des branches de la fibre nerveuse connectées à chaque fibre musculaire cause des temps de propagation différents et les potentiels nerveux arrivent à la plaque motrice avec des délais différents. En conséquence, les activations des fibres musculaires dans une unité motrice donnée sont asynchrones. Le Potentiel d'Action de l'Unité Motrice (PAUM) ainsi créé correspond à la sommation spatiotemporelle des PA de chaque fibre musculaire qui la composent (figure I.17)

La forme du potentiel d'action d'unité motrice dépend des propriétés anatomiques physiologiques des muscles, et des électrodes utilisées pour enregistrer le signal.

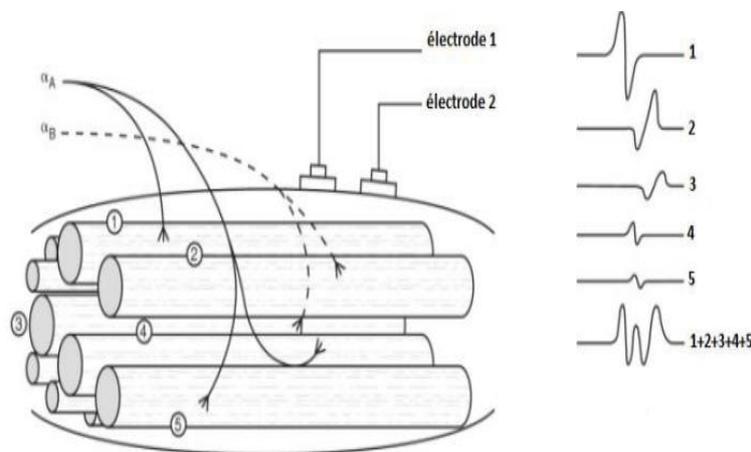


Figure I.17 : détection de la superposition des potentiels d'action. [10]

L'EMG de surface correspond donc à une sommation de potentiels d'action (PA) issus de multiples générateurs (UM) asynchrones, irrégulièrement disposés. [15]

### I.5.5 Mécanisme de contraction musculaire :

Le muscle fonctionne en « tout ou rien » suite à la condition de seuil requise pour le stimulus.

Au-dessous de ce seuil le muscle ne se contractera pas ; au-dessus de ce seuil le muscle se contractera mais l'intensité de la contraction ne sera pas plus grande de celle produite par le stimulus de seuil.

une impulsion de nerf circule du bas du nerf à plaque motrice. Le calcium se répand dans l'extrémité du nerf. Ceci libère un neurotransmetteur appelé l'acétylcholine, un émetteur neurale.

L'acétylcholine circule à travers le petit espace entre l'extrémité du nerf et la membrane de muscle. Une fois que l'acétylcholine atteint la membrane, la perméabilité du muscle au

## Circuit de mise en forme des signaux électrophysiologiques

---

sodium ( $\text{Na}^+$ ) et potassium (les ions de  $\text{K}^+$ ) augmente. Les deux ions sont chargés positivement. Dépendant, il y a une différence entre les perméabilités pour les deux ions.  $\text{Na}^+$  entre dans la fibre à une vitesse plus rapide que les ions  $\text{K}^+$ . Ceci a comme conséquence une charge positive à l'intérieur de la fibre, raison d'initiation de contraction de fibre musculaire.

### I.5.6 Type de contraction musculaire :

Il y a deux types fondamentaux de contraction selon que la longueur du muscle change au cours de celle-ci ou pas. **Dans la contraction isotonique**, la force reste constante quel que soit le changement de la longueur du muscle. **Dans la contraction isométrique**, le raccourcissement du muscle est empêché de sorte que la force est produite à longueur constante. Les mêmes événements ont lieu dans le muscle au cours des deux types de contraction : l'excitation du muscle déclenche le processus contractile; l'activité cyclique des ponts d'union a lieu; le glissement des filaments raccourcit les sarcomères ce qui étire

l'élément élastique en série, qui génère alors une force sur les pièces squelettiques à l'insertion des tendons. [11]

### I.5.7 Signal EMG :

Le signal électromyogramme est un signal électrophysiologique qui traduit l'activité électrique musculaire.

#### I.5.7.1 Principe :

L'état de l'unité neuromusculaire peut être testé de plusieurs façons :

1. L'électromyographie:

C'est l'enregistrement des phénomènes électriques qui se produisent dans le muscle lors de sa contraction volontaire.

2. La stimulation :

C'est l'étude de la réponse de l'unité neuromusculaire à une stimulation appliquée soit au niveau du nerf, soit au niveau du muscle. La valeur de cette réponse est appréciée à partir de la contraction musculaire ainsi provoquée.

3. La stimulodétection :

Elle associe les deux méthodes précédentes et permet la mesure de la vitesse de conduction de l'influx nerveux dans les fibres motrices.

- Le principe physique général lors d'un enregistrement électro-physiologique est que l'électrode enregistre le potentiel moyen sous un secteur limité.

#### I.5.7.2 Différents types d'électrodes de détection :

1. **Electrodes de surface** : Ce sont des électrodes techniquement non invasives lors de la mesure et la détection du signal EMG.

## Circuit de mise en forme des signaux électrophysiologiques

L'EMG de surface est la méthode la plus utilisée dans le milieu médical sportif, peut être conduite par le personnel autre que les médecins. Les propriétés du domaine d'amplitude, du temps et de fréquence du signal EMG dépendent des facteurs tels que :

- La synchronisation et l'intensité de la contraction musculaire;
- La distance de l'électrode du secteur actif de muscle;
- Les propriétés du tissu (par exemple épaisseur de la peau);
- Les propriétés des électrodes et amplificateurs;
- La qualité de la surface de contact entre l'électrode et la peau.

En outre, la mesure du signal EMG dépend des propriétés des électrodes et de leur interaction avec la peau. [10]

Il existe plusieurs configurations des électrodes dans la détection du signal EMG de surface : mono polaire, bipolaire, double différentielle.

### 2.Électrodes aiguilles :

Les électrodes aiguilles sont largement utilisées dans des procédures cliniques dans les évaluations neuromusculaires. La pointe de l'aiguille électrode est nue et utilisé en tant que surface de détection. Elle contient un fil isolé dans la canule. La qualité des électrodes à aiguille utilisées en électromyographie est relativement améliorée par les autres types disponibles. Électrodes aiguilles ont deux avantages principaux. La première est que sa superficie relativement restreinte de ramassage permet à l'électrode de détecter le PAUM individuels pendant les contractions de force relativement faibles. L'autre est que les électrodes peuvent être facilement repositionnées dans le muscle (après insertion). [10] [14]

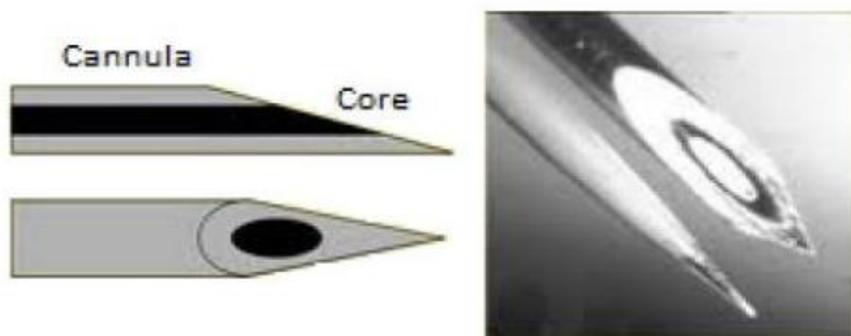


Figure I.18 : les aiguilles de détection. [10]

## Circuit de mise en forme des signaux électrophysiologiques

---

### 3. Fil métallique :

Ce sont des fils-électrodes fabriqués à partir de n'importe quel petit diamètre, fortement non-oxydant, fil rigide avec isolation. Les alliages de platine, l'argent, le nickel et le chrome sont généralement utilisés. Fils-électrodes sont extrêmement fins, ils sont facilement implantés et retirés du muscle squelettique, et ils sont généralement moins douloureux que

les électrodes à aiguille canule qui restent insérées dans le muscle pendant toute la durée de l'examen. [10] [14]

### I.6 Conclusion :

Définir l'anatomie de cœur, celle des muscles et celle de l'œil est le but essentiel de ce premier chapitre. Ces notions sont fondamentales pour mieux comprendre l'origine des signaux électrophysiologiques ECG, EMG et EOG ainsi pour faire la conception de la carte de conditionnement adéquate.

Dans le prochain chapitre on va étudier la mise en forme de ces signaux électrophysiologiques (amplification et filtrage).

## Chapitre II

# Conception de circuit de mise en forme des signaux electrophysiologiques

## II.1 Introduction

Après avoir décrit les notions de base dans le premier chapitre, le présent représente une description générale du schéma bloc du circuit de mise en forme des signaux électriques. En effet, ces signaux par leurs natures sont des signaux à faible amplitude. En plus sont généralement contaminés par des bruits. Un étage d'amplification ainsi qu'un étage de filtrage sont donc indispensables afin de rendre ces signaux lisibles.

## II.2 sources de bruit affectant les biopotentiels

Un signal est affecté par plusieurs sources de bruits lors de son enregistrement et le rend illisible, et par voie de conséquence son interprétation devient difficile. Par exemple, le signal ECG peut être affecté par des artefacts dus aux mouvements de sujet, à l'activité musculaire, à l'interface du gel électrolytique entre la peau et les électrodes. [13]

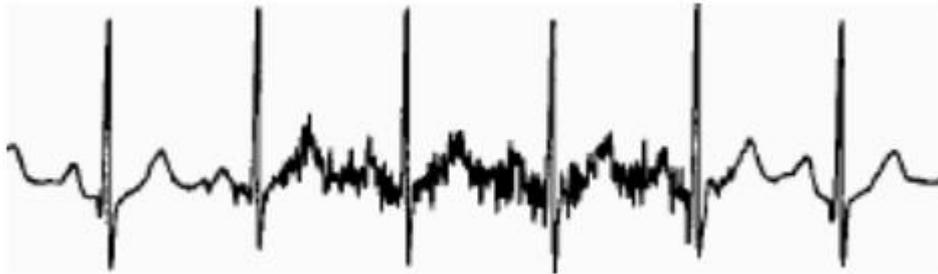


Figure II.1 : signal ECG bruité par l'activité musculaire [13]

Le réseau électrique est une puissante source de bruit pouvant affecter l'ensemble des biopotentiels (figure II.2).

Remarquons que le couplage inévitable entre le patient et le réseau électrique est une source de bruit considérable par rapport à l'instrumentation utilisée pour le prélèvement des biopotentiels de très faible amplitude. [13]

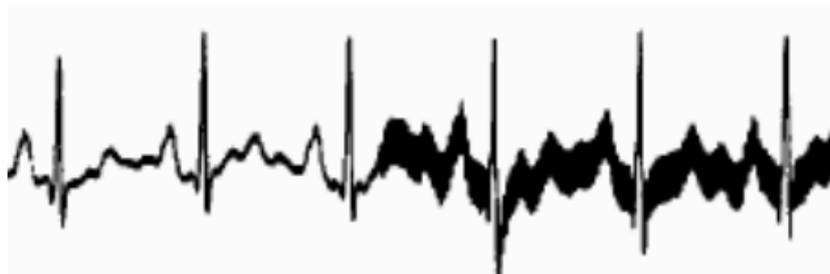


Figure II.2 : signal ECG bruité par interférence de réseau électrique [13]

## Circuit de mise en forme des signaux électrophysiologiques

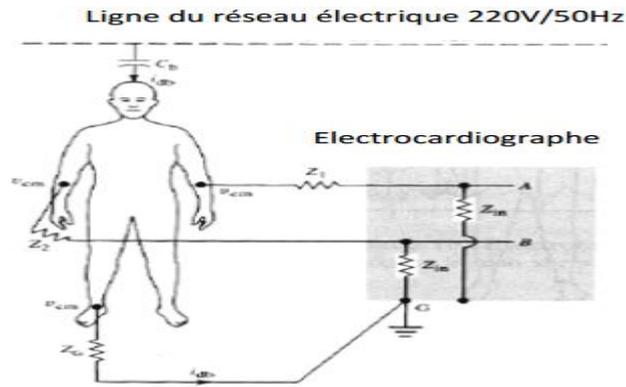


Figure II.3: interférence de réseau sur le système de mesure. Le condensateur  $C_{cb}$  présente le couplage capacitif entre point chaud de réseau et le patient [13]

Il est à noter aussi que les câbles de prélèvement des biopotentiels doivent être torsadé d'une façon à réduire les surfaces d'interférence électromagnétique, comme illustré sur figure II .4 [13]

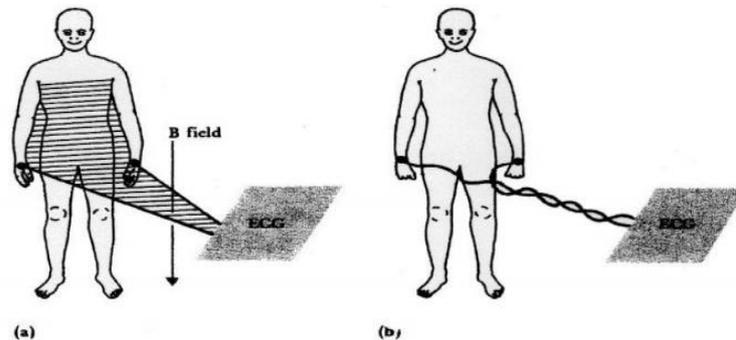


Figure II.4: l'influence électromagnétique sur l'instrumentation de prélèvement d'ECG[13]

### II.3 Système d'acquisition de biopotentiels

Pour tous les matériels médicaux l'acquisition des données à partir d'un corps humain nécessite des électrodes qui conduisent le potentiel électrique soit sur la peau ou avec un cathéter vers un amplificateur d'instrumentation qui représente la première étape de la mise en forme et qui sera suivie par des filtre passe bas et amplification.

Dans notre système nous avons utilisé le schéma bloc suivant :

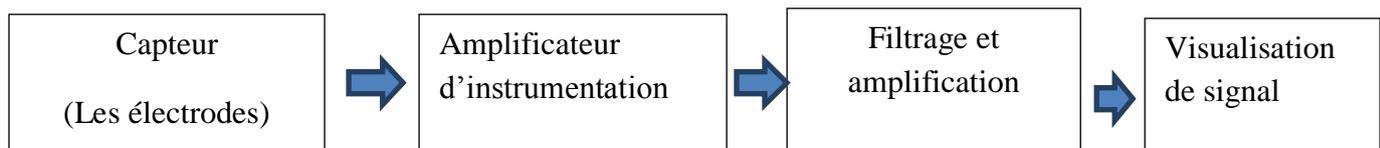


Figure II.5 Schéma bloc de circuit de mise en forme des signaux électrophysiologique

## II.4 Amplificateur d'instrumentation :

### II.4.1 Tension et le gain de mode commun et différentiel

On prend la définition de l'amplificateur idéal, et détaillons quelques points qui servent à qualifier les amplificateurs différentiels intégrés :

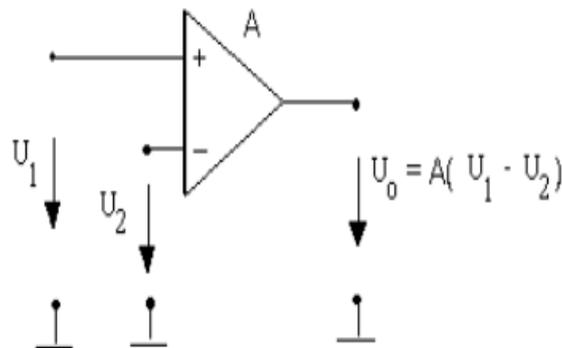


Figure II.6 : amplificateur différentiel

$$U_0 = A(U_1 - U_2) \quad (1)$$

La tension en mode commun est définie par :

$$U_c = \frac{U_1 + U_2}{2} \quad (2)$$

La tension en mode différentiel est définie par :

$$U_d = U_1 - U_2 \quad (3)$$

Ainsi le gain total pour être défini :

$$U_0 = U_c(A_1 + A_2) + U_d(A_1 - A_2) \text{ (telle que } A_1 = \frac{U_0}{U_1}; A_2 = \frac{U_0}{U_2}) \quad (4)$$

$$\text{Ce qui nous donne une tension } U_0 = U_c * A_c + U_d * A_d \quad (5)$$

### II.4.2 Caractéristiques d'Amplificateur d'instrumentation:

- Haute impédance d'entrée
- Faible impédance de sortie
- CMRR très élevé
- Gain variable contrôlé par l'unique résistance R

L'amplification différentielle peut réaliser à l'aide d'un amplificateur d'instrumentation à trois amplificateurs classiques et de quelques résistances.

## Circuit de mise en forme des signaux électrophysiologiques

### II.4.2.1 première étage (préamplificateur):

Le préamplificateur représente la pièce la plus importante de l'amplificateur d'instrumentation elle-même puisqu'il prépare le gain réglable pour la qualité de notre signal

ECG. Avec une impédance d'entrée très importantes.

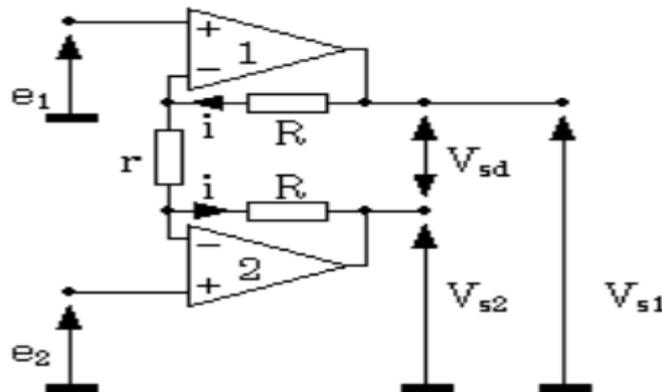


Figure II.7 Montage préamplificateur.

Nous avons : (on considère les Amplificateurs Opérationnel sont idéaux)

$$e_1 - e_2 = ri \quad (6)$$

$$V_{sd} = (2R + r)i \quad (7)$$

$$V_{sd} = (e_1 - e_2) \frac{(2R+r)}{r} \quad (8)$$

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

$$V_{mce} = \left( \frac{e_1 + e_2}{2} \right) \quad (9)$$

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

$$V_{mcs} = \left( \frac{V_{s1} + V_{s2}}{2} \right) \quad (10)$$

On peut calculer les valeurs de Vs1 et Vs2 facilement :

$$V_{s1} = e_1 + Ri \quad (11)$$

$$V_{s2} = e_2 - Ri \quad (12)$$

On peut déduire la valeur de la tension de mode commun en sortie Vmcs :

$$V_{mcs} = \left( \frac{e_1 + e_2}{2} \right) = \left( \frac{V_{s1} + V_{s2}}{2} \right) = V_{mce} \quad (13)$$

## Circuit de mise en forme des signaux électrophysiologiques

### II.4.2.2 Montage complet :

La bipotentialité désirée apparaît comme tension entre les deux bornes entrées de l'amplificateur différentiel et désigné sous le nom de signal différentiel. La tâche principale de l'amplificateur différentiel est de rejeter la tension de mode commun créée par les interférences. Le montage est représenté ci-dessous :

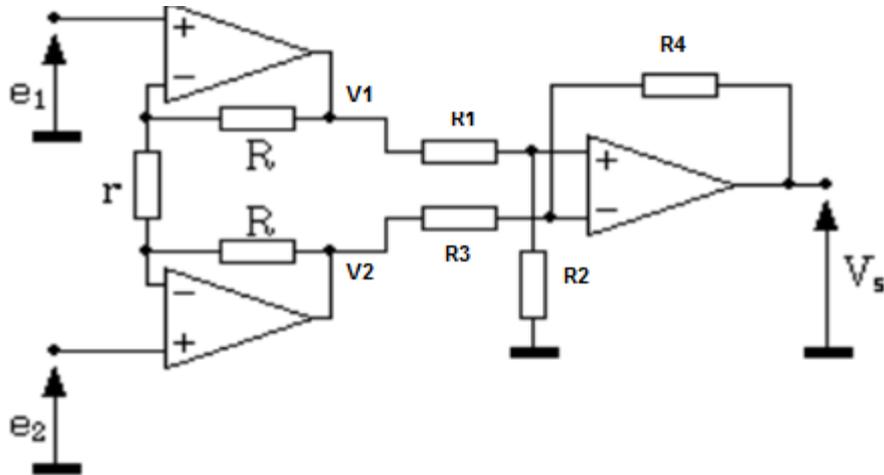


Figure II.8 : Montage de l'amplificateur d'instrumentation a trois amplificateurs opérationnels

Dans le cas où l'on considère l'AOP. Comme parfait, nous pouvons écrire, au niveau des tensions d'entrée de l'AOP.

$$V_+ = \left( \frac{R_2}{R_1 + R_2} \right) * V_1 \quad (14)$$

$$\text{et} \quad V_- = \frac{R_4 V_2 + R_3 V_S}{R_3 + R_4} \quad (15)$$

Comme l'AOP, est en contre réaction négative (régime non saturé) :  $V_+ = V_-$

Soit pour la tension de sortie :

$$V_S = \frac{1}{R_3} \left( \frac{R_3 + R_4}{R_2 + R_1} \right) (R_2 V_1 - V_2 R_4) \quad (16)$$

Ainsi si l'on souhaite avoir un amplificateur différentiel « parfait », en prenant

$R_1 = R_3$  et  $R_2 = R_4$ , on obtient :

$$V_S = \frac{R_2}{R_1} (V_1 - V_2) \quad (17)$$

$$\text{Donc un gain différentiel} = \frac{R_2}{R_1} \quad (18)$$

Mais il faut noter que le réglage du gain n'est pas possible directement car il nécessite la modification de deux résistances qui doivent rester rigoureusement identiques. [10]

## Circuit de mise en forme des signaux électrophysiologiques

### II.4.2.3 Gain en tension-ajustable :

Si le gain en tension du deuxième étage est égale 1 (le cas désiré),

Le gain du montage global :

$$V_S = (e_1 - e_2) \frac{(2R+r)}{r} \quad (19)$$

On a donc un gain réglable à l'aide d'une seule résistance (r). Ce circuit est réalisé de manière intégré (circuit intégré) permettant ainsi une très grande précision sur les résistances R ainsi qu'une très bonne stabilité thermique.

### II.4.2.4 Le taux de réjection de mode commun :

Nous avons vu que le première étage laissait intacte la tension de mode commun. La tension de sortie devient :

$$V_S = \left(1 + 2\frac{R}{r}\right) ((e_1 - e_2) + \left(\frac{1}{2\tau_{A.Op}}\right) (e_1 + e_2)) \quad (20)$$

Cette fois le taux de rejection l'amplificateur d'instrumentation (A.I) est amélioré vis du TRMC de l'AOP:

$$\tau_{A.I} = \tau_{A.Op} \left(\frac{2R+r}{r}\right) \quad (21)$$

Cela permet d'obtenir des taux de réjection de mode commun supérieure à 100dB. En pratique, dans un tel montage, le premier étage donnera tout le gain, et le deuxième étage aura un gain unité. Le TRMC globale aura alors une valeur élevée, d'autant plus que lorsque ce schéma sera intégré sur une seule puce de silicium, un ajustage par laser des résistances de l'étage de sortie lui donnera un bon TRMC. [10]

Dans notre cas on a utilisé un amplificateur d'instrumentation de type **Ad620**. ce dernier est un amplificateur d'instrumentation a une haute impédance d'entrée, faible bruit. C'est un dispositif qui utilise la technologie CMOS avec un gain élevé variable entre 1 et 10000 et faible impédance de sortie aussi un bon TRMC qui va donner une excellente précision.

Son application :

- Instrumentation médicale.
- Interface transducteur.
- Système d'acquisition de donnée.
- Contrôle des procédés industriels.

Le gain désiré est déterminé à partir de la sélection la résistance correspondante qui est bien défini à partir de transducteur (pour plus de détails voir le datasheet en annexe).

$$G = 1 + \frac{49.4}{R_G}$$

Dans notre projet on utilise une résistance de 1  $k\Omega$  qui nous donne un gain de **50,4**

### II.5 Le filtre

Les signaux électrophysiologiques sont à faible amplitude, contaminé par les bruits. Ce qui nécessite un filtre. Le filtre est une opération permettant d'éliminer certains bruits indésirables. Il y a deux types actifs et passifs. Les filtres actifs présentent **un ensemble d'avantages** indéniables sur les filtres passifs (LC) :

- Ils sont plus fiables (toute la chaîne de fabrication est automatisée).
- En grandes quantités, leur coût est nettement moindre;
- Les éléments parasites (résistances, capacités, ou inductances parasites) sont moindres, vu la petite taille des circuits.
- Impédance d'entrée est très élevée et l'impédance de sortie très faible.
- Un gain réglable.

On trouve également certains défauts :

- Les composants actifs (ampli opérationnel) ont une bande passante réduite.
- Les circuits actifs sont très sensibles à la précision sur leurs composants.
- Les composants actifs nécessitent une source d'énergie.

On distingue cinq classes de filtres selon la bande passante :

**1. Filtre passe-tout** : qui permet de passer tous les intervalles de fréquence

**2. Filtre passe-bas** est un filtre qui permet de passer l'intervalle de fréquence inférieur de la fréquence de coupure et atténue les fréquences supérieures de la fréquence de coupure.

**3. Filtre passe-haut** est un filtre qui permet de faire passer l'intervalle de fréquences supérieures de la fréquence de coupure et atténue les fréquences inférieures à la fréquence de coupure.

**4. Un filtre passe-bande** est composé d'un filtre passe-haut et d'un filtre passe-bas. C'est un filtre ne laissant passer qu'une bande ou intervalle de fréquences compris entre une fréquence de coupure basse  $f_{c1}$  et une fréquence de coupure haute du filtre  $f_{c2}$ . Évidemment, les fréquences de coupure sont des valeurs auxquelles la courbe de réponse vaut environ 70% de sa valeur maximale, à  $1/\sqrt{2} = 0,707$  correspondant à -3dB. La fréquence située au centre de la bande passante est appelée centrale,  $f_0$  dont la valeur est égale à la moyenne géométrique des fréquences de coupure  $f_0 = \sqrt{f_{c1} * f_{c2}}$

# Circuit de mise en forme des signaux électrophysiologiques

## II.5.1 Filtre Sallen& Key passe-bas

En considérant le contenu spectral de nos biopotentiels, Le filtre employé est un filtre actif de structure non inverseur de Sallen& Key passe-bas pour vu leurs bonnes performances, bon coefficient de qualité par rapport à ceux du premier ordre.

La (Figure II.9) montre le circuit de filtrage réalisé.

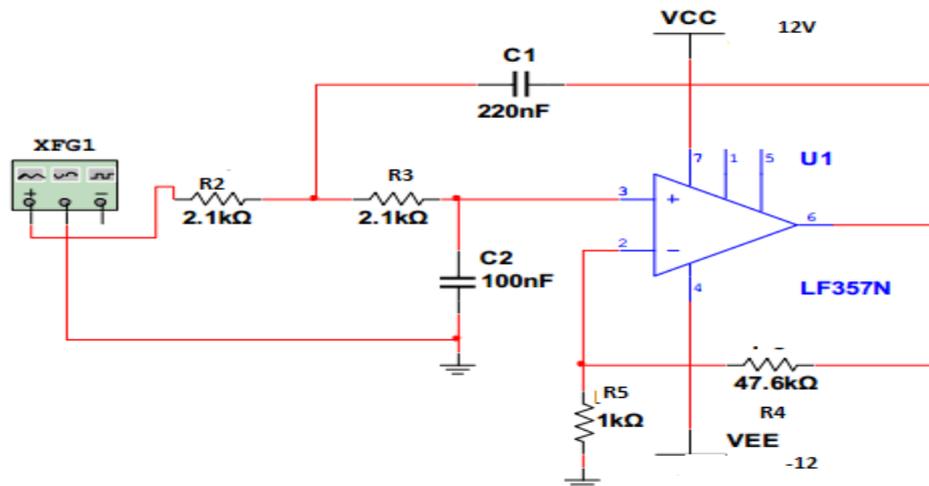


Figure II.9 Circuit de filtre passe bas

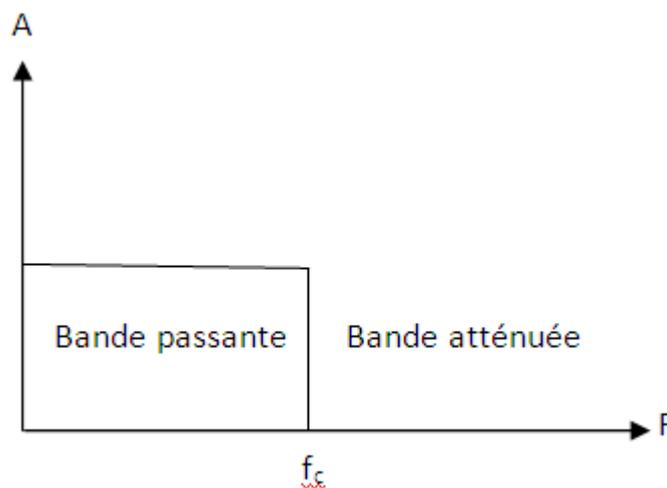


Figure II.10 : Réponse idéal de filtre passe bas

## II.5.2 Fonction de transfert :

Comme le courant d'entrée de la borne inverseur est nul on a :

$$e^- = \frac{R5 VS}{R4+R5} \quad (22)$$

$$\text{et } e^- = e^+ = V_A = \frac{VS}{K} \quad (23)$$

## Circuit de mise en forme des signaux électrophysiologiques

---

R3 et C2 forment un diviseur de tension idéal et donc :

$$V_B = V_A \frac{R3 + \frac{1}{j\omega C2}}{\frac{1}{j\omega C2}} = \frac{V_S}{K} \frac{R3 + \frac{1}{j\omega C2}}{\frac{1}{j\omega C2}} \quad (24)$$

L'application de théorème de Millman en B donne :

$$V_B = \frac{V_S j\omega C2 + \frac{V_e}{R2} + \frac{V_A}{R3}}{j\omega C2 + \frac{1}{R2} + \frac{1}{R3}} \quad (25)$$

On introduit dans cette relation les valeurs de  $V_A$  et  $V_B$  exprime en fonction de  $V_S$ , on tire l'expression de la fonction de transfert du montage :

Avec  $p=j\omega$  ,

$$T(p) = \frac{k}{1 + R^2 C_1 C_2 p^2 + R p (2C_2 + C_1(1-k))} \quad (26)$$

AVEC

$$\text{L'amortissement : } 2\xi = \frac{2C_2 + C_1(1-K)}{\sqrt{C_1 C_2}} = 3-K \quad (27)$$

$$\text{le gain : } K = \frac{R4}{R5}$$

$$\text{Pusation propre : } \omega_0 = \frac{1}{R\sqrt{C_1 C_2}} = \frac{1}{Rc} \text{ DONC } f_0 = \frac{1}{2\pi R\sqrt{C_1 C_2}} \quad (28)$$

### II.6 L'amplification :

alors que l'amplification introduite par le préamplificateur est loin d'être suffisante pour rendre le signal exploitable, et le filtre doit atténuer le bruit. Pour rendre le signal exploitable on doit faire passer le signal pour la deuxième fois par un étage d'amplification composé d'un amplificateur u741 et des résistances.

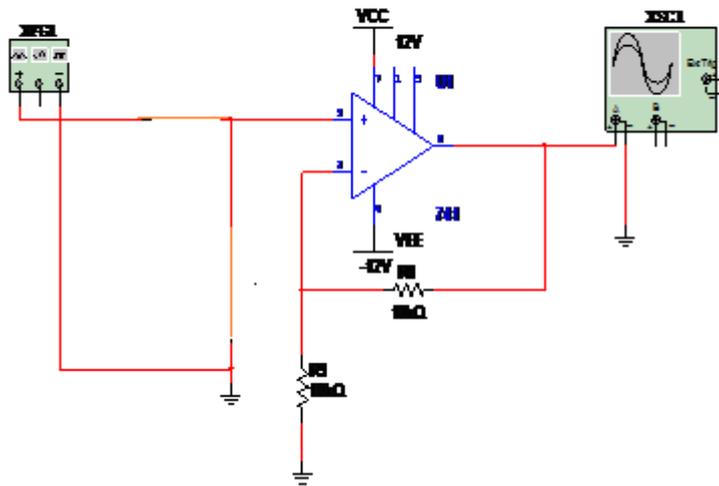


Figure II.10: circuit de l'étage de l'amplification

:

Le signal est amplifié par un amplificateur non inverseur de gain  $G = 1 + \frac{R8}{R9}$

$G=2$

## I.7 Circuit offset

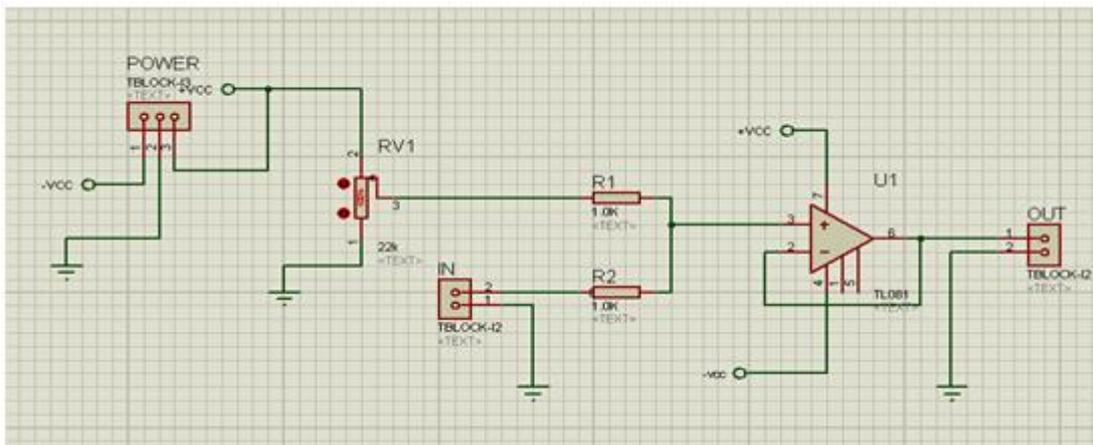


Figure II.11. circuit offset

Les signaux électrophysiologiques sont rarement cadré entre 0 et 2.5V, domaine universel d'une interface d'acquisition ; l'accès d'une telle tension d'entrée d'un convertisseur analogique numérique peut causer des néfastes dégâts matériels.il est impératif de remettre ces signaux dans l'échelle adéquate en utilisant le circuit proposé de la figure avec une sortie  $V_s = V_e - V_{off}$ .

# Circuit de mise en forme des signaux électrophysiologiques

## II.8 Conversion analogique numérique :

Dans la partie précédent nous avons visualisé nos signaux électrophysiologiques analogiques (sur l'oscilloscope). Pour avoir numérisé ces signaux (visualiser sur l'écran d'un ordinateur) on va utiliser la carte arduino avec liaison filaire (câble). Cette partie va présenter le circuit Arduino, essayé de comprendre ses constituants principaux puis expliquer comment cela fonctionne.

### II.8.1 Schémas bloc de l'acquisition numérique

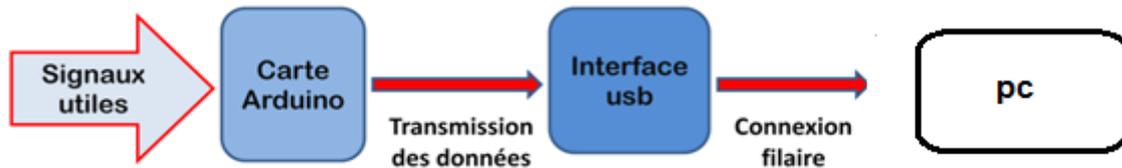


Figure II.12 : Schéma bloc de la transmission filaire des signaux électrophysiologiques.

### II.8.2 Définition de la carte Arduino :

Une équipe de développeurs composée de Massimo Banzi, David Cuartielles, Tom Igoe, Gianluca Martino, David Mellis et Nicholas Zambettia imaginé un projet répondant au doux nom de Arduino et mettant en œuvre une petite carte électronique programmable et un logiciel multiplateforme, qui puisse être accessible à tout un chacun dans le but de créer facilement des systèmes électroniques. [16].

Le logiciel et le matériel sont open-source.

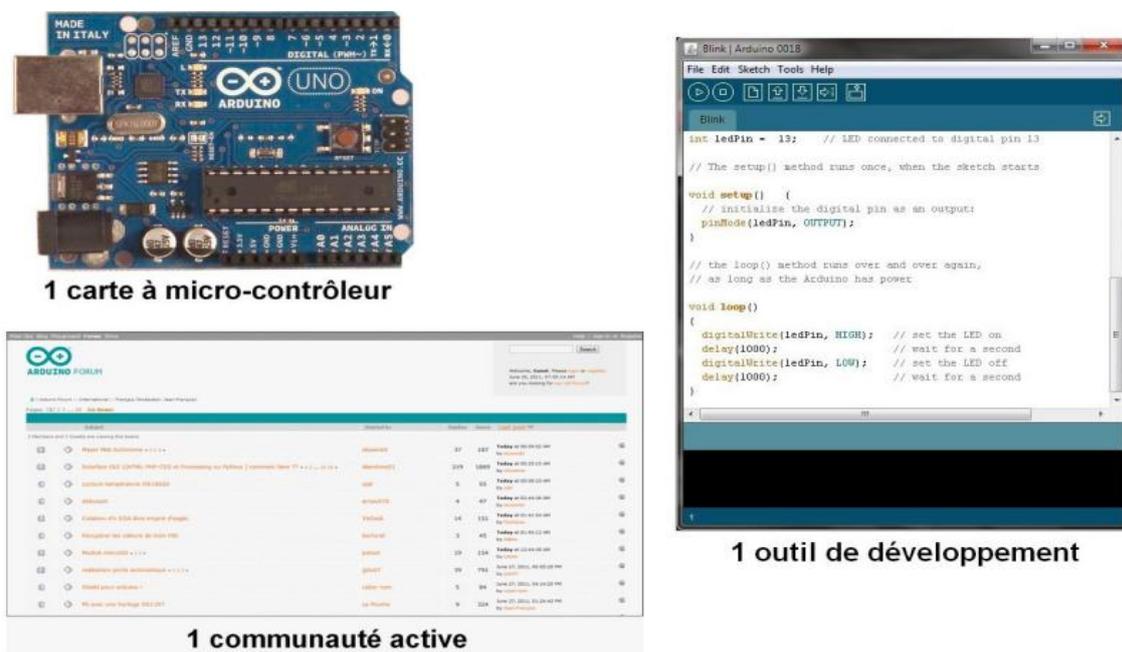


Figure II.13 : Constitution de l'arduino [17]

# Circuit de mise en forme des signaux électrophysiologiques

---

## II-8-3 Les différents types d'Arduino :

Il en existe plusieurs et différents type de carte Arduino comme Arduino Uno, Mega, ...etc, ces derniers diffèrent suivant la taille, le nombre des entrées sorties analogiques et numériques et la fréquence du quartz. Nous avons utilisé une carte Arduino Uno.

### II.8.4 Les avantage :

- Pas cher.
- Environnement de programmation clair et simple.
- Multiplateforme : tourne sous Windows, Macintosh et Linux.
- Nombreuses bibliothèques disponibles avec diverses fonctions implémentées.
- Logiciel et matériel open source et extensible.
- Nombreux conseils, tutoriaux et exemples en ligne (forums, site perso etc...)
- Existence de « shield » (boucliers en français) : ce sont des cartes supplémentaires qui se connectent sur le module Arduino pour augmenter les possibilités comme par exemple : afficheur graphique couleur, interface ethernet, GPS, etc...

Par sa simplicité d'utilisation, Arduino est utilisé dans beaucoup d'applications commel'électronique industrielle et embarquée, le modélisme, la domotique mais aussi dans desdomaines différents comme l'art contemporain ou le spectacle [17].

### II.8.5 Caractéristiques de la carte Arduino Uno :

- Micro contrôleur : ATmega328
- Tension d'alimentation interne = 5V
- Tension d'alimentation (recommandée)= 7 à 12V, limites =6 à 20 V
- Entrées/sorties numériques : 14 dont 6 sorties PWM
- Entrées analogiques = 6
- Courant max par broches E/S = 40 mA
- Courant max sur sortie 3,3V = 50mA
- Mémoire Flash 32 KB dont 0.5 KB utilisée par le boot loader
- Mémoire SRAM 2 KB
- Mémoire EEPROM 1 KB
- Fréquence horloge = 16 MHz
- Dimensions = 68.6mm x 53.3mm [17]

### II.8.7 Le système Arduino :

Le système Arduino est composé de deux paramètres principales, qui sont : le matériel et le logiciel. Ces deux outils réunis, il nous sera possible de faire n'importe quelle réalisation.

## Circuit de mise en forme des signaux électrophysiologiques

- **MATERIEL** : = 1 carte à microcontrôleur

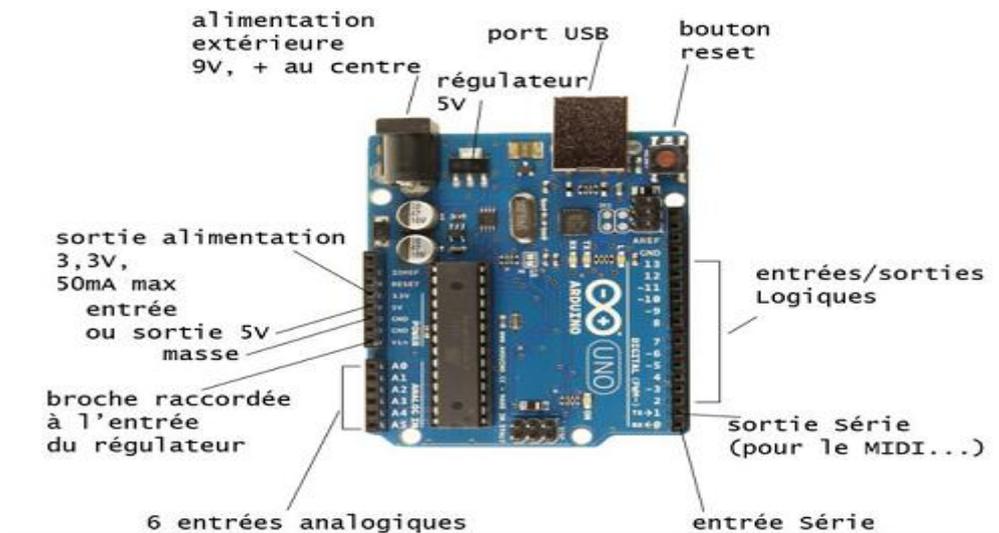


Figure II.14 Carte à microcontrôleur [18]

- Logiciel : + 1 outil de développement

```
File Edit Sketch Tools Help
[Icons]
clignoter_et_capter [Icon]
const int sortie_numerique = 13;
int valeur_captée = 0;

void setup() {
  // 9600 bits par seconde
  Serial.begin(9600);
  pinMode(sortie_numerique, OUTPUT);
}

void loop() {
  char octet_recu;
  if (Serial.available() > 0) {
    // read the oldest byte in the serial buffer:
    octet_recu = Serial.read();
    if (octet_recu == '1') {
```

Done Saving.

Figure II.15 L'environnement de programmation Arduino [18]

(IDE en anglais) est une application écrite en Java inspirée du langage Processing. L'IDE permet d'écrire, de modifier un programme et de le convertir en une série d'instructions compréhensibles pour la carte.

# Circuit de mise en forme des signaux électrophysiologiques

**New:** pour créer un nouveau programme (sketch).

**Open:** ouvrir un programme existant. Le menu n'est pas déroulant à cause d'un bug...pour obtenir un menu déroulant passer par file/open

**Save :** sauvegarde le programme, si vous voulez le sauvegarder sous un autre nom, passer par file/Save as

**Serial Monitor:** pour ouvrir la fenêtre qui permet de visualiser les données transmises par le port série de l'Arduino (très pratique pour le débogage...) [18].

## II.8.8 Description de la carte :

Nous avons représenté en rouge sur cette photo les points importants de la carte.

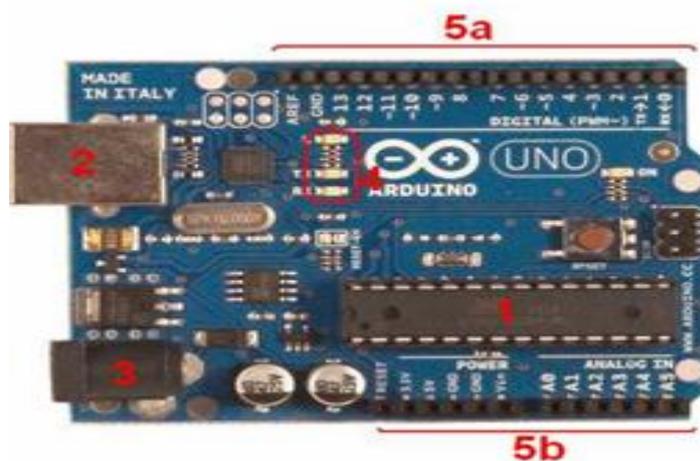


Figure II.16 Composition de carte Arduino [16].

Voyons quels sont ces points importants et à quoi ils servent.

- Le microcontrôleur

Voilà le cerveau de notre carte (en 1). C'est lui qui va recevoir le programme que vous aurez créé et qui va le stocker dans sa mémoire puis l'exécuter. Grâce à ce programme, il va savoir faire des choses, qui peuvent être : faire clignoter une LED, afficher des caractères sur un écran, envoyer des données à un ordinateur. [16]

- Alimentation

Pour fonctionner, la carte a besoin d'une alimentation. Le microcontrôleur fonctionnant sous 5V, la carte peut être alimentée en 5V **par le port USB(en 2)** ou bien par une **alimentation externe (en 3)** qui est comprise entre 7V et 12V. Cette tension doit être continue et peut par exemple être fournie par une pile 9V. Un régulateur se charge ensuite de réduire la tension à 5V pour le bon fonctionnement de la carte. Pas de danger de tout griller donc! Veuillez seulement à respecter l'intervalle de 7V à 15V (même si le régulateur peut supporter plus, pas la peine de le retrancher dans ses limites) [16].

## Circuit de mise en forme des signaux électrophysiologiques

---

- Visualisation

Les trois “points blancs” entourés en rouge (4) sont en fait des LED dont la taille est de l'ordre du millimètre. Ces LED servent à deux choses :

Celle tout en haut du cadre : elle est connectée à une broche du microcontrôleur et va servir pour tester le matériel. Nota: Quand on branche la carte au PC, elle clignote quelques secondes.

Les deux LED du bas du cadre : servent à visualiser l'activité sur la voie série (une pour l'émission et l'autre pour la réception). Le téléchargement du programme dans le microcontrôleur se faisant par cette voie, on peut les voir clignoter lors du chargement [16].

- Les entrées/ sorties : (en 5a et 5b)

C'est par ces connexions que le microcontrôleur est relié au monde extérieur. Une carte Arduino standard est dotée de 6 entrées analogiques. 14 entrées/sorties numériques dont 6 peuvent assurer une sortie PWM. Les entrées analogiques lui permettent de mesurer une tension variable (entre 0 et 5V) qui peut provenir de capteurs ou d'interfaces divers (potentiomètre, etc.). Les entrées/sorties numériques reçoivent ou envoient des signaux «0» ou «1» traduits par 0 ou 5V. On décide du comportement de ces connecteurs en général dans l'initialisation du programme mais ils peuvent être aussi changés dans le corps du programme. [10]

### II.9 CONCLUSION :

Ce chapitre représente une étude de différents étages de circuit réalisé. Une description générale de la carte Arduino faite dans ce chapitre. Le circuit électronique réalisé et les mesures analogiques et numériques vont présenter chapitre suivant.

# Chapitre III

## Mesures et resultats

# Circuit de mise en forme des signaux électrophysiologiques

## III.1 Introduction

Ce chapitre est consacré pour la réalisation pratique des différents étages décrits dans le chapitre précédent. Rappelons que le circuit à réaliser est constitué des électrodes à usage unique, un étage d'amplification et un étage de filtrage. La partie conversion analogique numérique est assurée à l'aide de la carte Arduino.

Le schéma de circuit réalisé présente dans la figure suivant :

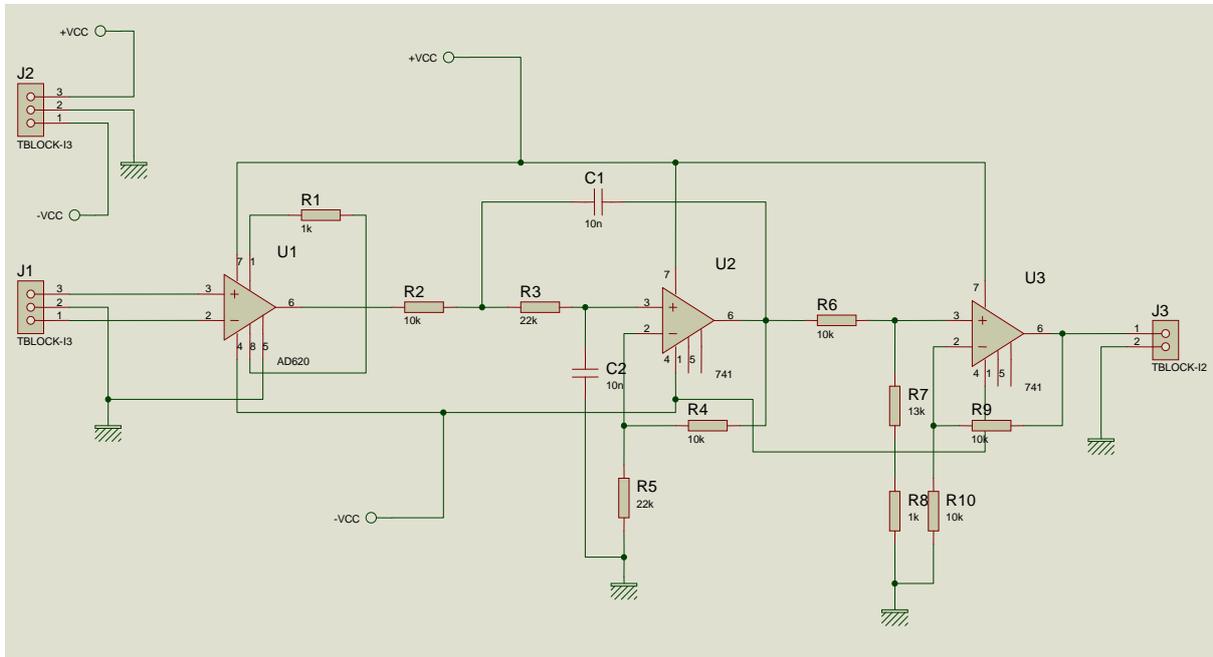


Figure III.1 circuit de mise en forme de signaux électrophysiologiques

Les figure III.2 et III.3 représente le circuit imprimé du circuit de mise en forme des signaux électrophysiologiques.

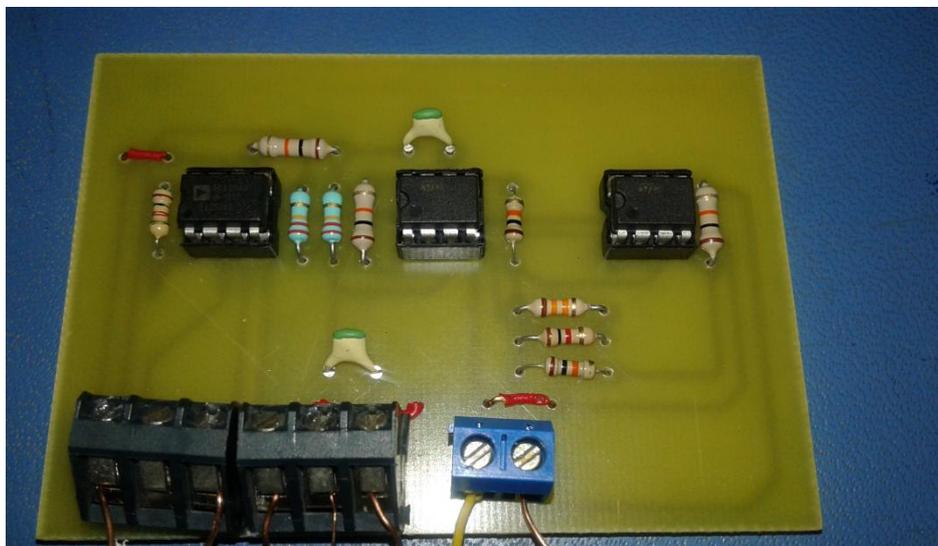


Figure III.2 circuit imprimé de mise en forme de signaux électrophysiologiques



Figure III.3 Circuit imprimé du circuit d'offset

## III.2 Etage de pré-amplification :

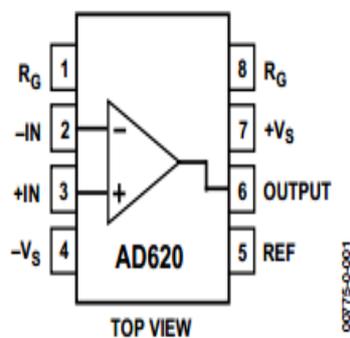
Comme il était indiqué dans le chapitre précédent, nous avons utilisé un amplificateur d'instrumentation de type **Ad620** (voir le diagramme dans le figure III.2)

Le gain désiré est déterminable à partir d'une résistance externe selon la formule suivante.

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

Lorsque on utilise une résistance de **1 k $\Omega$** , un gain de **50,4** est obtenu.

### CONNECTION DIAGRAM



La figure III.4 diagramme d'AD620

Fonction de transfert de deuxième étage (le filtre) est  $T(p) = \frac{k}{1 + R^2 c_1 c_2 P^2 + c_1 c_2 R p (3 - k)}$

Avec fréquence de coupure  $\frac{1}{2\pi c_1 c_2 R}$

# Circuit de mise en forme des signaux électrophysiologiques

L'amplification de dernier étage est un amplificateur non inverseur de gain  $G = 1 + \frac{R8}{R7} = 2$

## III.3 Mesures et interprétations :

### III.3.1 Mesure d'ECG :

Les deux électrodes qui sont reliées à les deux entrée de l'amplificateur d'instrumentation au notre sujet. L'une des électrodes est placée sur l'avant-bras gauche, la deuxième sur l'avant-bras droit et La troisième électrode sur le pied droit. ( la figure ci-dessous).

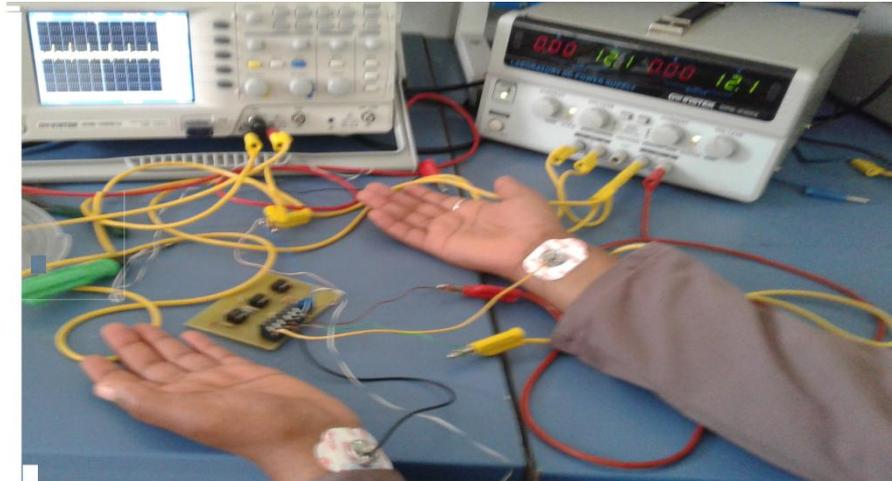
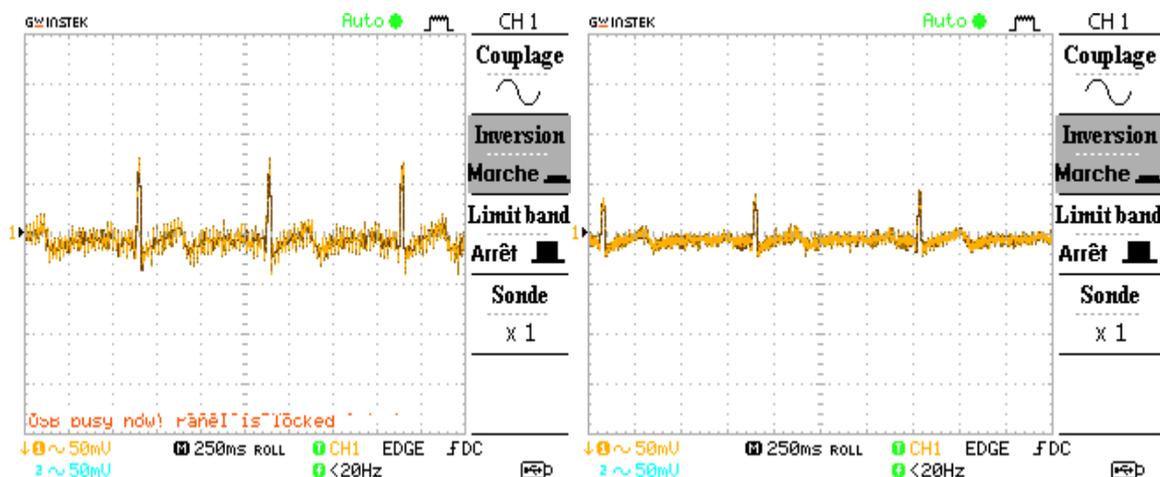


Figure III.5 : Emplacement des électrodes pour mesure d'ECG

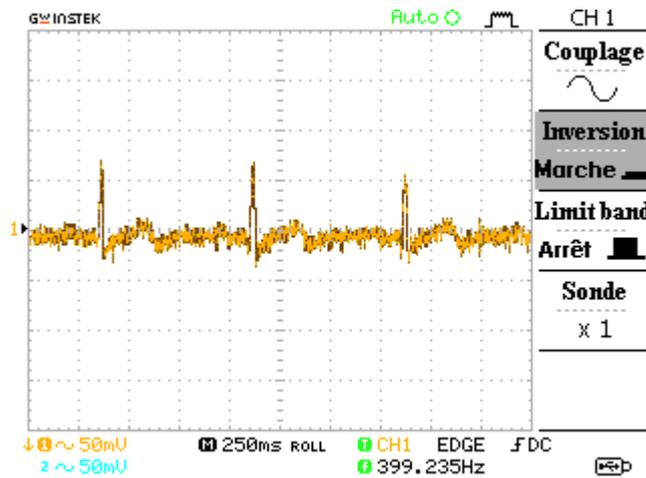
Les figures suivantes représentent les signaux ECG des quatre sujets sains.



(a)

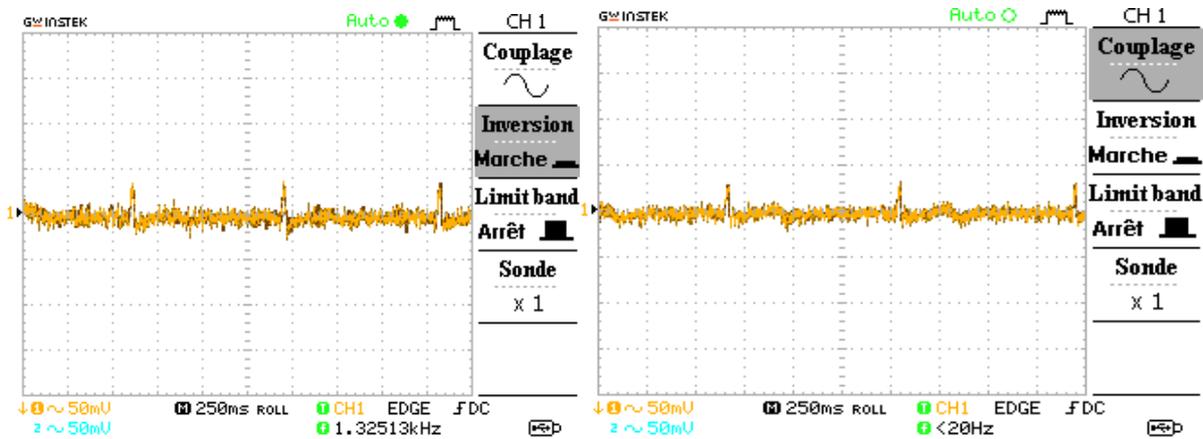
(b)

# Circuit de mise en forme des signaux électrophysiologiques



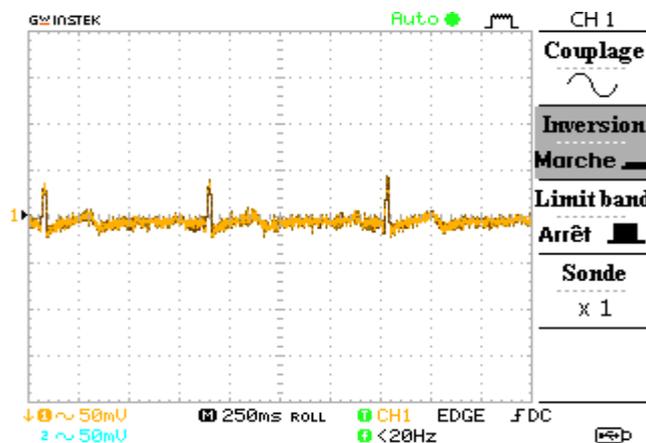
(c)

Figure III.6 : (a) : signal détecté à la sortie de l'amplificateur d'instrumentation, (b) : signal détecté après le filtrage, (c) ; signal détecté après l'amplification (sujet 1)



(a)

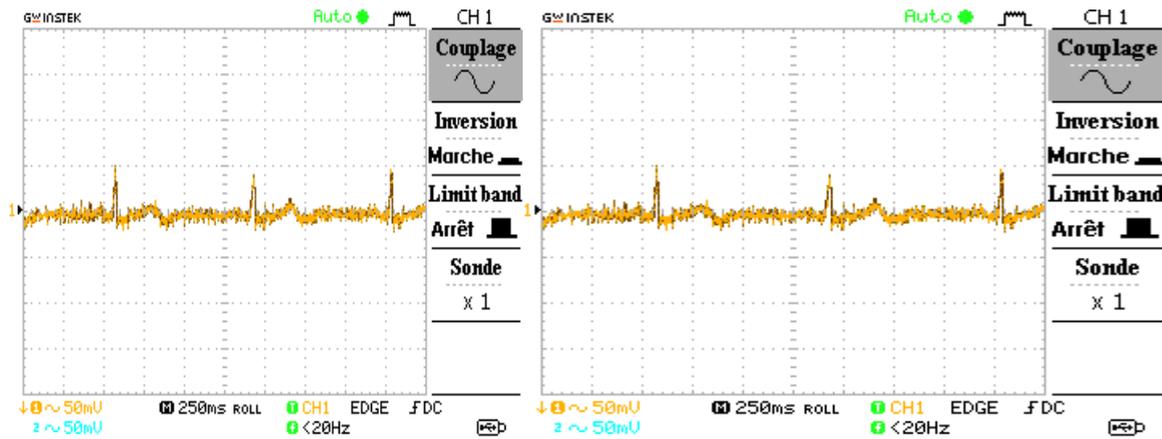
(b)



(c)

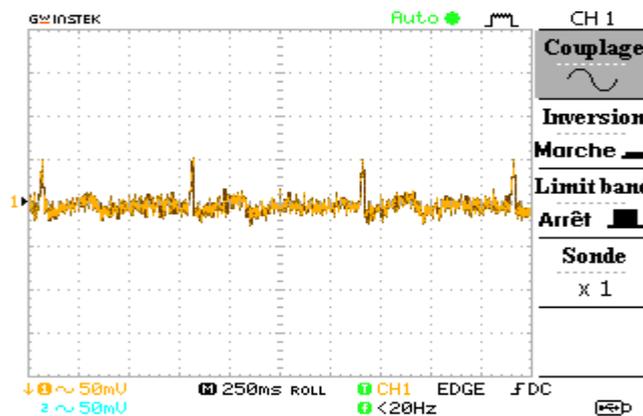
Figure III.7 ; (a) : signal détecté à la sortie de l'amplificateur d'instrumentation, (b) : signal détecté après le filtrage, (c) ; signal détecté après l'amplification (sujet 2)

# Circuit de mise en forme des signaux électrophysiologiques



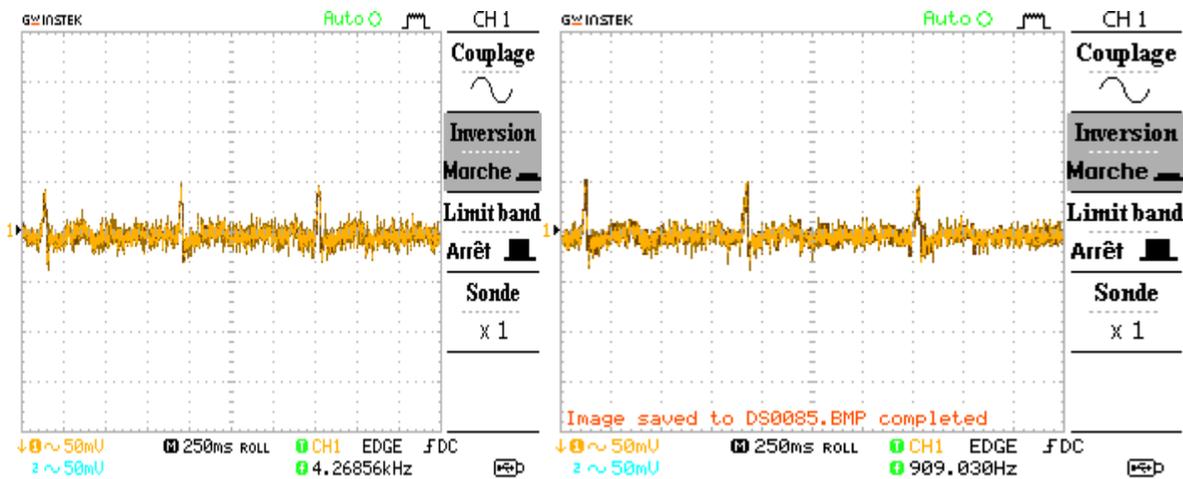
(a)

(b)



(c)

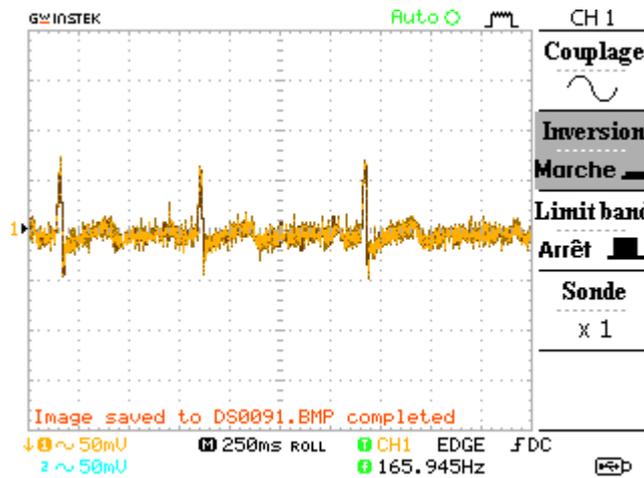
Figure III.8 ; (a) : signal détecté à la sortie de l'amplificateur d'instrumentation, (b) : signal détecté après le filtrage, (c) ; signal détecté après l'amplification (sujet 3)



(a)

(b)

# Circuit de mise en forme des signaux électrophysiologiques



(c)

Figure III.9 ; (a) : signal détecté à la sortie de l'amplificateur d'instrumentation, (b) :signal détecté après le filtrage, (c) ; signal détecté après l'amplification (sujet 4)

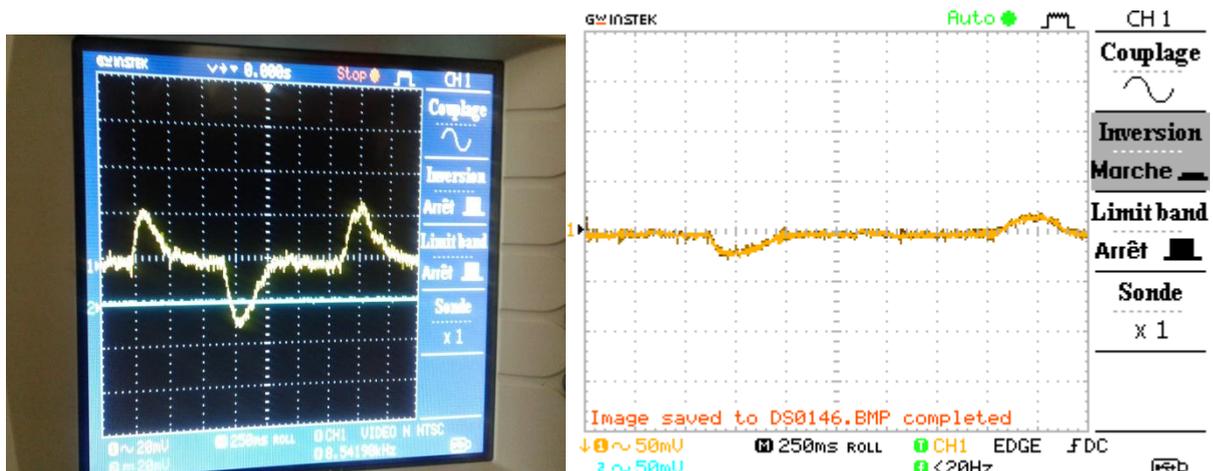
Le ECG est varié d'une personne à l'autre car il dépend de l'état de personne et la perturbation par certain facteur comme la respiration, le mouvement de sujet..... etc.

On constate que le signal à la sortie de l'amplificateur d'instrumentation est très bruité. Le signal bruité est filtré. Ceci implique l'utilisation d'un autre étage d'amplification. A la sortie de ce deuxième étage d'amplification l'amplitude de signal est amplifiée qui donne une bonne visualisation de signal ECG.

On constate aussi que le signal n'est pas vraiment bien filtré à cause de l'environnement de l'laboratoire qui est très bruité notamment le bruit du réseau (50hz), les matériels et les câbles utilisé, son mauvais contact avec la peau, la respiration et l'activité musculaire de personne.

### III.3.2 Mesure d'EOG :

En disposant les paires d'électrodes au niveau des Canth latéraux gauche et droit de l'œil et en utilisant une électrode de référence sur le tampon. Et on détecte le signal EOG pour plusieurs personnes. Les résultats obtenues sont illustrés sur les figures suivantes



# Circuit de mise en forme des signaux électrophysiologiques

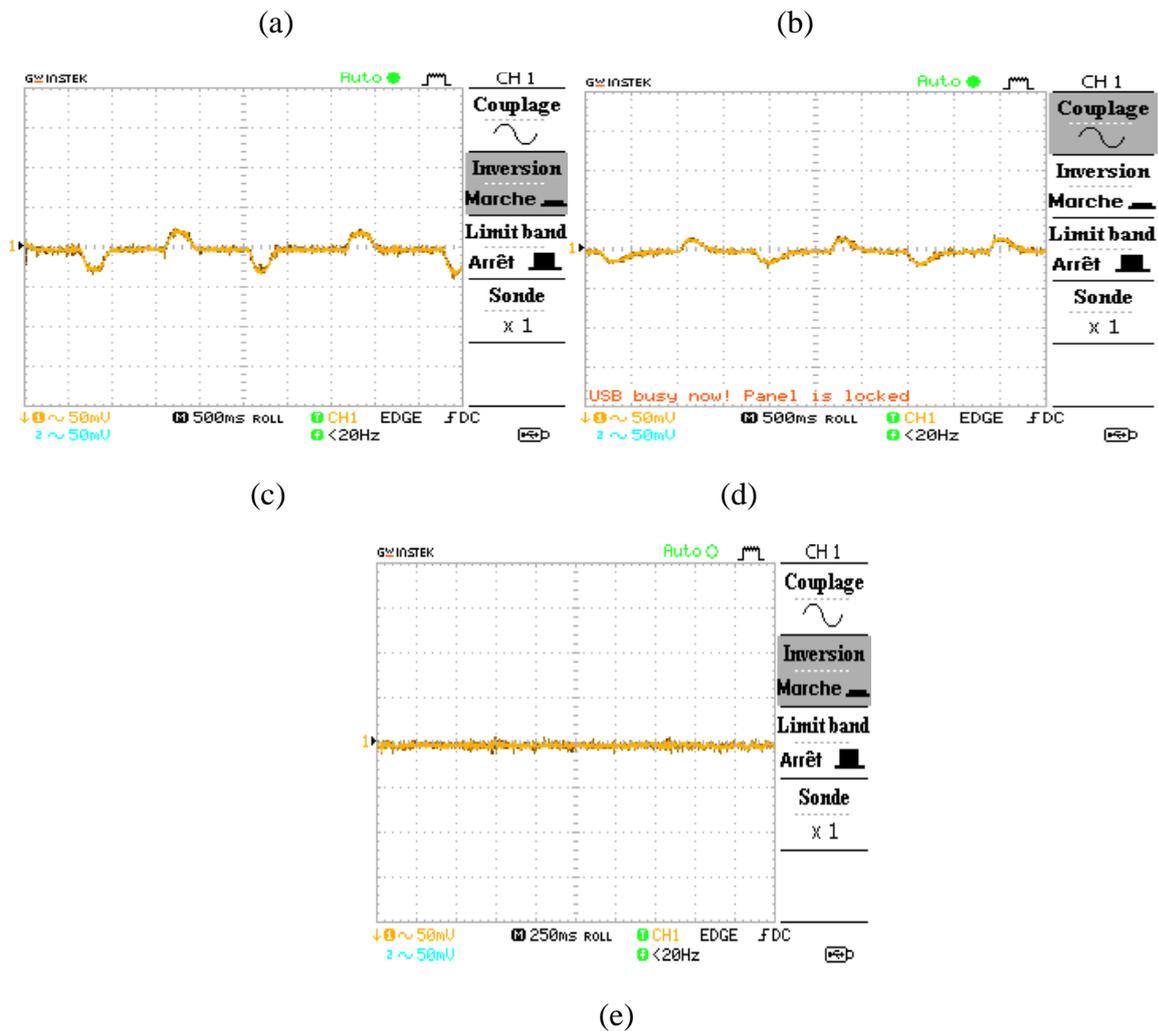


Figure III. 10 (a), (b), (c), (d), (e) représente le signal d'EOG pour plusieurs personnes avec variation de la position de l'œil

La mesure a été faite sur plusieurs personnes. Lorsque d'un Gauche regard, l'œil se déplace de la position centrale vers électrode gauche (La cornée approche de l'électrode à proximité de l'angle externe de l'œil gauche), ce qui entraîne une variation négative de tendance à la différence de potentiel enregistrée. Lorsque d'un droit regard, l'œil se déplace de la position centrale vers électrode droite (La cornée approche de l'électrode à proximité de l'angle externe de l'œil droit), ce qui entraîne une variation positive de tendance à la différence de potentiel enregistrée. Aussi que le potentiel de repos est constant (lorsque l'œil est fermé ou fixé tout droit).

### III.3.3 Mesure d'EMG

Deux électrodes de surface sont placées entre la jonction neuromusculaire (la zone d'innervation) et le tendon (la zone terminale), elles sont séparées par une distance Approximativement égale à 2cm.

L'électrode de référence doit être placée dans une zone neutre électriquement (comme

# Circuit de mise en forme des signaux électrophysiologiques

L'os).

Les figures suivantes représentent les enregistrements des signaux EMG pour trois sujets normaux.

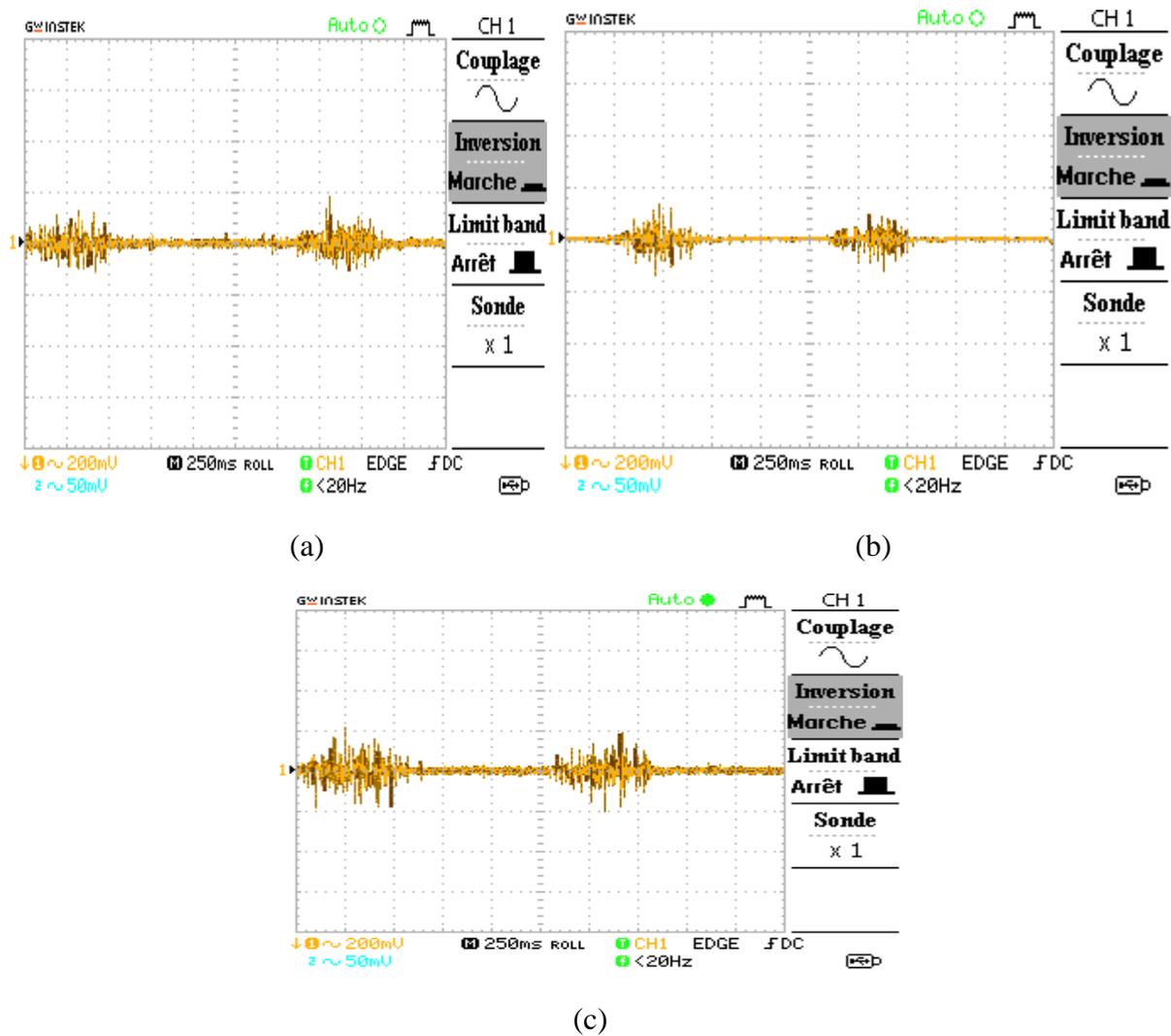
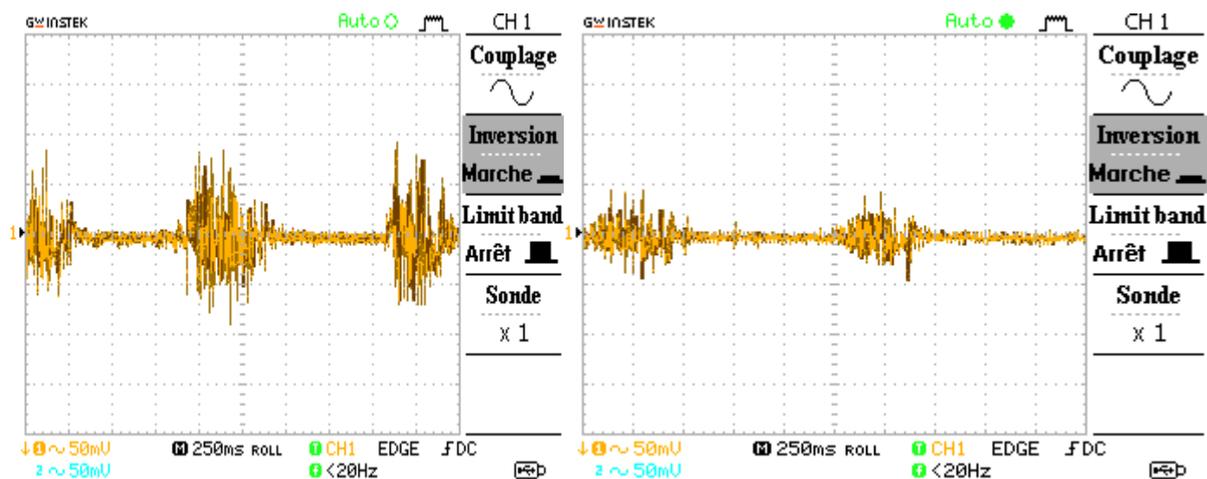


Figure III. 11 ; (a) : signal détecté à la sortie de l'amplificateur d'instrumentation, (b) :signal détecté après le filtrage, (c) ; signal détecté après l'amplification (patient 1)



# Circuit de mise en forme des signaux électrophysiologiques

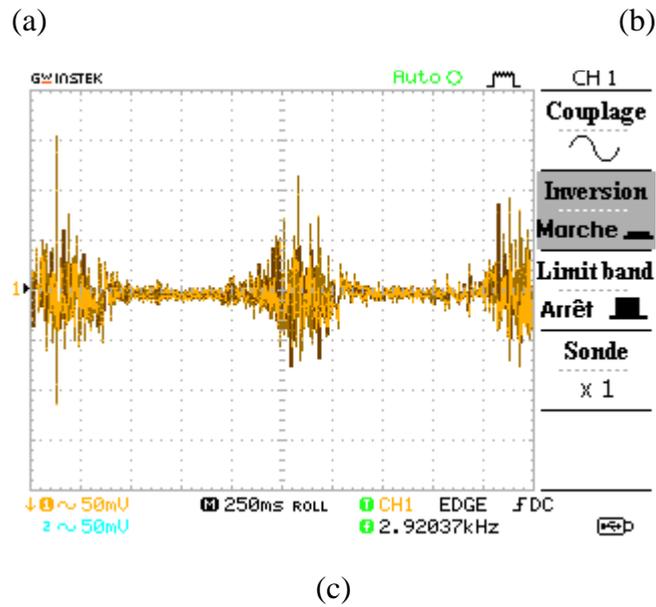
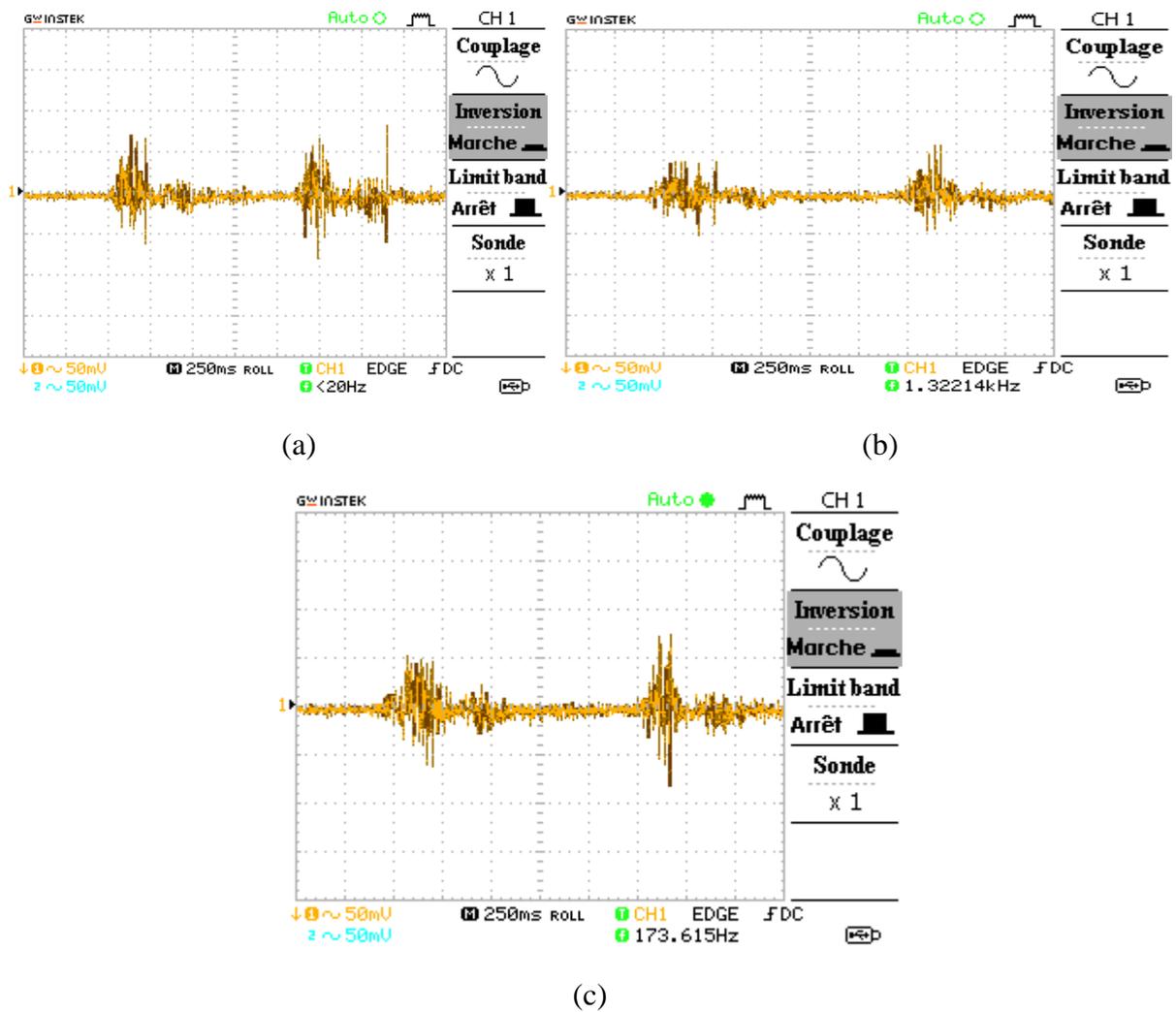


Figure III.12 ; (a) : signal EMG détecté à la sortie de l'amplificateur d'instrumentation, (b) : signal détecté après le filtrage, (c) ; signal détecté après l'amplification (patient 2)



# Circuit de mise en forme des signaux électrophysiologiques

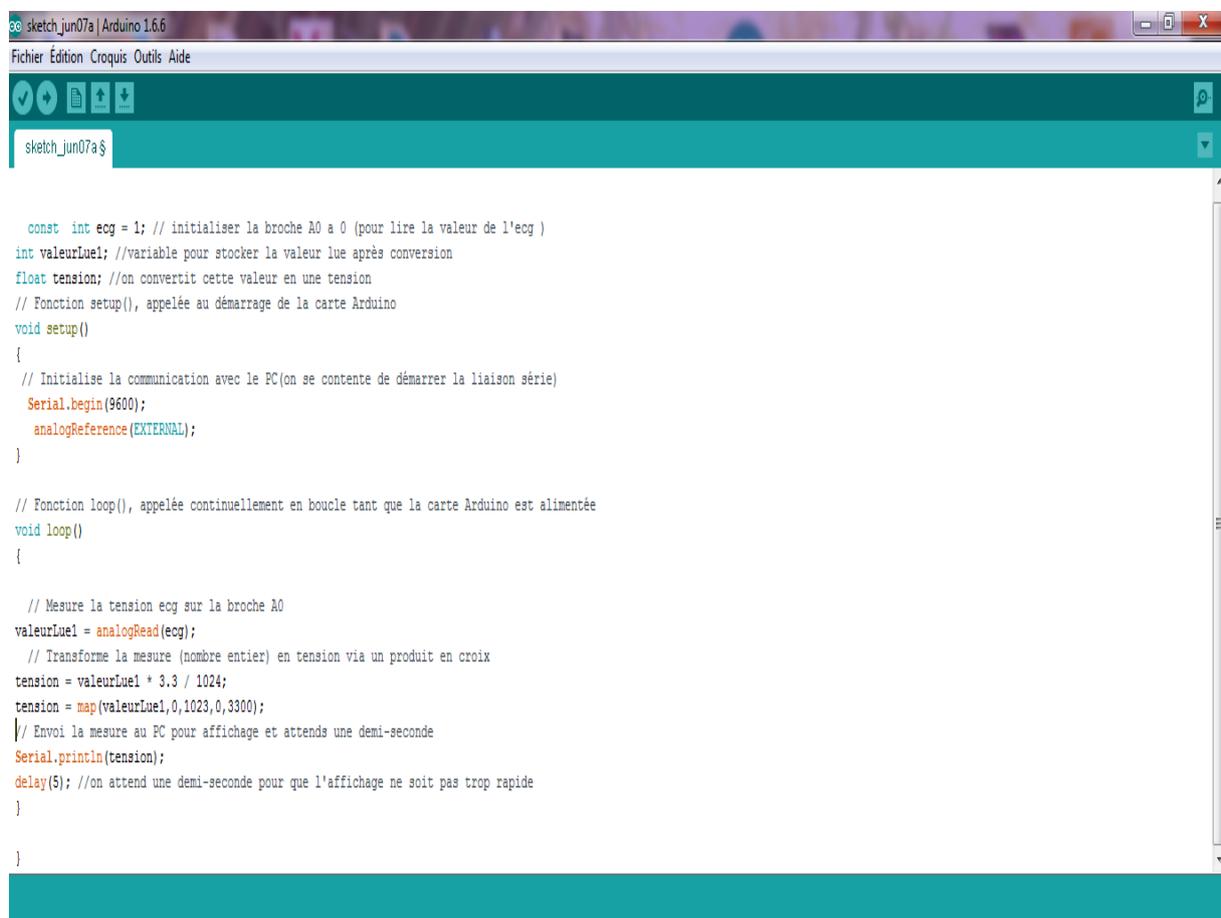
Figure III.13 ; (a) : signal EMG détecté à la sortie de l'amplificateur d'instrumentation, (b) : signal détecté après le filtrage, (c) ; signal détecté après l'amplification (patient 3)

Le signal EMG détecté passe par l'amplificateur d'instrumentation. On constate que le signal à la sortie de l'amplificateur d'instrumentation est très bruité, puis on remarque que l'étage de filtrage filtre les bruits mais il atténue le bruit. A la sortie du deuxième étage d'amplification l'amplitude de signal est amplifiée qui nous permet une bonne visualisation de signal EMG.

## III. 4 Phase de digitalisation

Les trois signaux ECG, EOG et EMG mesurés par les circuits décrits auparavant ont la propriété d'être continus pour passer des grandeurs du monde réel (analogiques) à celles gérées par le microordinateur (numérique). Il y a une nécessité de réaliser une conversion analogique numérique. La conversion se fait à l'aide de la carte Arduino.

Le programme Arduino qui permet de faire cette conversion est illustrée sur la figure suivante.



```
const int eog = 1; // initialiser la broche A0 a 0 (pour lire la valeur de l'eog)
int valeurLue1; //variable pour stocker la valeur lue après conversion
float tension; //on convertit cette valeur en une tension
// Fonction setup(), appelée au démarrage de la carte Arduino
void setup()
{
  // Initialise la communication avec le PC(on se contente de démarrer la liaison série)
  Serial.begin(9600);
  analogReference(EXTERNAL);
}

// Fonction loop(), appelée continuellement en boucle tant que la carte Arduino est alimentée
void loop()
{
  // Mesure la tension eog sur la broche A0
  valeurLue1 = analogRead(eog);
  // Transforme la mesure (nombre entier) en tension via un produit en croix
  tension = valeurLue1 * 3.3 / 1024;
  tension = map(valeurLue1, 0, 1023, 0, 3300);
  // Envoi la mesure au PC pour affichage et attends une demi-seconde
  Serial.println(tension);
  delay(5); //on attend une demi-seconde pour que l'affichage ne soit pas trop rapide
}
}
```

Figure III.14. Programme Arduino .

On constate que les ondes du signal ECG numérisé sont préservées. On remarque aussi que les bruits sont réduits et le signal est de bonne qualité.

# Circuit de mise en forme des signaux électrophysiologiques

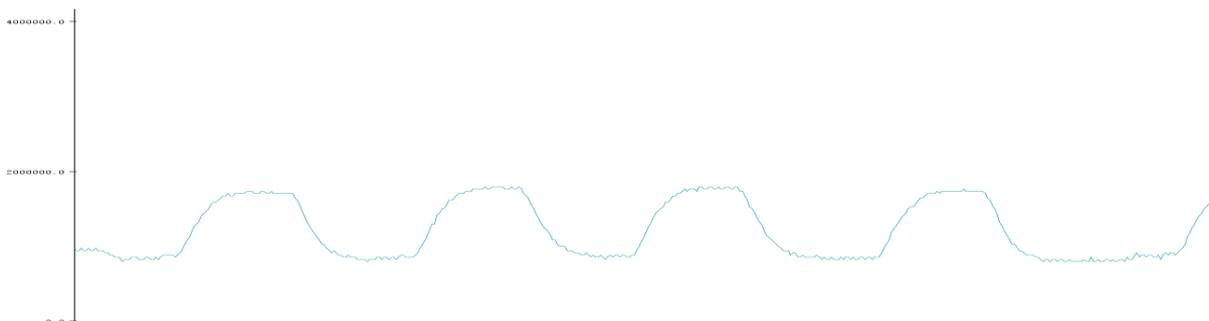


Figure III.15 Signal numérique d'ECG pour sujet 1



Figure III.16. Signal d'ECG pour sujet2

Les figures suivantes représentent les signaux EOG digitalisés pour trois sujets différents. Les mêmes constatations faites dans le cas du signal ECG, sont vraies dans le cas de ce deuxième signal physiologique.



# Circuit de mise en forme des signaux électrophysiologiques

Figure III.17 Signal de EOG pour droit regard affiché par la carte Arduino

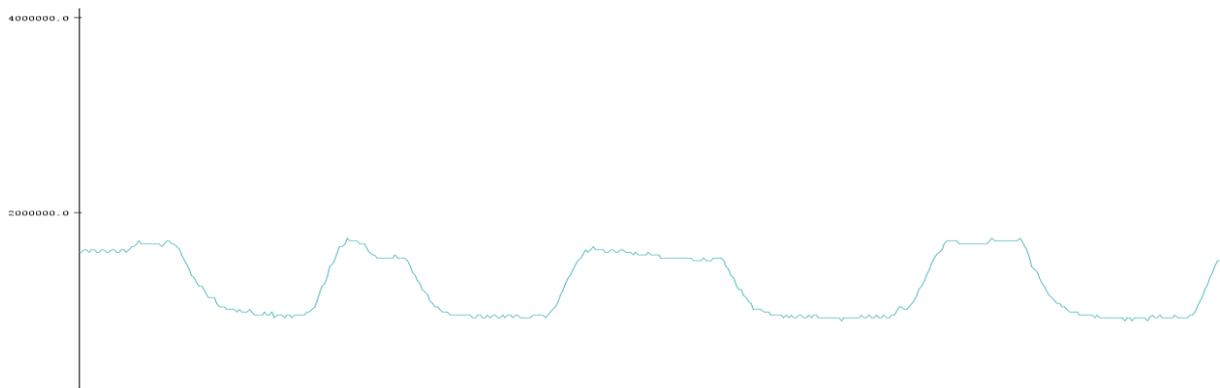


Figure III.18 Signal de EOG t pour gauche regard affiché par la carte Arduino

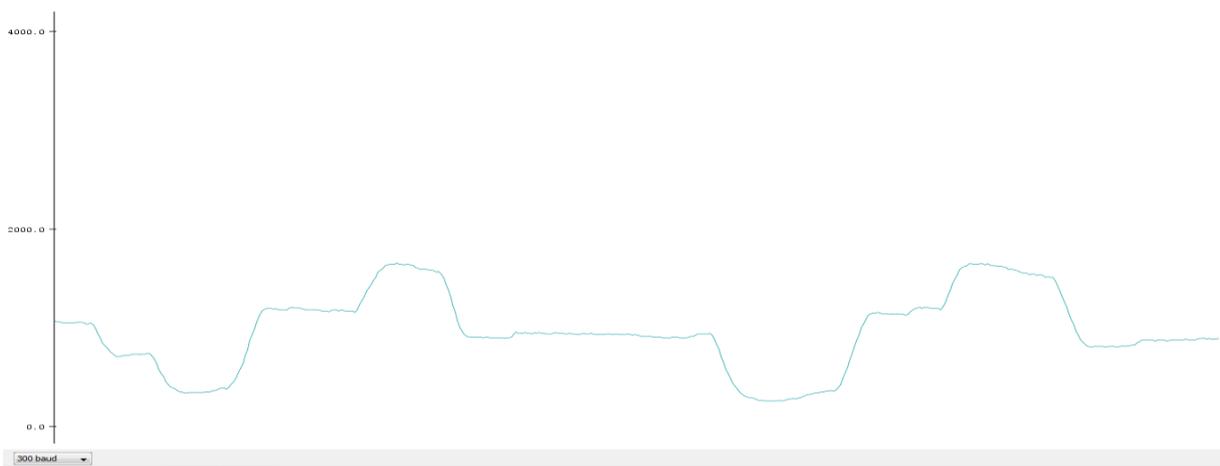


Figure III.19 Signal de EOG pour gauche regard et droit regard affiché par la carte Arduino

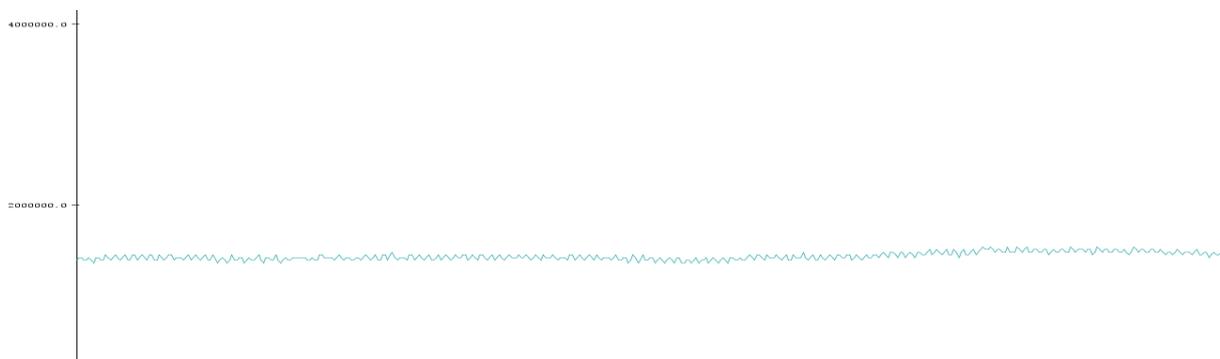


Figure III.20 Signal de EOG lorsque l'œil est ferme ou fixé tout droit affiché par la carte Arduino.

Les dernières figures représentent les signaux EMG numérisés. Malheureusement, on constate une déformation de ce signal. L'allure du signal analogique n'est pas préservée. Malheureusement, nous n'avons pas trouvé aucune explication pour cette déformation.

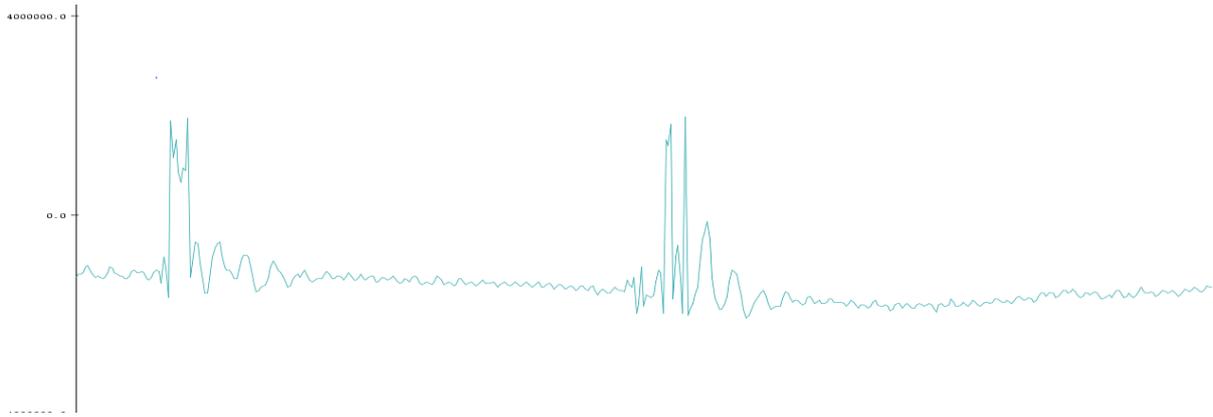


Figure III.21 Signal numérique d'EMG pour le sujet1

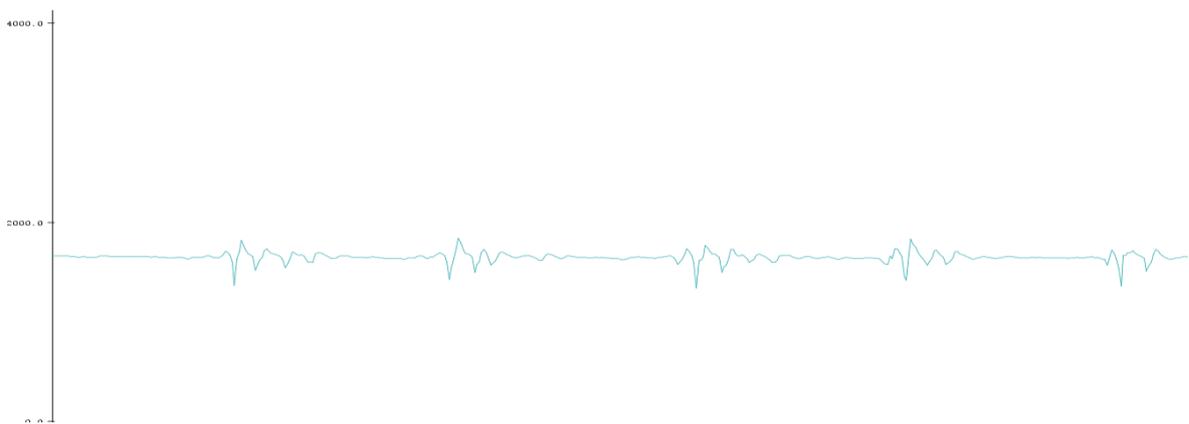


Figure III.22 Signal numérique d'EMG Pour le sujet 2



Figure III.23 Signal numérique d'EMG pour le sujet 3.

### III. 5 Conclusion

Dans ce chapitre, la réalisation pratique du circuit de mise en forme a été faite. Le circuit est constitué d'un étage de pré-amplification, étage de filtrage et un étage d'amplification. En effet, cette dernière amplification a permis d'amplifier les signaux atténués à la sortie du filtre. Les signaux analogiques sont par la suite numérisés à l'aide de la carte Arduino. Cette

## Circuit de mise en forme des signaux électrophysiologiques

---

digitalisation a été correctement faite pour les deux signaux ECG et EOG. Malheureusement, celle du signal EMG nécessite plus d'efforts.

## CONCLUSION

ce projet permet de comprendre l'origine des signaux électrophysiologiques (électrocardiogramme (ECG) , électrooculogramme(EOG) et électromyogramme(EMG) qui donne une information essentielle dans le diagnostic des anomalies cardiaque ,oculaire et cérébrale. Il permet aussi d'aborder quelque aspect de l'instrumentation médicale.

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

D'après ce que nous avons constaté, malgré que le circuit dispose d'amplificateur d'instrumentation avec TRMC élevé, à la sortie de l'étage de filtration, les signaux obtenue n'est pas net (contienne un peu de bruit). Ceci est dû aux bruits de l'environnement expérimental, les électrodes jetables ...etc.

La digitalisation a été correctement faite pour les deux signaux ECG et EOG. Malheureusement, celle du signal EMG nécessite plus d'efforts.

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

## Les références

- [1] : [20] <http://WWW.corpshumain.ca/Neurone.php>
- [2] : Bachir M'Hamed Saadi « Etudes et réalisation d'un amplificateur de signaux électrophysiologiques » Mémoire de master génie biomédical université de TLEMCEM, 2011-2012
- [4] : <http://www.neur-one.fr> RYCAJAL@aol.com 09/10/2009 neurosciences comportements (PDF)
- [5] : <http://cours-psycho.com/2008/02/cellule-nerveuse>
- [6] : M Arbatni Khaled Thème Réseaux de neurones appliqués à l'analyse et à la modélisation non linéaire du signal ECG MEMOIRE DE MAGISTER Option Traitement du Signal. Soutenu le : 17/12/2007.
- [7] : Cours de TP signaux physiologique University de tlemcen 2014/2015
- [8] ressources scientifique « anatomie de l'œil » PDF.
- [9] AL7SN12TEPA0013 Séquence 8 \_SN 12 cned-Académie en ligne pdf.
- [10] KASSOU Ottomane et RAHMANI Youssef « ETUDE ET REALISATION D'UN SYSTEME D'ACQUISITION DU SIGNAL EMG PAR BLUETOOTH » mémoire de master génie biomédical en 22 mai 2015
- [11] : BELAIDE BOUMEDYENNE "Etude et réalisation d'une carte d'acquisition des signaux EMG et EEG-en temps réel" , Mémoire de Master-université de TLEMCEM, 2013-2014.
- [12] SAMIR BOUKHENOUS-MOKHTAR ATTARI-NASERA MEZIANE-YOUSEF REMRAM-ABDELAH KAHLA, " conditionnement du signal physiologique EMG " , BIOMEIC, TLEMCEM 2011-2012.
- [13] Talbi zakarya mémoire de « conception et réalisation de circuit de mise en forme de biopotentiels » soutenus juin 2008.
- [14] MedZAHAK JAMAL " Signal Acquisition Using Surface EMG and Circuit Design Considerations for Robotic Prosthesis " 2011.
- [15] HUACAO " Modélisation et évaluation expérimentale de la relation entre le signal

## Circuit de mise en forme des signaux électrophysiologiques

---

EMG de surface et la force musculaire ",Thèse Doctorat-Université de Technologie de COMPIEGNE, 2010.

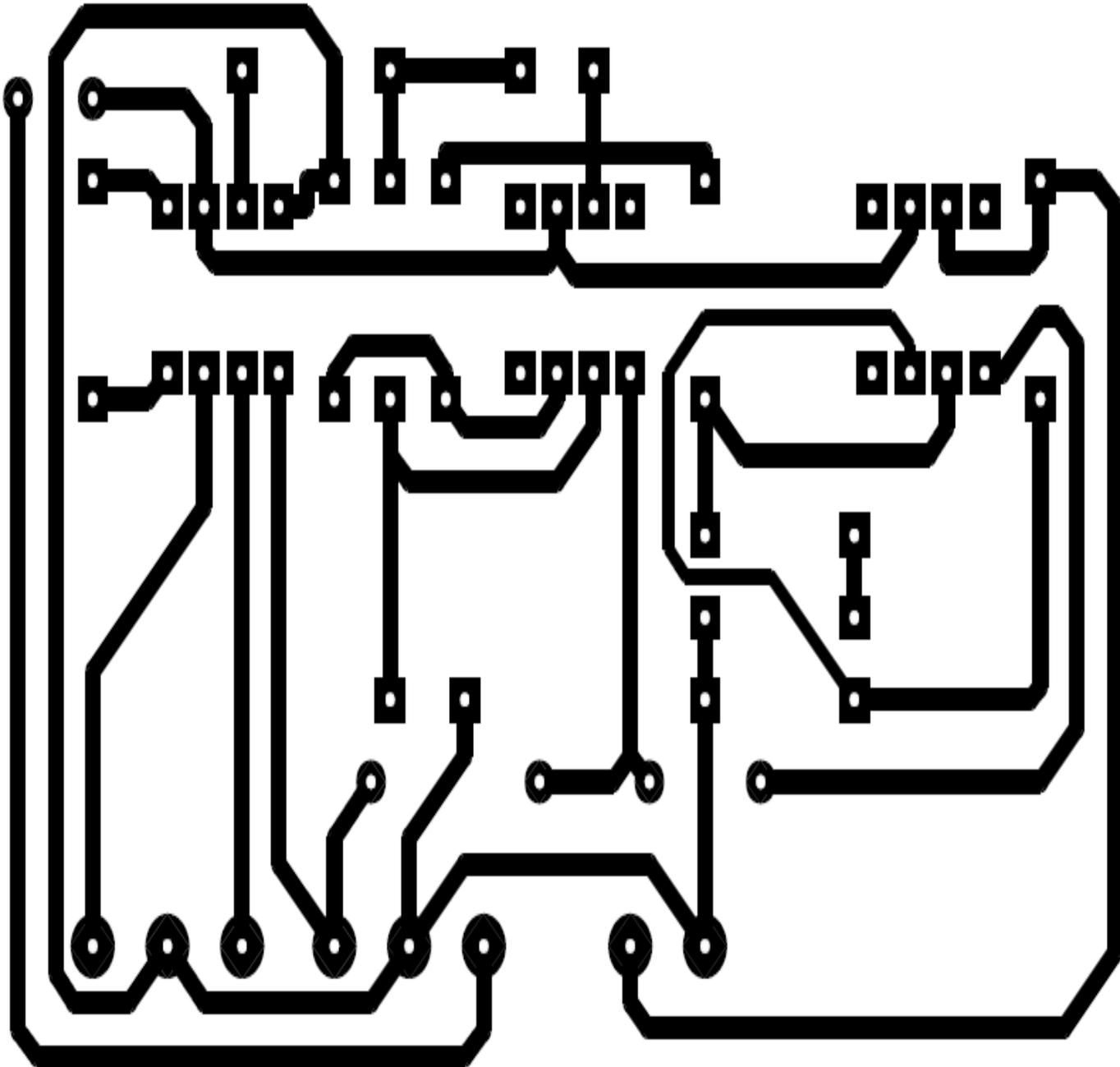
[16] <https://Zestedesavoir.com/tutoriels/pdf/686/>.

[17] [http:// WWW.louisreynier.com/fichiers/](http://WWW.louisreynier.com/fichiers/) pdf.

[18] <http://oli.lab.perso.sfr.fr/cours%20Arduino.pdf>.

## Annexes

Circuit imprimé de notre travail







## Low Cost Low Power Instrumentation Amplifier

### AD620

#### FEATURES

##### Easy to use

Gain set with one external resistor  
(Gain range 1 to 10,000)

Wide power supply range ( $\pm 2.3$  V to  $\pm 18$  V)

Higher performance than 3 op amp IA designs

Available in 8-lead DIP and SOIC packaging

Low power, 1.3 mA max supply current

##### Excellent dc performance (B grade)

50  $\mu$ V max, input offset voltage

0.6  $\mu$ V/ $^{\circ}$ C max, input offset drift

1.0 nA max, input bias current

100 dB min common-mode rejection ratio (G = 10)

##### Low noise

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

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

##### Excellent ac specifications

120 kHz bandwidth (G = 100)

15  $\mu$ s settling time to 0.01%

#### APPLICATIONS

##### Weigh scales

##### ECG and medical instrumentation

##### Transducer interface

##### Data acquisition systems

##### Industrial process controls

##### Battery-powered and portable equipment

#### CONNECTION DIAGRAM

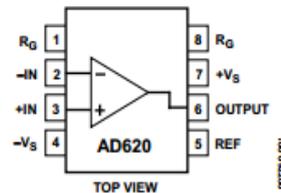


Figure 1. 8-Lead PDIP (N), CERDIP (Q), and SOIC (R) Packages

#### PRODUCT DESCRIPTION

The AD620 is a low cost, high accuracy instrumentation amplifier that requires only one external resistor to set gains of 1 to 10,000. Furthermore, the AD620 features 8-lead SOIC and DIP packaging that is smaller than discrete designs and offers lower power (only 1.3 mA max supply current), making it a good fit for battery-powered, portable (or remote) applications.

The AD620, with its high accuracy of 40 ppm maximum nonlinearity, low offset voltage of 50  $\mu$ V max, and offset drift of 0.6  $\mu$ V/ $^{\circ}$ C max, is ideal for use in precision data acquisition systems, such as weigh scales and transducer interfaces.

Furthermore, the low noise, low input bias current, and low power of the AD620 make it well suited for medical applications, such as ECG and noninvasive blood pressure monitors.

The low input bias current of 1.0 nA max is made possible with the use of Superbeta processing in the input stage. The AD620 works well as a preamplifier due to its low input voltage noise of 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$  at 1 kHz, 0.28  $\mu$ V p-p in the 0.1 Hz to 10 Hz band, and 0.1 pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$  input current noise. Also, the AD620 is well suited for multiplexed applications with its settling time of 15  $\mu$ s to 0.01%, and its cost is low enough to enable designs with one in-amp per channel.

Table 1. Next Generation Upgrades for AD620

Part	Comment
AD8221	Better specs at lower price
AD8222	Dual channel or differential out
AD8226	Low power, wide input range
AD8220	JFET input
AD8228	Best gain accuracy
AD8295	+2 precision op amps or differential out
AD8429	Ultra low noise

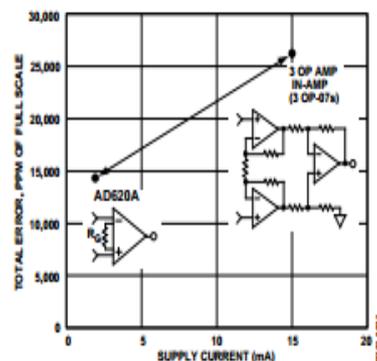


Figure 2. Three Op Amp IA Designs vs. AD620

#### Rev. H

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.

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.  
Tel: 781.329.4700 [www.analog.com](http://www.analog.com)  
Fax: 781.326.8703 © 2003–2011 Analog Devices, Inc. All rights reserved.



## Precision V-I Converter

The AD620, along with another op amp and two resistors, makes a precision current source (Figure 40). The op amp buffers the reference terminal to maintain good CMR. The output voltage,  $V_x$ , of the AD620 appears across  $R_1$ , which converts it to a current. This current, less only the input bias current of the op amp, then flows out to the load.

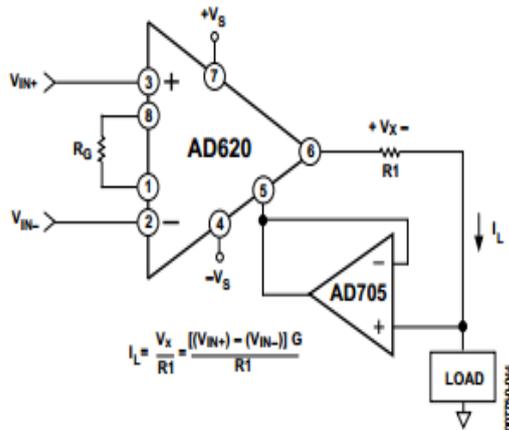


Figure 40. Precision Voltage-to-Current Converter (Operates on 1.8 mA,  $\pm 3$  V)

## GAIN SELECTION

The AD620 gain is resistor-programmed by  $R_G$ , or more precisely, by whatever impedance appears between Pins 1 and 8. The AD620 is designed to offer accurate gains using 0.1% to 1% resistors. Table 5 shows required values of  $R_G$  for various gains. Note that for  $G = 1$ , the  $R_G$  pins are unconnected ( $R_G = \infty$ ). For any arbitrary gain,  $R_G$  can be calculated by using the formula:

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

## INPUT AND OUTPUT OFFSET VOLTAGE

The low errors of the AD620 are attributed to two sources, input and output errors. The output error is divided by  $G$  when referred to the input. In practice, the input errors dominate at high gains, and the output errors dominate at low gains. The total  $V_{os}$  for a given gain is calculated as

$$\text{Total Error RTI} = \text{input error} + (\text{output error}/G)$$

$$\text{Total Error RTO} = (\text{input error} \times G) + \text{output error}$$

## REFERENCE TERMINAL

The reference terminal potential defines the zero output voltage and is especially useful when the load does not share a precise ground with the rest of the system. It provides a direct means of injecting a precise offset to the output, with an allowable range of 2 V within the supply voltages. Parasitic resistance should be kept to a minimum for optimum CMR.

## INPUT PROTECTION

The AD620 safely withstands an input current of  $\pm 60$  mA for several hours at room temperature. This is true for all gains and power on and off, which is useful if the signal source and amplifier are powered separately. For longer time periods, the input current should not exceed 6 mA.

For input voltages beyond the supplies, a protection resistor should be placed in series with each input to limit the current to 6 mA. These can be the same resistors as those used in the RFI filter. High values of resistance can impact the noise and AC CMRR performance of the system. Low leakage diodes (such as the BAV199) can be placed at the inputs to reduce the required protection resistance.

## ملخص:

هذه المذكرة تتضمن تطوير ودراسة دارة الكترونية خاصة بالتقاط ومعالجة الكمونات البيو طبية(اشاره القلب العين والعضلات) قياس هذه الكمونات يتم عبر تضخيمها وترشيحها يمكن استخدام هذه الدارة المنجزة في وظائف تجهيزية اخرى وايضا يمكن استخدامها في مخابر الدراسة والبحث العلمي

## Résume :

Ce mémoire consiste à la conception et la réalisation d'une carte électronique pour mise en forme des signaux électrophysiologiques (ECG, EOG et EMG). La mesure de ces signaux sont faite à l'aide d'un amplificateur d'instrumentation qui mesure la différence de potentiel entre deux électrodes, puis le signal est filtré et amplifié. Cette carte électronique réalisé peut être utilisé dans autre fonctions d'instrumentation aussi on peut utiliser dans laboratoire d'étude et de recherche.

Les mots clé : amplificateur d'instrumentation, filtre, électrocardiogramme (ECG), électrooculogramme(EOG), électromyogramme(EMG).

## Abstract:

This work consists of the design and implementation of an electronic card for measurements of biopotentials (ECG, EOG and EMG). Measuring of this signals made by using an instrumentation amplifier which measures the difference potential between two electrodes, there after the signal is filtered and amplified. This electronic card is to be used in the laboratory of biomedical electronics for recherche and didactical purpose.

Key words: instrumentation amplifier, filtre, electrocardiogram(ECG) ,electrooculogram (EOG), electromyogram(EMG).