

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

République Algérienne démocratique et populaire

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique

جامعة سعد دحلب البليدة

Université SAAD DAHLAB de BLIDA

كلية التكنولوجيا

Faculté de Technologie

قسم الإلكترونيك

Département d'Électronique



## Mémoire de Master

Filière Électronique  
Spécialité Instrumentation

présenté par

MEGROUS AMINA

&

AZOUZ AYOUB

---

# Conception d'un système d'acquisition des signaux bio potentiels

---

Proposé par : Mr. KHORISSI Nasreddine

Mr.BENSELAMA Zoubir

Année Universitaire 2021-2022

## **Remerciements**

---

*En ce moment, considéré comme l'un des moments les plus honorables et les plus précieux de la vie de tout étudiants, nous ne pouvons d'écrire sur cette page les phrases les plus sincères et les mots les plus sincères.*

*Avant tout, nous remercions Dieu, le Tout Puissant, le Miséricordieux, qui nous a donné l'opportunité et la force, la capacité et la patience de mener à bien ce travail.*

*Nous tenons à exprimer nos vifs remerciements pour le respectueux encadreur Mr KHORISSI Nasereddine d'avoir accepté de nous encadrer pour notre projet de fin d'étude, ainsi que pour son soutien, ces remarques pertinentes, son encouragement, sa disponibilité, sa confiance et les conseils précieuses qui nous a prodiguer tout le long de la réalisation de notre projet ,que dieu vous préserve en bonne santé et leur accorde longue vie.*

*Nous tenons aussi remercier monsieur BEN SELAMA ZOUBIR pour toutes les remarques et les critique, que dieu vous garde.*

*Nous désirons aussi remercier monsieur CHIKHI Lazher pour son aide, ses encouragements et ses précieux conseils.*

*Nous remercions aussi monsieur YAKHLEF Farid chef de notre spécialité Pour son aide et sa disponibilité ainsi que son soutient durant notre cycle d'étude.*

*Nous tenons à remercier sincèrement les membres du jury qui nous font le grand honneur d'évaluer ce travail.*

*Nous remerciment vont également à tous ceux qui ont contribué de loin ou de près à la réalisation de ce modeste travail.*

## Dédicaces

---

*Merci Allah de m'avoir donné la capacité d'écrire et de réfléchir, la patience d'aller jusqu'au bout du rêve et du bonheur de lever mes mains vers le ciel et de dire*

*"الحمد لله"*

*Avec un énorme plaisir et un cœur ouvert et une immense joie, je dédie mon travail :*

*A la plus merveilleuse des mères, l'école de la vie qui m'a enseigné mes premiers pas. Maman, je ne connais pas une personne aussi adorable, tendre que toi, tu as été toujours à mes cotés comme un ange, me couvrant de ta tendresse et de ton amour éternel. Tes prières m'ont été d'une précieuse et m'ont permis d'atteindre le but désiré. Tous les mots du monde ne sauraient exprimer l'immense amour que je te porte puisse dieu le tout puissant te donner santé et longue vie afin que je puisse te combler à mon tour.*

*\*\*\* ma chère mère\*\*\**

*A la pyramide qui est restée inébranlable imitant le passé et vivant pour le présent, à celui qui m'a poussé en avant pour atteindre le but, qui m'a appris que la vie est un combat pour le patient, à celui qui m'a donnée tout ce qu'il possédait jusqu'à je réalise mes espoirs pour celui qui m'a élevé et améliore mon éducation à ma force et à mon soutien.*

*\*\*\* Mon chère père\*\*\**

*A mes très chères sœurs AHLEM, NASRIN et CHAIMAA, vous m'avez toujours soutenu toutes mes études je vous souhaite une vie plein de bonheur et de réussite.*

*A mon frère ZAKARIA que dieu le tout puissant vous garde et vous procure santé, bonheur et longue vie.*

*A mes proches amies AMIRA YOUSRA, pour leur soutien moral inconditionnel, pour les aides permanentes et pour leurs encouragements tout au long de mes études.*

*A mon meilleur ami ADEL pour le soutien de moral et ses encouragements dans mes moments de doute et la confiance qu'il m'a accordé.*

*A mon binôme AZOUZ AYOUB*

***Amina***

## **Dédicaces**

---

*Nous dédions ce modeste travail aux personnes les plus chers au monde.*

*Nos parents*

*Grace à leurs tendres encouragements et leurs grands sacrifices durant toute la période d'étude, ils nous ont créé le climat affectueux et propice à la poursuite de nos études.*

*Nous prions le bon dieu de veiller sur eux et de les bénir, on espérant qu'ils seront toujours fiers de nous.*

*Nos frères et sœurs,*

*Amis Pour le soutien qu'ils n'ont pas cessé de nous porter.*

*A nos professeurs*

*Leur générosité et leur soutien, nous oblige de leur témoigner nos profonds respects et nos loyales considérations.*

*A tous nos collègues*

*Ils vont trouver ici le témoignage d'une fidélité et amitiés infinies.*

*A mon binôme MEGROUS Amina*

**Ayoub**

---

## ملخص:

تتضمن هذه المذكرة دراسة دوائر استحصال بعض إشارات القدرات الحيوية البشرية: ECG ، EMG ، EOG و PPG سيتم تضخيم الإشارات من أجهزة الاستشعار باستخدام مضخم اداتي، يمكن تشكيلها وترشيحها بواسطة مرشحات مناسبة. يتم إجراء محاكاة لهذه الدوائر باستخدام المحاكى ISIS PROTUS.

الكلمات المفتاحية: القدرة الحيوية، مضخم أداتي، ترشيح

---

## Résumé :

Ce mémoire comporte l'étude des circuits d'acquisition de quelques signaux bio potentiels humains : ECG, EMG, EOG et PPG. Les signaux issus des capteurs seront amplifiés à l'aide d'un amplificateur d'instrumentation, éventuellement mis en forme et filtrés par des filtres appropriés. Une simulation de ces circuits est exécutée à l'aide du simulateur électronique ISIS PROTEUS.

**Mots clés :** Bio potentiel ; amplificateur d'instrumentation ; filtrage.

---

## Abstract:

The aim of this thesis is to study the acquisition circuits of some human bio potential signals: ECG, EMG, EOG and PPG. The signals from the sensors will be amplified using an instrumentation amplifier, possibly shaped and filtered by appropriate filters. A simulation of these circuits is executed using the ISIS PROTEUS electronic simulator.

**Keywords:** Bio potential; instrumentation amplifier; filtering.

---

# *Table des matières*

---

REMERCIEMENTS

DEDICACES

TABLE DES MATIERES

LISTE DES ABREVIATIONS

LISTES DES FIGURES

LISTE DES TABLEAUX

INTRODUCTION GENERALE .....	1
<b>CHAPITRE 1 : PRESENTATION DES SIGNAUX BIO POTENTIELS .....</b>	<b>2</b>
1.1 INTRODUCTION.....	2
1.2 LES CAPTEURS BIO POTENTIELS.....	2
1.2.1 Définition.....	2
1.2.2 Electrodes polarisables et électrodes non polarisables .....	2
1.2.3 Les types des electrodes .....	3
1.2.3.1 ÉLECTRODE ECG.....	3
1.2.3.2 ÉLECTRODE EMG .....	5
1.2.3.3 ELECTRODE EOG.....	7
1.3 PRESENTATION DU SIGNAL ELECTROCARDIOGRAMME (ECG).....	8
1.3.1 Introduction .....	8
1.3.2 Le cœur.....	8
1.3.2.1 ANATOMIE DE CŒUR.....	8
1.3.2.2 FONCTIONNEMENT DU CŒUR.....	9
1.3.2.3 LA COMMANDE RYTHMIQUE DU CŒUR.....	10
1.3.3 Electrocardiogramme .....	10
1.3.3.1 DEFINITION.....	10
1.3.3.2 HISTORIQUE .....	10
1.3.3.3 PRINCIPE DE L'ECG EN CARDIOLOGIE.....	11
1.3.3.4 REALISATION .....	12
1.3.4 Tracé électrique du cœur .....	12
1.3.4.1 LES DIFFERENTES ONDES.....	12
1.3.5 Les derivations électrocardiographies .....	14

1.3.5.1	PLAN FRONTAL : DERIVATIONS PERIPHERIQUES.....	14
1.3.5.2	PLAN HORIZONTAL : DERIVATION PRECORDIALES .....	17
1.4	ÉLECTROMYOGRAPHIE.....	18
1.4.1	L'électro-neuro-myogramme .....	18
1.4.2	Intérêt.....	19
1.4.3	Vue générale sur le développement de la technologie .....	19
1.4.3.1	PREMIER ELECTROMYOGRAMME.....	19
1.4.3.2	SYSTEMES EMG ANALOGIQUES : 1950-1973 .....	20
1.4.3.3	SYSTEMES EMG NUMERIQUES : 1973–1982.....	21
1.4.3.4	SYSTEMES EMG A MICROPROCESSEUR : 1982-2001.....	21
1.4.3.5	SYSTEMES EMG SANS FIL/PORTABLE : 2001 - A NOS JOURS.....	22
1.4.4	Les trois parties de l'électromyogramme .....	23
1.4.4.1	LA PREMIERE PARTIE (STIMULODETECTION) .....	23
1.4.4.2	LA DEUXIEME PARTIE (DETECTION = ELECTROMYOGRAMME) .....	23
1.4.4.3	LA TROISIEME PARTIE : CONCLUSION DE L'EXAMEN ET SYNTHESE DE CES DEUX PARTIES .....	24
1.5	ELECTRO-OCULOGRAMME (EOG).....	24
1.5.1	Définition.....	24
1.5.2	Les caractéristiques du signal EOG.....	25
1.5.3	Recommandations techniques .....	25
1.5.4	Intérêt de l'EOG .....	26
1.5.5	Les limites à la réalisation d'un EOG .....	26
1.6	PRESENTATION DU SIGNAL PHOTO PLETHYSMOGRAPHIE PPG .....	27
1.6.1	Photopléthysmogramme.....	27
1.6.1.1	DEFINITION.....	27
1.6.1.2	HISTORIQUE .....	27
1.6.2	Principe de fonctionnement.....	27
1.6.3	Caractéristiques du signal PPG .....	29
1.7	CONCLUSION.....	30
	<b>CHAPITRE 2 : ETUDE THEORIQUE DES CIRCUITS D'ACQUISITION DES SIGNAUX BIO POTENTIELS.....</b>	<b>31</b>
2.1	INTRODUCTION.....	31
2.2	ÉTUDE DU CIRCUIT D'ACQUISITION DU SIGNAL ECG.....	31

2.2.1	L'amplificateur d'instrumentation .....	32
2.2.2	Etude du filtrage .....	34
2.2.2.1	NATURE ET ORIGINE DU BRUIT .....	34
2.2.2.2	LE FILTRE PASSE BAS .....	36
2.2.2.3	FILTRE PASSE-HAUT .....	38
2.2.3	L'amplification.....	<b>Erreur ! Signet non défini.</b>
2.2.4	Le circuit de pilotage du blindage des câbles issus des électrodes .....	39
2.2.5	Le circuit de pilotage du pied droit .....	40
2.3	ÉTUDE DU CIRCUIT DE TRAITEMENT DU SIGNAL EMG.....	40
2.3.1	Bruit du signal EMG .....	40
2.3.1.1	LES BRUITS D'ORIGINE EXTERNE .....	41
2.3.1.2	LES BRUITS D'ORIGINE INTERNE .....	41
2.3.2	Etude des circuits de détection et de mise en forme du signal EMG .....	41
2.3.2.1	PREAMPLIFICATEUR.....	42
2.3.2.2	FILTRAGE.....	42
2.3.2.3	LE REDRESSEUR A SEUIL REDUIT (REDRESSEUR IDEAL).....	43
2.4	ÉTUDE DU CIRCUIT DE TRAITEMENT DU SIGNAL EOG .....	44
2.4.1	Le Sommateur .....	45
2.5	ETUDE DU CIRCUIT DU SIGNAL PPG .....	45
2.5.1	Le capteur .....	45
2.5.2	Circuit d'émission/réception .....	46
2.5.3	Circuit d'émission .....	47
2.5.4	Circuit de réception .....	47
2.5.5	Circuit de mise en forme .....	48
2.5.5.1	FILTRE PASSE HAUT.....	48
2.5.5.2	AMPLIFICATION .....	48
2.5.5.3	FILTRE REJECTEUR .....	49
2.6	CONCLUSION.....	50
<b>CHAPITRE 3 : PARTIE SIMULATION .....</b>		<b>51</b>
3.1	INTRODUCTION.....	51
3.2	SIMULATION DU CIRCUIT D'EXTRACTION DU SIGNAL ECG.....	51
3.2.1	Schéma électrique du dispositif.....	51
3.2.2	Tests de fonctionnement des différents étages du circuit ECG.....	53



3.3	SIMULATION DU CIRCUIT D'EXTRACTION DU SIGNAL EMG.....	56
3.3.1	Schéma électrique.....	56
3.3.2	Étage de l'amplificateur d'instrumentation.....	57
3.3.3	Le signal EMG après filtrage .....	58
3.3.4	Redressement du signal EMG .....	58
3.4	CONCLUSION.....	59
	CONCLUSION GENERALE .....	60
	BIBLIOGRAPHIE	
	ANNEXES	

# Liste des abréviations

---

---

## A

*Augmenté le potentiel sur la jambe gauche*

(aVF) · 16

*augmenté le potentiel sur le bras droit*

(aVR) · 16

*Augmenté le potentiel sur le bras gauche(aVL)*

(aVL) · 16

---

## B

**bouton-poussoir**

(BP) · 4

---

## C

centimètre

(cm) · 12

---

## D

*dérivation I*

(DI) · 16

*dérivation II*

(DII) · 16

*dérivation III*

(DIII) · 16

---

## E

**électrocardiogramme**

(ECG) · 3

**électromyogramme(EMG)**

(EMG) · 3

**électrooculogramme**

(EOG) · 3, 26

**électro-stimulation neuromusculaire**

(NMES) · 24

---

## H

**Hertz**

(Hz) · 6

---

## K

**kilohertz**

(kHz) · 6

---

## L

**l'électrorétinogramme**

(ERG) · 3

**lastimulation**

(STE) · 24

**Le photoplethysmogramme**

(PPG) · 28

**l'EMG de surface**

(SEMG) · 7

**les potentiels d'action des unités motrices individuelles**

(PAUM) · 6

---

## M

**millisecondes**

(ms) · 12

**millivolt**

(mv) · 12

## Listes des figures

---

Figure 1. 1: Electrodes adhésives jetables à usage unique .....	3
Figure 1. 2: Electrodes à pinces.....	4
Figure 1. 3: Les électrodes à ventouse.....	4
Figure 1. 4: Exemple de type des électrodes aiguilles.....	5
Figure 1. 5: Le potentiel d'action de l'unité motrice détecté par des électrodes aiguilles concentrique.....	5
Figure 1. 6: Exemple d'électrodes sèches et gélifiées des sèches et gélifiées.....	6
Figure 1. 7: Placement d'une électrode. ....	7
Figure 1. 8: Disposition des électrodes.....	8
Figure 1. 9: anatomie du cœur .....	9
Figure 1. 10: Principe de l'ECG en cardiologie .....	12
Figure 1. 11: Tracé électrique du cœur.....	13
Figure 1. 12: Projections graphiques des dérivation bipolaires sur le thorax .....	15
Figure 1. 13: dérivation bipolaires.....	15
Figure 1. 14: dérivation .....	16
Figure 1. 15: double triaxe.....	17
Figure 1. 16: dérivation précordiales .....	17
Figure 1. 17: principes de la détection EMG.....	19
Figure 1. 18: première électromyographie .....	20
Figure 1. 19: DISA 13A67 EMG System.....	20
Figure 1. 20: (a) Medelec MS6, (b) DISA 1500, Digital EMG System 1976.....	21
Figure 1. 21: Nicolet Viking EMG System, 1985 .....	22
Figure 1. 22: MyoTrac Infiniti, Handheld EMG 2003. ....	22
Figure 1. 23: Electrooculogramme .....	25
Figure 1. 24: Le principe Photopléthysmographique .....	28
Figure 1. 25: description des composantes du signal PPG.....	29
Figure 1. 26: le signal PPG.....	29
Figure 2. 1: circuit d'acquisition du signal ECG [31] .....	32
Figure 2. 2: Structure de l'amplificateur d'instrumentation AD620.....	32
Figure 2. 3: bruit du secteur 50Hz .....	34
Figure 2. 4: Bruit dû au mauvais contact électrode-peau .....	35
Figure 2. 5: fluctuations de la ligne de base .....	36
Figure 2. 6: les artefacts dûs aux mouvements du patient.....	36
Figure 2. 7: la réponse en fréquence de filtre passe bas idéal .....	37
Figure 2. 8: signal d'entre avant et après filtre passe bas.....	37
Figure 2. 9: à gauche, filtre P-B. à droite, le tracé de Bode du filtre.....	37
Figure 2. 10: filtre passe bas- structure de sallen et key- .....	38

Figure 2. 11: à gauche, filtre P-H. à droite, le tracé de Bode du filtre.....	39
Figure 2. 12: Montage d'un amplificateur non-inverseur.....	39
Figure 2. 13: le circuit de pilotage du pied droit .....	40
Figure 2. 14: Schéma électrique du circuit de détection et de mise en forme du signal EMG.	42
Figure 2. 15: redresseur double alternance à seuil réduit .....	43
Figure 2. 16: Le circuit d'acquisition du signal EOG.....	44
Figure 2. 17: circuit sommateur.....	45
Figure 2. 18: Circuit d'émission / réception .....	46
Figure 2. 19: les diodes électroluminescentes .....	47
Figure 2. 20: Le phototransistor BPX43.....	47
Figure 2. 21: circuit de simulation. A droite : le tracé de Bode du montage.....	48
Figure 2. 22: Montage d'un amplificateur non-inverseur.....	49
Figure 2. 23: à gauche : circuit rejecteur A droite : le tracé de Bode du montage. ....	49
Figure 2. 24: circuit global d'acquisition du signal PPG.....	50
Figure 3. 1: circuit électrique du circuit d'acquisition du signal ECG .....	51
Figure 3. 2: chronogrammes des signaux aux différents étages .....	52
Figure 3. 3: Simulation du générateur de signal ECG bruité.....	52
Figure 3. 4: signal ECG à la sortie du générateur.....	53
Figure 3. 5: le signal ECG obtenu à la sortie AD620 .....	54
Figure 3. 6: le signal ECG obtenu à la sortie de filtre passe haut.....	54
Figure 3. 7: représentation des signaux à la sortie du circuit AD620 et à la sortie du filtre passe haut.....	55
Figure 3. 8: le signal ECG obtenu à la sortie de filtre passe bas .....	55
Figure 3. 9: Le schéma électrique du signal EMG .....	56
Figure 3. 10: Résultats de simulation du circuit EMG .....	56
Figure 3. 11: signal à l'entrée du circuit AD620 .....	57
Figure 3. 12: le signal à la sortie de l'amplificateur d'instrumentation AD620 .....	57
Figure 3. 13: EMG filtré .....	58
Figure 3. 14: signal EMG redressé .....	59

## *Liste des tableaux*

---

Tableau 1.1 :fonction des dérivations bipolaires .....	15
Tableau 1.2 :emplacement des électrodes pour les dérivations précordiales .....	18
Tableau 1.3 : zones du cœur visualisé approximativement par les dérivations précordiales ..	18

# *Introduction Générale*

---

Le domaine de l'instrumentation médicale et bio médicale a connu ces dernières années un développement très remarquable avec l'apparition d'équipements modernes et des techniques thérapeutiques évoluées. Ces nouveaux instruments ont permis une meilleure prise en charge des malades, un diagnostic rapide et fiable des maladies et surtout un suivi thérapeutique rigoureux. Grâce à ces nouveaux équipements, une nette amélioration du taux de réussite de plusieurs interventions médicales et chirurgicales a été constatée par les professionnels de la santé.

Durant ces deux dernières années, la pandémie de la covid-19 a suscité les chercheurs, les universitaires, et professionnels à travailler sans relâche dans le domaine de la recherche appliquée en instrumentation médicale et bio médicale, ainsi plusieurs milliers d'instruments ont été conçus et réalisés.

Lorsqu'un malade est admis au service d'urgence, les médecins et chirurgiens urgentistes ont parfois besoin de connaître rapidement et simultanément certains paramètres vitaux indicateurs de l'état de santé du malade, à savoir les paramètres cardiovasculaires, respiratoires, neurologiques et musculaires. Ce qui leur permet de faire un diagnostic rapide vu l'urgence du cas, et de décider d'un protocole thérapeutique efficace. Dans ce contexte, notre projet consiste à étudier et concevoir un instrument médical permettant la visualisation sur un moniteur des signaux bio potentiels : ECG, EMG, EOG et PPG. Cette réalisation pourrait faire l'objet de Travaux pratiques dans un laboratoire d'électronique médicale.

Notre mémoire est composée de trois chapitres. Le premier chapitre sera consacré à la présentation et l'étude des signaux bio potentiels ECG, EMG, EOG et PPG. Dans le deuxième chapitre nous présenterons l'étude théorique des circuits analogiques permettant leur acquisition. Le troisième chapitre fera l'objet de la simulation et interprétation des résultats. Nous terminons notre étude par une conclusion générale.

# *Chapitre 1 : présentation des signaux bio potentiels*

---

## **1.1 Introduction**

L'étude des bio potentiels est un moyen essentiel pour le diagnostic de plusieurs maladies d'origines diverses, notamment cardiovasculaire, cérébrale, oculaire, etc. Les bios potentiels sont connus sous des appellations relatives à leurs origines de prélèvement. Par exemple on peut citer les signaux électrocardiogramme (ECG), électromyogramme(EMG), électrooculogramme (EOG) et l'électrorétinogramme (ERG).

Aujourd'hui, les bios potentiels sont des examens indispensables réalisés aisément au moyen d'un appareillage simple. Ils ont largement bénéficiés des progrès récents de l'électronique. Le besoin de concevoir des systèmes d'aide au diagnostic médical est de plus en plus indispensable.

Dans ce premier chapitre introductif nous allons découvrir quelques signaux bios potentiels humains, nous présenterons leurs caractéristiques ainsi que les mises en œuvre permettant leurs détections.

## **1.2 Les capteurs bio potentiels**

### **1.2.1 Définition**

Les électrodes sont des dispositifs qui convertissent les potentiels ioniques en potentiels électroniques. Le type d'électrode utilisé pour les mesures dépend de la localisation anatomique de l'événement bioélectrique à mesurer. Pour traiter le signal dans les circuits électroniques, il vaudra mieux convertir la conduction ionique en conduction électronique. [1]

### **1.2.2 Electrodes polarisables et électrodes non polarisables**

Une électrode sera dite polarisable ou non polarisable selon son comportement face au passage d'un courant.

Pour le premier type : l'électrode ne reprend pas sa tension initiale après avoir été parcourue par un courant .Ce changement est due à la modification de la nature physique de l'interface électrode-électrolyte causée par le passage direct de charges à travers cette dernière.

Par contre , dans le cas des électrodes dites non polarisables , le transfert de charge au niveau de l'interface électrode-électrolyte s'effectue d'une manière similaire au transfert de charge à travers un condensateur , ce qui ne modifie que temporairement la tension de l'électrode .Les électrodes faites à base de métaux nobles constituent un exemple d'électrodes non polarisables .Il est toutefois important de souligner qu'il est impossible de fabriquer une électrode parfaitement polarisable ou parfaitement non polarisable. Cependant les électrodes utilisées lors des expériences en laboratoire ont des comportements qui se rapprochent de l'une ou l'autre de ces deux catégories. [2]

### **1.2.3 Les types des électrodes**

#### **1.2.3.1 Électrode ECG**

L'électrode est le premier élément de la chaîne de mesure. Les électrodes d'ECG peuvent être disposées sur différents endroits sur le corps. Ces endroits sont standardisés et sont connus par dérivation. Il existe douze dérivation standards (6 des membres et 6 précordiales). [3]

Il existe trois types différents d'électrodes peuvent être utilisés :

##### **a. Electrodes adhésives jetables à usage unique**

Les électrodes adhésives sont des électrodes jetables qui sont jetées immédiatement après utilisation. Ces électrodes hygiéniques sont particulièrement appréciées parce qu'elles sont faciles à appliquer et éliminent de manière fiable les risques de contamination croisée et de transmission d'infections. Sur le côté face au patient se trouve l'électrode, entourée d'une surface adhésive. On applique souvent du gel sur l'électrode, ce qui assure une bonne transmission du signal. Les électrodes adhésives sont surtout utilisées pour les dérivation précordiales, mais peuvent aussi être utilisées pour la dérivation des extrémités si nécessaire. [3]



**Figure 1. 1: Electrodes adhésives jetables à usage unique [3]**



### **b. Electrodes pinces membres pour les dérivations des extrémités**

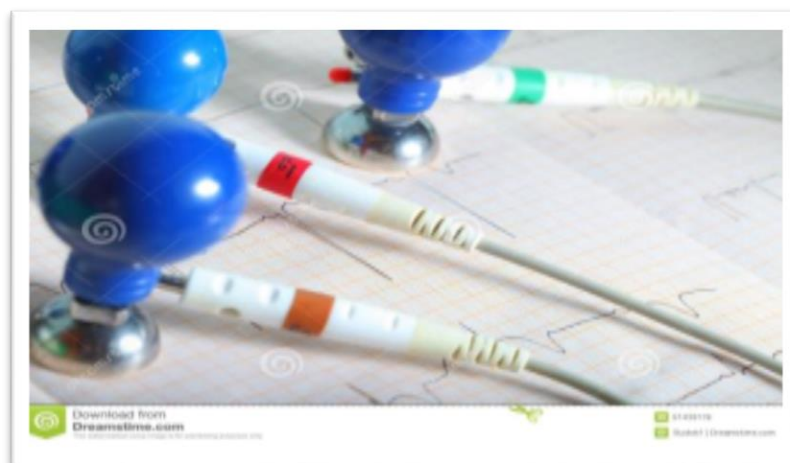
Les électrodes pinces membres sont utilisées exclusivement pour la dérivation des extrémités. Les électrodes ECG réutilisables sont fixées aux poignets et aux chevilles à l'aide d'une fiche banane ou d'un adaptateur à bouton-poussoir(BP). Tout comme les électrodes d'aspiration et les électrodes adhésives, les électrodes pinces membres sont également disponibles en différentes tailles pour adultes ou enfants. [3]



**Figure 1. 2: Electrodes à pinces [3]**

### **c. Electrodes à ventouse adhérent par pression négative**

Les électrodes à ventouse sont des électrodes ECG réutilisables équipées d'une bille en caoutchouc générant une pression négative. Cette pression négative permet aux électrodes d'avoir une prise suffisante sur la peau du patient. Les électrodes à ventouse sont utilisées pour les dérivations précordiales, la qualité du signal est augmentée par l'utilisation de matériaux de contact tels que le gel ECG ou la crème d'électrode. [3]



**Figure 1. 3: Les électrodes à ventouse [3]**

### 1.2.3.2 Électrode EMG

Les signaux électro physiologiques reflètent l'activité physiologique constituée par un grand nombre de cellules qui travaillent ensemble. La mesure de ces signaux, y compris le signal EMG, est effectuée au moyen de capteurs soit de manière invasive ou non invasive. Dans la détection invasive effectuée avec des aiguilles, ces dernières doivent être insérées à l'intérieur du muscle pour obtenir des signaux, tandis que dans la détection non-invasive, des électrodes sont placées sur la surface du muscle [4]

#### 1. Les types des électrodes

##### a. Les électrodes aiguillent

L'utilisation des électrodes aiguilles pour étudier l'activité locale dans le muscle. L'insertion d'électrodes dans les muscles permet la détection de potentiels électriques à proximité des fibres musculaires, et l'effet du volume conducteur est limité. Dans ce cas, les potentiels d'action des unités motrices individuelles (PAUM) peuvent être facilement identifiés à partir du signal d'interférence, au moins au niveau des forces modérées. [4]

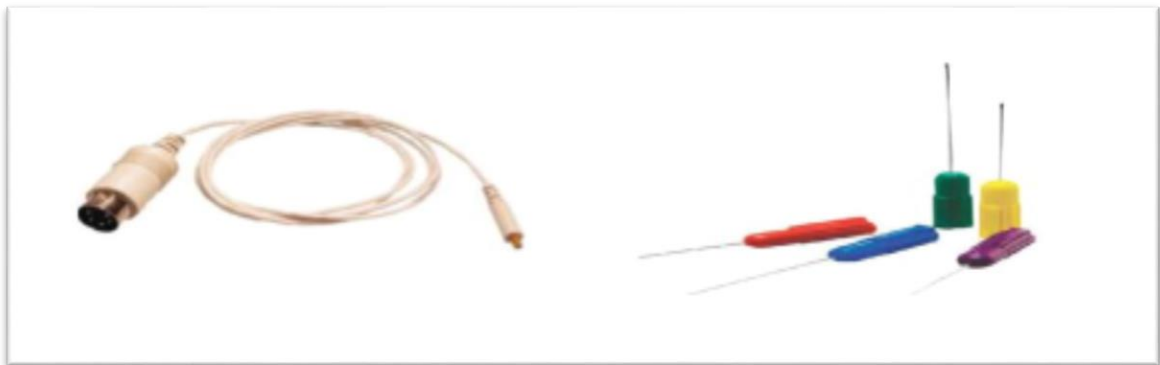


Figure 1. 4: Exemple de type des électrodes aiguilles [4]

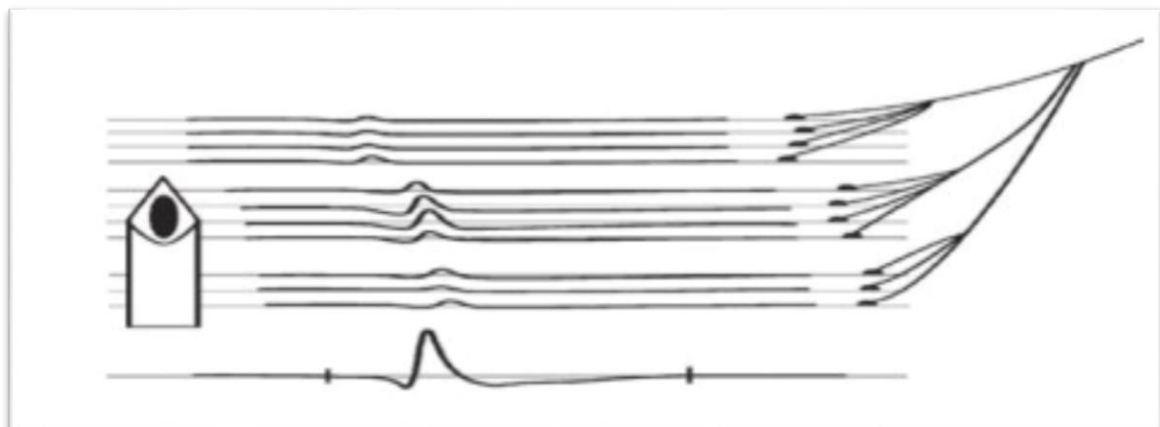


Figure 1. 5: Le potentiel d'action de l'unité motrice détecté par des électrodes aiguilles concentrique [4]

## b. EMG de surface

Bien que la technique de détection non-invasive fournisse des signaux à bande passante, inférieure à 400 Hertz (Hz), qui est une bande passante étroite comparée à la largeur de la bande passante en cas de l'EMG intramusculaire qui est supérieure à 1 kilohertz (kHz) l'EMG de surface (SEMG) est actuellement utilisé dans de nombreuses applications. Au cours des dernières années, l'EMG est devenu de plus en plus important. Cette importance vient de nombreux avantages par rapport à l'EMG de l'aiguille. En fait, il ne provoque pas de douleur ou d'inconfort et il n'y a aucun risque d'infection qui est susceptible lors de l'insertion d'une aiguille.

De plus ; il peut être effectué par un personnel autre que les médecins, avec un risque minimal pour le sujet. L'activité myoélectrique apparaît sur la surface de la peau en tant que potentiels électriques avec une bande passante limitée de 15 à 400 Hz, et avec une très faible amplitude de certains micro à quelques millivolts crête à crête en fonction de l'intensité de la contraction du muscle. Des instruments très sensibles sont alors nécessaires pour la détection, l'amplification le conditionnement et la numérisation des signaux SEMG. [4]

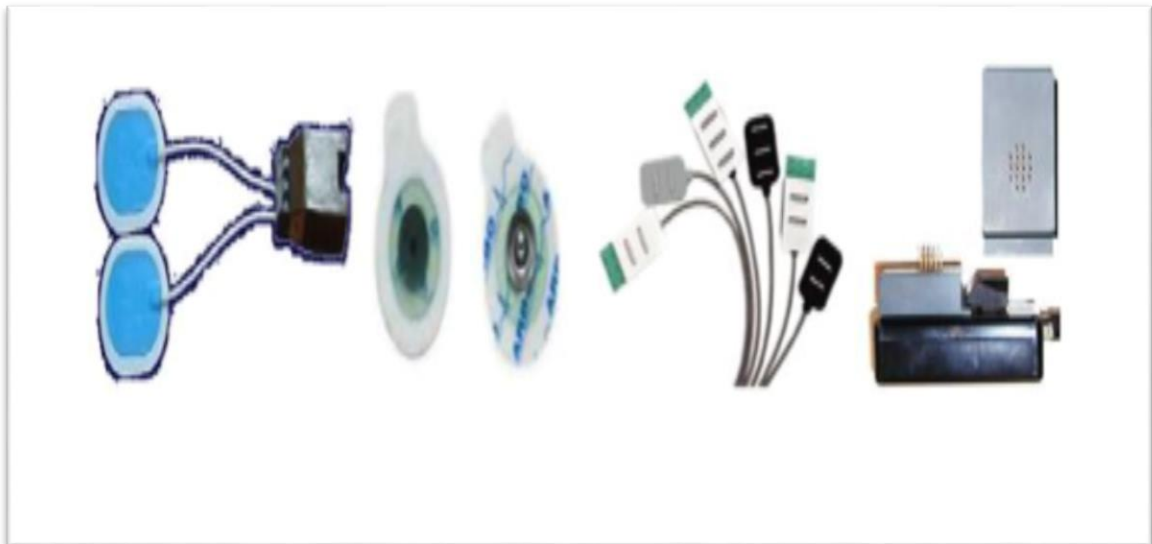


Figure 1. 6: Exemple d'électrodes sèches et gélifiées des sèches et gélifiées [4]

## 2. Placement des électrodes

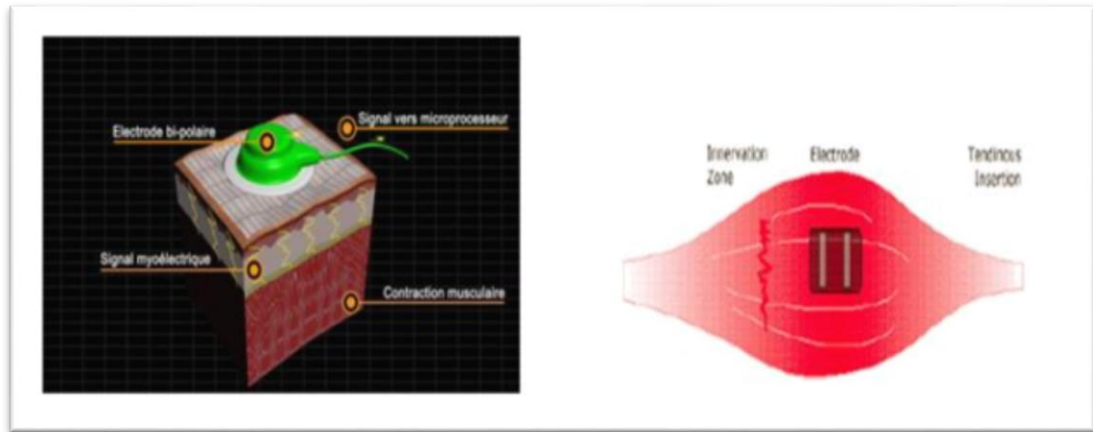


Figure 1. 7: Placement d'une électrode [5]

### ➤ Placer les électrodes :

- Aux fibres musculaires
- Au milieu du corps musculaire
- Les fils doivent être immobilisés à la peau jamais sur ou à côté de l'insertion tendineuse ni sur la zone d'innervation (point moteur)
- Les potentiels d'action se déplacent étrangement (dans les 2 sens) et la détection EMG en est affectée (signal faible, voire nul)
- L'électrode de référence est loin et placée sur une aire neutre électriquement (os) N.B : il doit y avoir seulement une électrode de réf. Par personne [5]

### 1.2.3.3 ELECTRODE EOG

Il existe de nombreux types d'électrodes. Chacune présente des avantages et des inconvénients. Dans le cas du signal EOG, les électrodes sont en contact direct avec la peau. Elles sont placées au niveau de la paupière inférieure, à proximité immédiat de l'œil(Fig.1.8). [6]

Les électrodes sont fabriquées avec différentes tailles et formes afin de garantir le confort du patient. La forme importe également beaucoup puisque l'anatomie humaine offre de nombreuses courbes et morphologies auxquelles un format standard ne saurait s'adapter. On trouve ainsi des électrodes carrées, rondes, rectangulaires ainsi que plusieurs dimensions parmi ses modèles. En fin le gel qui permet l'adhésion de l'électrode et le confort du patient assure également la conduction du signal électrique à travers la peau pour une action efficace.

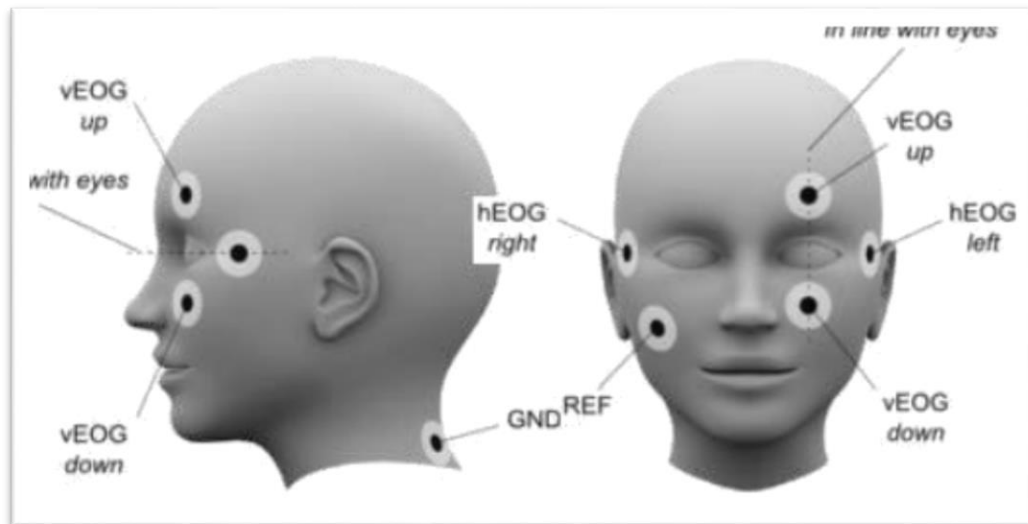


Figure 1. 8: Disposition des électrodes [6]

## 1.3 Présentation du signal électrocardiogramme (ECG)

### 1.3.1 Introduction

Il est connu que l'électrocardiographie est un outil important dans le diagnostic des pathologies cardiaques. Elle permet la détection, l'enregistrement et l'analyse du signal Electrocardiogramme ECG qui en fait traduit l'activité électrique du cœur. En fait, ce signal regroupe un ensemble d'ondes (P, QRS et T) qui sont en corrélation directe avec l'activité cardiaque. Le mot "électrocardiogramme" est une combinaison de trois mots : électro, se rapportant au signal électrique ; cardio, qui se traduit par cœur ; et gramme, qui signifie enregistrement.

### 1.3.2 Le cœur

Le cœur est l'élément central du système cardiovasculaire. Nous décrivons dans la suite du chapitre l'anatomie et le fonctionnement électrique d'un cœur sain.

#### 1.3.2.1 Anatomie de cœur

Le cœur est un organe creux et musculaire. Il peut être vu comme étant constitué de deux pompes placées en série. En effet, il se divise en deux parties (gauche et droite) composées chacune d'une oreillette en haut et d'un ventricule en bas qui communiquent à travers une valve. Un mur musculaire, le septum divise l'oreillette et le ventricule gauche de l'oreillette et du ventricule droit, évitant le passage du sang entre les deux moitiés du cœur. Les ventricules ont pour fonction de pomper le sang vers le corps ou vers les poumons. Leurs parois sont plus

épaisses que celles des oreillettes. La contraction des ventricules est fondamentale pour la distribution du sang. Les oreillettes en se contractant jouent un rôle d'appoint pour le remplissage des ventricules. Le ventricule gauche est bien plus massif que le droit, parce qu'il doit exercer une force considérable pour pousser le sang dans tout le corps contre les résistances à l'écoulement, alors que le ventricule droit n'assure que la circulation pulmonaire dont les résistances sont bien moindres. L'examen médical du cœur comporte l'auscultation, l'examen radiologique, l'examen échographique est l'électrocardiogramme (ECG). [7]

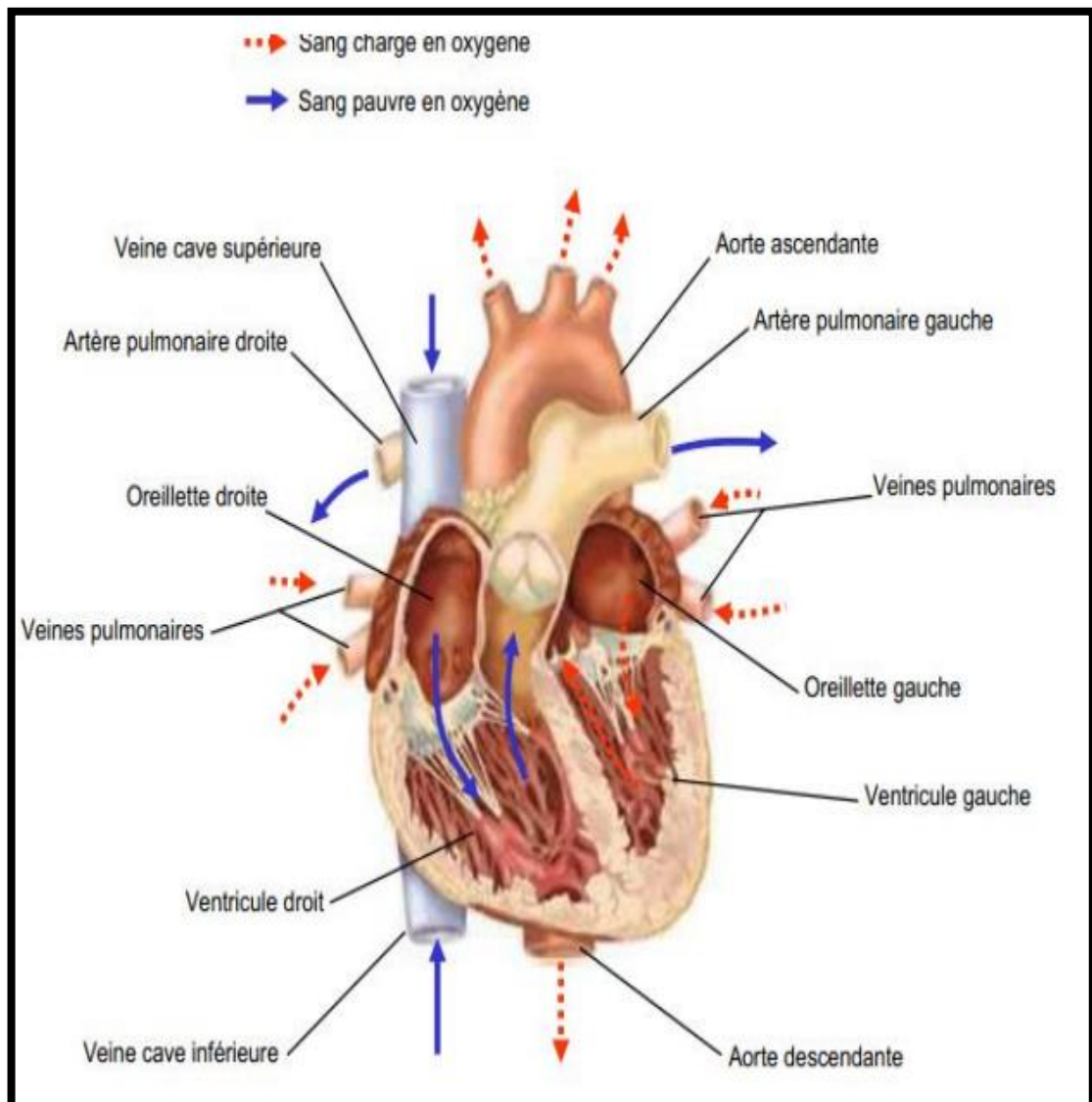


Figure 1. 9: anatomie du cœur [8]

### 1.3.2.2 Fonctionnement du cœur

Le cœur agit comme une pompe double. Chaque moitié du cœur fonctionne séparément de l'autre. Le côté droit du cœur est chargé de renvoyer le sang pauvre en oxygène aux poumons

pour éliminer le dioxyde de carbone et ré oxygéner le sang. L'oreillette droite reçoit le sang veineux apporté par la veine cave. Le sang est ensuite propulsé dans le ventricule droit. Lorsque ce dernier se contracte le sang pénètre dans l'artère pulmonaire et dans les poumons. L'artère pulmonaire est la seule artère de l'organisme à transporter du sang pauvre en oxygène. Le côté gauche du cœur reçoit le sang fraîchement oxygéné provenant des poumons et le redistribue dans tout le corps. Le sang oxygéné pénètre dans l'oreillette gauche par les quatre 3 veines pulmonaires. Ce sont les seules veines de l'organisme à transporter du sang oxygéné. « Le sang est ensuite propulsé dans le ventricule gauche et doit traverser la valve mitrale, qui contrôle le débit. Les parois du ventricule gauche sont trois fois plus grosses que les parois du ventricule droit. L'épaisseur du muscle cardiaque donne au ventricule gauche la puissance nécessaire pour pomper le sang dans tout le corps, de la tête aux pieds. Lorsque votre cœur se contracte, le sang est propulsé à travers la valve aortique dans l'aorte, qui est le plus gros vaisseau de l'organisme, et distribué dans le corps par l'intermédiaire d'un réseau d'artères. [8]

### **1.3.2.3 La commande rythmique du cœur**

Le cœur est un muscle caractérisé par une activité automatique, spontanée et régulière. Le Cœur isolé bat à une fréquence qu'on appelle "la fréquence cardiaque idiopathique". Elle est en moyenne de 70 battements par minute chez l'adulte. Cette fréquence diminue avec l'âge et l'entraînement physique. Sur le cœur normal, le nœud sinusal est soumis à une régulation extra cardiaque qui a pour effet de réduire la fréquence cardiaque au repos et de l'augmenter au cours de l'effort physique. Cette régulation est assurée en grande partie par le système nerveux autonome. [9]

## **1.3.3 Electrocardiogramme**

### **1.3.3.1 Définition**

ECG est un examen médical courant permettant d'enregistrer l'activité cardiaque. Il est basé sur la mesure des courants électriques traversant l'organe à chacune de ses contractions. L'ECG est une représentation graphique de l'activité électrique au niveau du cœur qui se présente sous la forme d'un tracé papier. Cet examen permet de compléter l'examen clinique du cœur. Il est indolore et sans danger. [10]

### **1.3.3.2 Historique**

L'ECG est aujourd'hui un examen complémentaire utilisé de manière extrêmement courante. Son histoire débute avec la découverte de l'électrophysiologie à la fin du XVIIIème, puis avec le développement d'appareil de mesure capable d'enregistrer avec suffisamment de

précision l'activité électrique cardiaque. Vers 1880, E Marey et Augustus Waller [1893] montrèrent que l'activité électrique du cœur, découverte quelques années plus tôt, pouvait être suivie à partir de la peau ; et vers 1890, Willem Einthoven réalisa le premier enregistrement cardiographique Einthoven, [1941]. Le courant mesuré par des électrodes sur le torse du patient mettait en mouvement un mince fil d'argent tendu entre les pôles d'un gros aimant ; ces déflexions étaient enregistrées sur du papier photographique qui se déroulait face à un rayon lumineux. « Maintenant, nous pouvons enregistrer l'activité électrique du cœur anormale et la comparer à l'activité normale » (Einthoven). [11]

### **1.3.3.3 Principe de l'ECG en cardiologie**

Il existe deux « types » d'électrodes : les électrodes frontales au nombre de trois (ou quatre, afin d'affiner le signal) se plaçant sur les membres et les électrodes précordiales au nombre de six se positionnant sur le torse.

Chacune de ces électrodes enregistre un signal positif si l'influx électrique se rapproche d'elles, ou un signal négatif si l'influx s'éloigne.

Les électrodes frontales sont positionnées au niveau des poignets et des chevilles du patient. Elles permettent de reconstituer l'axe électrique du cœur du patient.

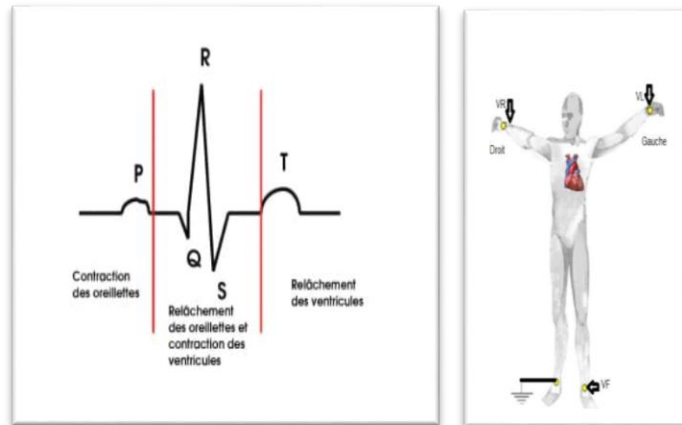
Si l'axe est dirigé vers le haut et vers la gauche, le patient possède une hypertrophie ventriculaire gauche (anomalie morphologique se caractérisant par un trop gros ventricule).

Si l'axe est dirigé vers le bas et la droite, le patient possède une hypertrophie ventriculaire droite. [12]

Chacune de ces électrodes précordiales permet d'avoir une vue sur une partie du cœur :

- V1 et V2 permettent d'étudier le ventricule droit
- V3 et V4 explorent la paroi interventriculaire et la pointe du cœur
- V5 et V6 offrent une vision du ventricule gauche [12]





**Figure 1. 10: Principe de l'ECG en cardiologie [12]**

### 1.3.3.4 Réalisation

L'ECG enregistre les impulsions électriques qui déclenchent les contractions cardiaques. Au repos, les cellules sont chargées négativement à l'intérieur. Lors de la contraction, les cellules se dépolarisent. Ainsi, une onde progressive de stimulation traverse le cœur, entraînant la contraction du myocarde. Les ondes de dépolarisation et de repolarisation sont enregistrées sur l'ECG. L'ECG est enregistré sur du papier millimétré. L'axe des abscisses correspond au temps. Le papier défilant à 25 millimètres par seconde, un millimètre représente 40 millisecondes (ms). L'axe des ordonnées correspond à la tension du courant, exprimée en millivolts. Un centimètre (cm) correspond à un millivolt (mv). [13]

## 1.3.4 Tracé électrique du cœur

### 1.3.4.1 Les différentes ondes

Un tracé ÉCG montre une série d'accidents ou ondes qui portent chacun un nom. [14]

- L'onde P :

L'onde de dépolarisation née du nœud sinusal, qui se propage dans les oreillettes et provoque leur contraction s'appelle l'onde P. Sa durée est inférieure à 120 ms, son amplitude inférieure à 2 mm, elle est monophasique, arrondie, et toujours positive en dérivation I (DI) (sinon, vérifier la position des électrodes).

- L'espace PR :

La stimulation atteint ensuite le nœud atrio-ventriculaire. Là, la stimulation est bloquée pour permettre le remplissage des ventricules. Le segment PR est donc isoélectrique. L'espace PR, qui va du début de l'onde P au début du QRS (cf. infra) dure de 120 à 200 ms. Sa durée est le reflet de la conduction entre le nœud sinusal et le nœud atrio-ventriculaire.

- L'onde Q :

L'onde Q, quand elle existe, est la première déflexion négative qui suit l'onde P. Souvent, il n'existe pas d'onde Q.

- L'onde R :

L'onde R est la première déflexion positive qui suit l'onde P.

- L'onde S :

L'onde S est la déflexion négative qui suit l'onde R. Le complexe QRS (appelé ainsi par extension, même s'il ne comprend pas toutes les ondes) correspond à la dépolarisation des ventricules, et à leur contraction. Sa durée est inférieure à 100 ms.

- Le segment ST :

Le segment ST fait suite au QRS et est normalement isoélectrique.

- L'onde T :

L'onde T fait suite au complexe QRS et correspond à la repolarisation des ventricules. Elle survient pendant la diastole, et ne témoigne d'aucun événement mécanique. C'est un phénomène purement électrique, pendant lequel les ventricules redeviennent stimulables. Elle est habituellement dissymétrique.

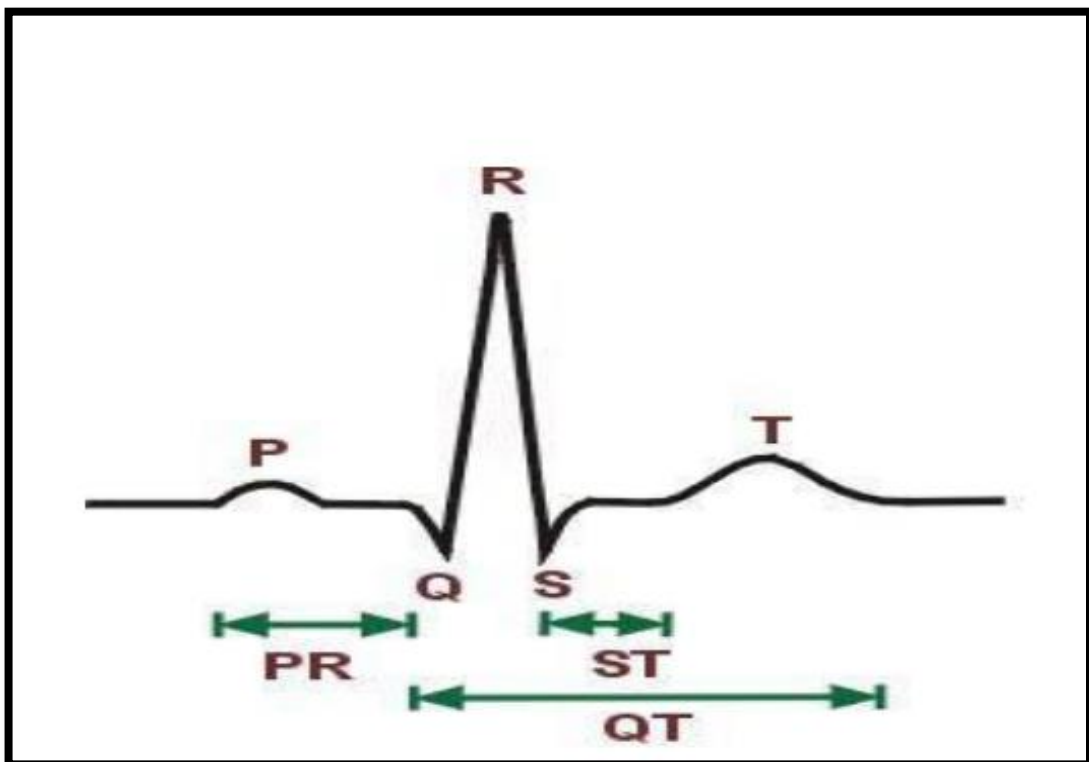


Figure 1. 11: Tracé électrique du cœur [14]

### **1.3.5 Les derivations électrocardiographies**

L'électrocardiogramme (ECG) standard est une projection graphique de l'activité électrique du cœur. Cette activité électrique captée par des électrodes placées à des endroits précis du corps est reproduite sur un papier millimétré. Les électrodes captent les ondes d'activation cardiaque selon le plan du cœur qu'elles explorent.

Une dérivation est un circuit électrique comprenant deux électrodes de contacts reliées par un fil conducteur à un galvanomètre, un instrument qui mesure l'intensité des courants électriques. [15]

L'ECG standard se compose de 12 dérivation (ou circuits) réparties sur deux plans.

#### **1.3.5.1 Plan frontal : dérivations périphériques**

Le plan frontal comprend la dérivation des membres, nommées dérivations périphérique. Elles sont au nombre de six : **D<sub>I</sub>**, **D<sub>II</sub>** et **D<sub>III</sub>**, **aVR**, **aVL** et **aVF**.

Elles s'obtiennent en plaçant les électrodes sur les bras droit et gauche, et sur la jambe gauche. Ces dérivations sont deux types :

##### **1.3.5.1.1 Dérivation bipolaire**

Sur le plan électrocardiographique, le corps humains peut être considéré comme un milieu conducteur homogène de grande dimension (par rapport au cœur) ayant la forme d'un triangle équilatéral et prolonge a ses trois sommets par des conducteurs linéaires, à savoir les membres.

Les dérivations bipolaires correspondant aux projections graphiques, ainsi, les membres ne font que prolonger les câbles de l'électrocardiographe en transmettant les potentiels qui existent à la jonction entre le tronc et les membres. Les électrodes sont places sur le pognon gauche, le point droit et la jambe gauche. [15]

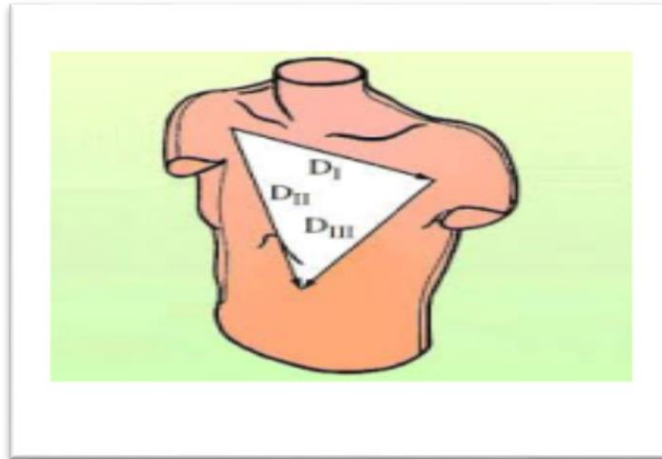


Figure 1. 12: Projections graphiques des dérivation bipolaires sur le thorax [15]

Tableau 1.1 : fonction des dérivation bipolaires

<i>dérivation</i>	<i>fonction</i>
<i>DI</i>	Enregistre les projections du phénomène électrique entre le bras droit (pole négatif) et le bras gauche (pole positif).
<i>DII</i>	Enregistre les projections entre le bras droit (pole négatif) et la jambe gauche (pole positif).
<i>DIII</i>	Enregistre les projections entre le bras gauche (pole négatif) et la jambe gauche (pole positif).

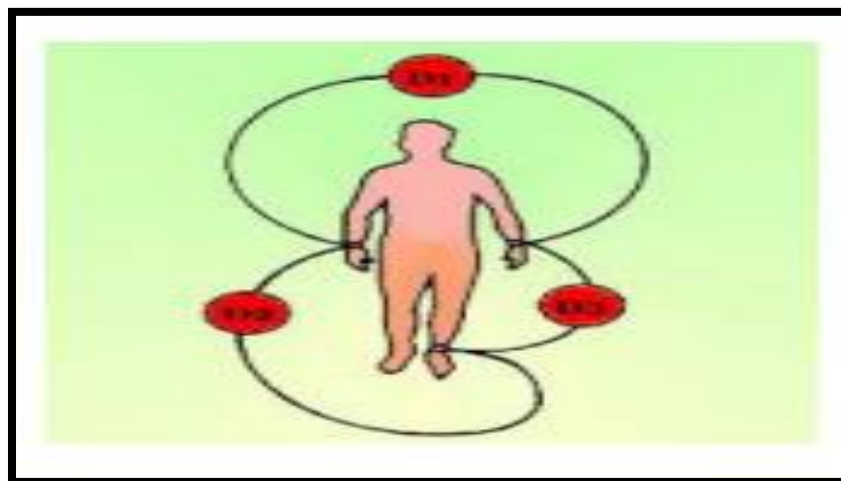


Figure 1. 13: dérivation bipolaires [15]

### 1.3.5.1.2 Dérivation unipolaires des membres

L'électrode exploratrice appliquée isolément au bras droit, au bras gauche et à la jambe gauche permet d'obtenir les dérivations unipolaires augmenté le potentiel sur le bras droit (aVR), Augmenté le potentiel sur le bras gauche (aVL) et Augmenté le potentiel sur la jambe gauche (aVF). L'amplification (a) du voltage à chacun des membres permet ensuite d'obtenir un tracé de même amplitude que les dérivations bipolaires dérivation I (D<sub>I</sub>), dérivation II (D<sub>II</sub>) et dérivation III (D<sub>III</sub>).

Les lignes d'exploration des trois dérivations unipolaires des membres, soit aVR, aVL et aVF, passent par les sommets et par le centre d'un triangle. Elles correspondent par conséquent aux trois bissectrices. La positivité (électrode exploratrice) se trouve toujours aux sommets du triangle.

a : amplification  
unipolaires des membre

v : voltage  
R : bras droit (right)

L : bras gauche(left)

F : pied (foot)

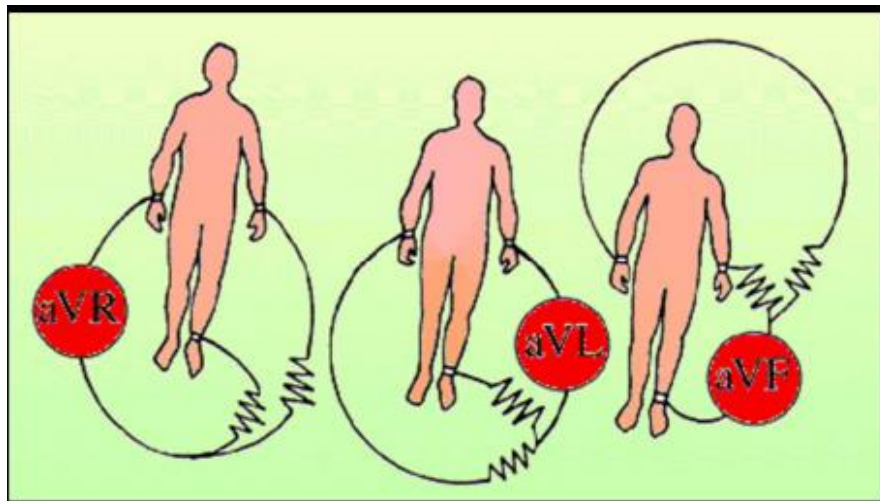


Figure 1. 14: dérivation [14]

### 1.3.5.1.3 Double triaxe

Cette projection s'obtient par translation, c'est-à-dire en faisant se rejoindre les six lignes des dérivation périphérique par leur centre sans changer leur orientation respective. Le double triaxe permet de déterminer l'axe électrique du cœur.

L'utilité de cet axe réside dans le fait que, selon leur position respective par rapport au cœur, chacun des dérivation enregistre une morphologie électrocardiographique distincte. Le tracé rendu par une dérivation est particulier à l'électrode qui explore la région cardiaque. Les

regions du cœur captees par les derivation periphirique sont les suivantes, les parol laterale du ventricule gauche (D1 et Avl), le parol inferieure (DII,DIII et aVF) et l'interieure des cavites de cœur (aVR).

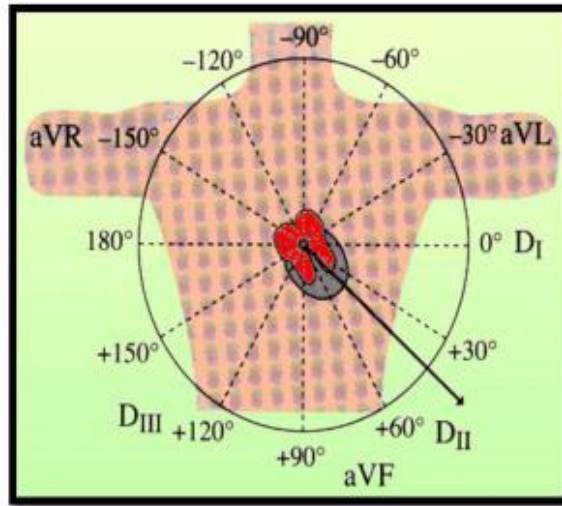


Figure 1. 15: double triaxe [15]

### 1.3.5.2 Plan horizontal : dérivation précordiales

Les électrodes fixées en des ponts définis sur la paroi thoracique (voir la figure1.16) correspondent aux les dérivations précordiales ; ces dérivations explorent des régions spécifiques du myocarde antérieur. L'électrode est places dans l'aire précordiale en six points différents, numérotés de 1 à 6, d'après la nomenclature de l'American Heart Association (2010). [15]

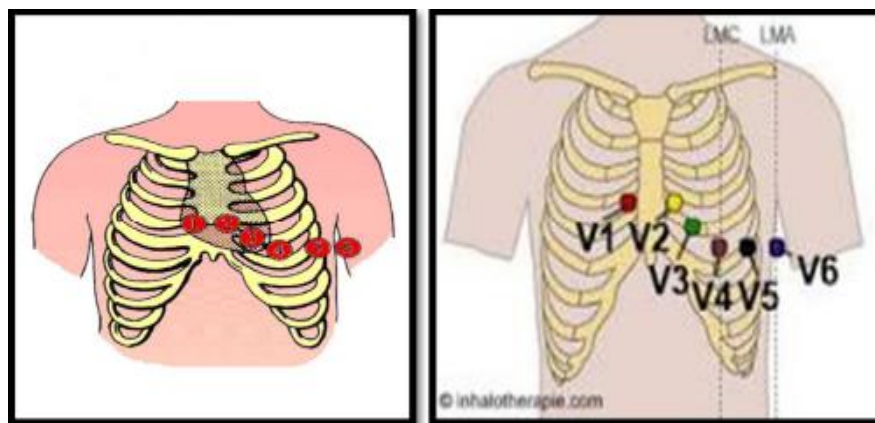


Figure 1. 16: dérivations précordiales [15]

Les dérivations précordiales enregistrées sont désignées par les symboles V1, V2, V3, V4, V5 et V6. La lettre V indique le voltage ; les chiffres en indice correspondent aux dérivations discrètes dans le tableau 1.2. Le tableau 1.3 pour sa part présente les zones du cœur visualisées approximativement par les dérivations **précordiales**.

**Tableau 1.2 : Emplacement des électrodes pour les dérivations précordiales**

Dérivation précordiale	Emplacement sur la cage thoracique
V <sub>1</sub>	Quatrième espace intercostal droit, le plus près du sternum
V <sub>2</sub>	Quatrième espace intercostal gauche, le plus près du sternum
V <sub>3</sub>	à mi-chemin entre V <sub>2</sub> et V <sub>4</sub>
V <sub>4</sub>	Intersection de la ligne medioclaviculaire et du cinquième espace intercostal gauche
V <sub>5</sub>	Intersection de la ligne axillaire antérieure et d'une horizontal passent par V <sub>4</sub>
V <sub>6</sub>	Intersection de la ligne axillaire moyenne et d'une horizontale passent par V <sub>4</sub> et V <sub>5</sub>

**Tableau1.3 : zones du cœur visualisé approximativement par les dérivations précordiales**

Dérivations précordiales	Zones du cœur visualisées
V <sub>1</sub> et V <sub>2</sub>	Paroi ventriculaire droite et septum interventriculaire dans sa partie haute et moyenne
V <sub>3</sub> et V <sub>4</sub>	Partie antérieure du septum et pointe du ventricule gauche
V <sub>5</sub> et V <sub>6</sub>	Partie antérieure et moyenne de la paroi libre du ventricule gauche

## 1.4 Électromyographie

### 1.4.1 L'électro-neuro-myogramme

Examen consistant à enregistrer l'activité électrique d'un muscle ou d'un nerf. Le tracé obtenu est appelé électromyogramme. L'électromyographie fait partie des explorations électrophysiologies du système nerveux permettant d'appréhender entre autres l'aspect fonctionnel du système nerveux. C'est l'enregistrement des courants électriques qui permet d'étudier le système nerveux périphérique, les muscles et la jonction neuromusculaire (contact entre le neurone et le muscle), on a étudié 3 parties.

- L'électro neurographie (étude de la conduction nerveuse motrice et sensitive).
- L'étude de la jonction neuromusculaire.

- L'électromyographie de détection (étude des fibres musculaire). [16]

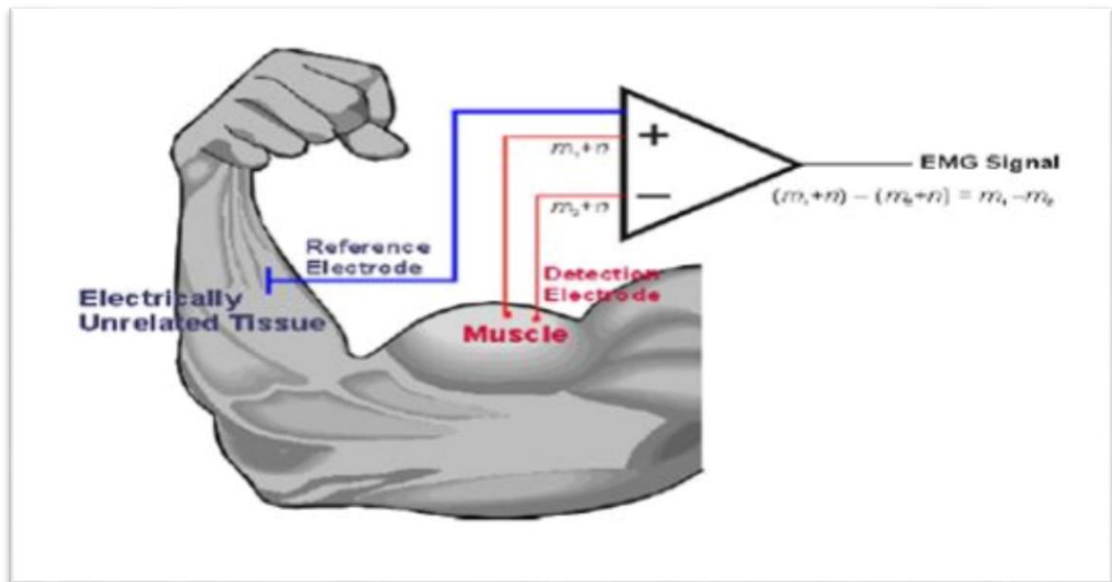


Figure 1. 17: principes de la détection EMG [16]

## 1.4.2 Intérêt

Pour étudier l'activité électrique du nerf, muscle, jonction neuromusculaire.

Nature du processus causal. Atteinte de la jonction.

Atteinte musculaire.

Atteinte neurogène périphérique (motoneurone, axone ou la myéline topographie) :

- Mono neuropathie ou poly neuropathie.
- Radiculaire, plexique ou tronculaire.

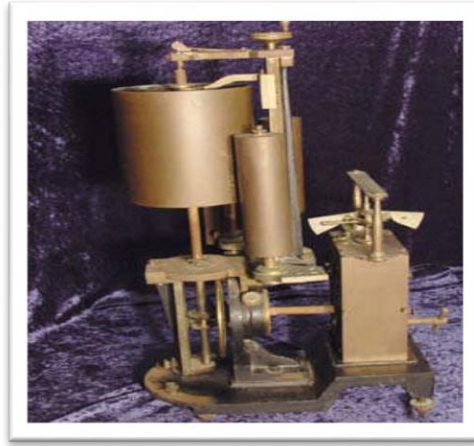
Degrés de sévérité et évolutivité du processus pathologique

## 1.4.3 Vue générale sur le développement de la technologie

### 1.4.3.1 Premier électromyogramme

En 1849, Du Bois-Reymond, considère comme le père de l'électrophysiologie expérimentale, a effectué son expérience classique d'immerger les mains et l'avant-bras d'un sujet dans des cuves séparées remplies d'une solution saline en contact électrique via des électrodes.





**Figure 1. 18: première électromyographie [17]**

Dans les années 1900, Pratt FH a démontré que l'ampleur de l'énergie liée dans une contraction musculaire donnée est le résultat du recrutement des fibres musculaires individuelles plutôt que l'amplitude de l'impulsion de neurones.

Dans les années 1920, Gasser et Erlanger, ont développé un amplificateur pour une utilisation avec l'oscilloscope cathodique nouvellement inventé. Amplifier les signaux d'une paire d'électrodes reliées à un muscle, des signaux EMG pourraient maintenant être affichés.

#### **1.4.3.2 Systèmes EMG analogiques : 1950-1973**

Avec l'invention du premier transistor en 1947, DISA A/S (Danemark), a présenté en 1950 un système EMG à trois voies, capable d'afficher et d'enregistrer des signaux EMG de chaque canal. Il a été appelé le modèle 13A67 (Figure. 1.19).



**Figure 1. 19: DISA 13A67 EMG System [17]**

A la fin des années 1960, les écrans cathodiques avaient plus de fonctions qui permettaient à l'utilisateur de prendre des lectures de quelques potentiels d'action.

Bien que les enregistreurs de films en papier aient été améliorés, le développement réel du film a pris du temps et donc l'enregistrement du signal EMG a été tout simplement effectué à l'aide d'une caméra connectée à l'écran à tube cathodique.

#### 1.4.3.3 Systèmes EMG numériques : 1973–1982

La naissance de l'électronique numérique et l'invention des dispositifs de mémoire, a ajouté un grand nombre de nouvelles possibilités à la conception des systèmes EMG. Les systèmes typiques de cette période incluent la MS6 (à partir de Medelec) et l'ASID 1500 (figure 1.20).

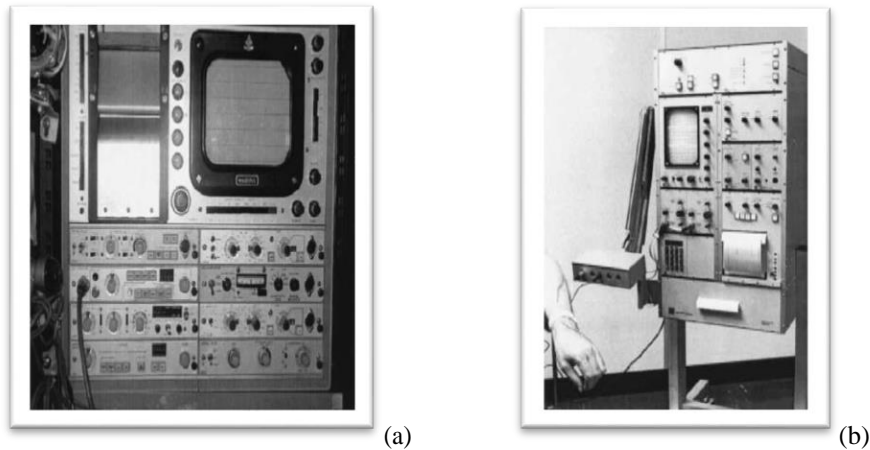


Figure 1. 20: (a) Medelec MS6, (b) DISA 1500, Digital EMG System 1976 [17]

Beaucoup de chercheurs ont commencé leurs systèmes d'interface EMG aux ordinateurs. La combinaison du système EMG avec l'ordinateur a ouvert la possibilité d'un outil d'analyse encore plus puissant pour les signaux EMG. Cependant, la complexité croissante et le coût élevé des systèmes EMG numériques ont poussé vers l'introduction de microprocesseurs dans les systèmes EMG.

#### 1.4.3.4 Systèmes EMG à microprocesseur : 1982-2001

Dans les années 1980, une nouvelle génération d'EMG à microprocesseur a été introduite pour réduire les coûts de production et augmenter la facilité d'utilisation. Au début, les microprocesseurs manquaient encore de pouvoir de traitement et d'acquisition des données, et ont donc été limités à la fonction de contrôle seulement, tel que les moniteurs. Par conséquent, la puissance de calcul de ces premiers systèmes était considérée comme trop lente pour effectuer un traitement de signal et d'analyse de pointe selon les besoins (analyse d'un neurone moteur et l'ensemble des fibres musculaires qu'il innerve). Pour contourner ces limitations, de nombreux systèmes ont été numériquement reliés à un ordinateur externe.



Figure 1. 21: Nicolet Viking EMG System, 1985 [17]

#### 1.4.3.5 Systèmes EMG sans fil/portable : 2001 - à nos jours

Les développements récents dans le domaine de la technologie électronique ont permis d'avoir les équipements EMG actuels. La mémoire matérielle et la puissance de calcul encore augmentées, qui est rendu possible par les microprocesseurs les plus petits et puissants, ont permis de faire un traitement des suites entières d'informations stockées toutes et enregistrées dans un appareil de poche.



Figure 1. 22: MyoTrac Infiniti, Handheld EMG 2003 [17]

Un exemple d'un système EMG typique de poche est le MyoTrac Infiniti introduit en 2003 (Thought Technology Ltd) (figure 1.22). Cet appareil est un EMG à double voies de poche.

Appareil portable avec trois modalités de fonctionnement distinct :

L'électromyographie de Surface (SEMG), électro-stimulation neuromusculaire (NMES) et la SEMG déclenchée par la stimulation (STE).

Ceci est rare par rapport aux autres dispositifs EMG de lire SEMG et fournir l'électrostimulation. [17]

## **1.4.4 Les trois parties de l'électromyogramme**

### **1.4.4.1 La première partie (stimulodétection)**

Étudie la vitesse de conduction des nerfs (nerfs de la motricité et de la sensibilité). À l'aide d'électrodes de stimulation qui délivrent un courant électrique de faible intensité (quelques millièmes d'Ampère et dont la durée est d'un ou deux dix-millièmes de seconde, non douloureux), le neurologue stimule les nerfs et enregistre en aval un potentiel musculaire ou sensitif. En mesurant la distance séparant le point de stimulation et l'électrode de recueil, il peut calculer une vitesse de conduction.

On procède à la stimulation d'un nerf de façon isolée avant de passer au nerf suivant (deux types de nerfs) :

L'étude des vitesses de conduction motrice (pour les nerfs moteurs).

L'étude des vitesses de conduction sensitive (pour les nerfs sensitifs).

Cette première étape de l'examen permet de déterminer si c'est le nerf lui-même (axone) ou la gaine qui l'entoure (myéline) qui est altéré.

Cette partie est appelée la stimulodétection. [19]

### **1.4.4.2 La deuxième partie (détection = électromyogramme)**

Étudie le fonctionnement des muscles. Cette partie est réalisée à l'aide d'une électrode-aiguille que le neurologue introduit en piquant différents muscles (enfoncées dans le muscle à travers la peau). Elles sont reliées à un appareil qui permet de recevoir et d'amplifier le message électrique provenant du muscle. Ce message est transcrit sur un écran puis sur un papier à travers un graphisme. Il ne délivre aucun courant électrique. Par contre l'aiguille enregistre l'activité électrique des muscles. On enregistre les muscles au repos puis lors d'un effort de contraction (le patient effectue un mouvement).

Le dessin obtenu est composé d'une succession de petites ondes en forme de pointe dont chacune représente la contraction d'une unité motrice. Une unité motrice est un groupe de cellules musculaires qui sont commandées par une même cellule nerveuse

On peut ainsi déterminer si le muscle fonctionne normalement ou s'il existe une altération

du fait d'une souffrance du nerf dont il dépend (atteinte neurogène), ou encore si c'est le muscle lui-même qui est malade (atteinte myogène).

Cette partie est appelée l'électromyogramme lui-même (car elle étudie les muscles) ou la détection. [19]

#### **1.4.4.3 La troisième partie : conclusion de l'examen et synthèse de ces deux parties**

Le neurologue peut déterminer grâce à l'électromyogramme des degrés de sévérité et d'évolutivité du processus pathologique.

L'examen permet en outre au clinicien d'orienter la poursuite des examens complémentaires pour parvenir à déterminer la cause de l'atteinte des nerfs périphériques.

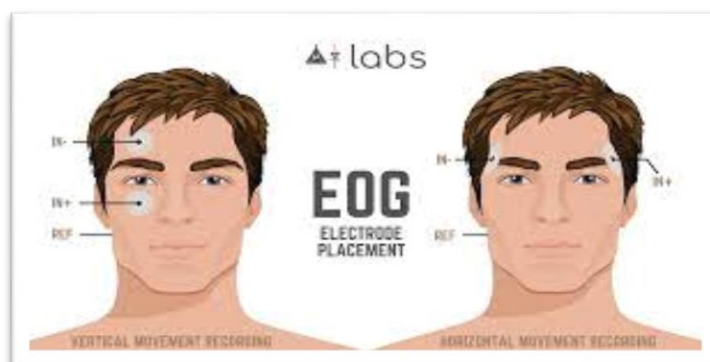
L'électromyographie a lieu au cabinet médical, quelquefois dans un service spécialisé à l'hôpital (neurophysiologie, en consultation de neurologie). Elle ne nécessite pas de préparation particulière et dure environ une demi-heure. On appelle syndrome neurogène périphérique l'atteinte des nerfs ou de leur origine à l'intérieur de la moelle épinière. [18]

## **1.5 Electro-oculogramme (EOG)**

### **1.5.1 Définition**

L'Electrooculographie est une représentation graphique des mouvements oculaires. Elle traduit la différence de potentiel cornéen-rétinien. Cette tension stable est due aux hyperpolarisations et dépolarisations existant entre la cornée et la rétine. Elle est communément appelé électrooculogramme (EOG). Cette différence de potentiel peut être considérée comme un dipôle électrique stable avec un pôle négatif au fond et un pôle positif à la cornée. L'EOG varie de 0,05 à 3,5 mV chez l'homme et est linéairement proportionnel au déplacement oculaire pour des angles inférieurs à  $\pm 30^\circ$ . Le signal EOG a une fréquence qui varie entre 0 et 100 Hz. Les dérivations de l'EOG sont obtenues en plaçant deux électrodes à l'extérieur des yeux pour détecter le mouvement horizontal et une autre paire au-dessus et en dessous de l'œil pour détecter le mouvement vertical. Une électrode de référence est placée sur le front. Le signal EOG change d'environ 20 microvolts pour chaque degré de mouvement oculaire. Dans notre système, les signaux sont échantillonnés 10 fois par seconde. L'enregistrement du signal EOG pose plusieurs problèmes : Premièrement, ce signal est rarement déterministe, même pour la même personne dans différentes expériences. Le signal EOG est le résultat d'un certain nombre de facteurs, notamment la rotation et le mouvement du globe oculaire, le mouvement des paupières, différentes sources d'artefacts telles que l'EEG, le placement des électrodes, les

mouvements de la tête. L'examen d'EOG sensoriel est utilisé pour mesurer l'évolution du potentiel de repos de la rétine en fonction des conditions d'éclairément (obscurité et éblouissement). Ce potentiel trouve son origine entre l'épithélium pigmentaire et l'article externe des photorécepteurs. Ce test est utile pour l'évaluation des maladies qui affectent le pigment épithélium et la choroïde. [19]



**Figure 1. 23: Electrooculogramme [19]**

### **1.5.2 Les caractéristiques du signal EOG**

Au cours des dernières années, les efforts pour développer des systèmes d'aide aux personnes souffrant de plusieurs handicaps ont été augmentés. Une grande avancée a été réalisée dans les systèmes de communication entre les humains et les machines.

Principalement, ces avancées ont été produites dans les communications des machines aux humains, au moyen d'interfaces utilisateurs graphiques ou d'applications multimédias (sons). Cependant, ces progrès dans la communication des humains aux machines ont été modestes, en utilisant des claviers, des souris, des joysticks ou un écran tactile. Tous ces systèmes sont manipulés à la main. Néanmoins, à l'heure actuelle, de nombreux systèmes de communication sont en cours de développement basés sur la reconnaissance vocale ou les informations visuelles et seront lancés sur le marché au cours des prochaines années. Par exemple, les gens font un journal de nombreux mouvements oculaires qui leur permettent d'effectuer différentes tâches, telles que lire, écrire, apprendre de nouvelles choses, acquérir des informations sur l'environnement, manipuler des objets et communiquer avec d'autres personnes, etc. Cette capacité des gens à contrôler la direction de leur regard peut être utilisée pour communiquer avec les machines.

### **1.5.3 Recommandations techniques**

Cliniquement, l'EOG est utilisé pour évaluer la position et les mouvements oculaires, en particulier pendant les études sur le sommeil. Il est également utilisé dans diverses études de

recherche en psychophysiologie. Il est recommandé d'enregistrer l'EOG après dilatation pupillaire pour stimuler la plus grande surface rétinienne possible. La stimulation lumineuse, photopique et suffisamment intense est délivrée en binoculaire. Mais le recueil et le traitement du signal sont monoculaires. Le patient est placé pendant une quinzaine de minutes dans une ambiance lumineuse calibrée de préadaptation. Puis il est placé dans l'obscurité pendant 12 ou 15 min suivant les protocoles et enfin dans une ambiance lumineuse intense stable pendant 15 min. Le patient doit effectuer des séquences de saccades, tête fixe, vers deux diodes placées à 30° de part et d'autre de la ligne médiane. Deux ou trois séquences sont enregistrées pendant la phase de préadaptation, sept pendant la phase dans l'obscurité et neuf pendant la phase d'éclairage continu. Certains auteurs ont proposé d'associer une stimulation discontinue toutes les 60 s pendant la phase de préadaptation de manière à provoquer des oscillations rapides de l'EOG.

#### **1.5.4 Intérêt de l'EOG**

L'EOG est un examen théoriquement indiqué face à toute pathologie affectant la totalité de l'EP sans retentissement sur les PR ou avant qu'il ne survienne (le fonctionnement des PR doit être normal pour que l'EOG soit analysable).

Il n'est pas modifié lors d'atteintes localisées de l'EP.

Pratiquement, l'EOG constitue l'examen diagnostique essentiel de la maladie de Best, due à des mutations de gènes codant pour les canaux chlore de la MB de l'EP. Il est également utilisé dans le suivi de la maladie de Stargardt.

Enfin, son utilisation a été évoquée dans la surveillance de traitements (vigabatrin...). Mais la difficulté de sa réalisation limite son emploi. [19]

#### **1.5.5 Les limites à la réalisation d'un EOG**

Il s'agit de difficultés de participation actives de patients du fait de l'âge (enfant, sujet âgé), de la compréhension ou de la durée du test, d'une paralysie oculomotrice, d'une acuité visuelle limitant de la perception des diodes, de la prise de traitement (mannitol, acétazolamide) pouvant induire des variations de potentiels de l'EP. [19] L'hypothèse sous-jacente de cette méthode d'enregistrement des mouvements oculaires est que le mouvement du champ électrique dans les tissus conducteurs entourant l'œil est lié, d'une manière simple (généralement supposée linéaire) aux mouvements de l'œil lui-même. En raison de la non-uniformité de ces tissus et de la forme des tissus qui les entourent, cela ne peut être qu'une approximation de la réalité

biologique. Cependant, pour les mouvements oculaires horizontaux dans la plage de 30 degrés, le potentiel mesuré est supposé être linéaire par rapport au mouvement réel de l'œil sur l'orbite. La résolution de l'EOG est considérée comme étant d'environ 1 degré. Parce qu'il s'agit d'une technique relativement simple, l'EOG est encore couramment utilisé en clinique pour tester les mouvements oculaires chez les patients. [20]

## **1.6 Présentation du signal photo Pléthysmographie PPG**

### **1.6.1 Photopléthysmogramme**

#### **1.6.1.1 Définition**

Le Photoplethysmogramme (PPG) est un signal mesurable à travers des circuits optoélectroniques. La morphologie du signal PPG provient de la variation de volume du sang d'un vaisseau sanguin compte tenu de la circulation de l'onde artérielle (onde de pouls) dans ce vaisseau. Le rythme et la fréquence cardiaque sont mesurables à partir du traitement de ce signal.

#### **1.6.1.2 Historique**

L'introduction des premiers analyseurs des gaz du sang à la fin des années 1950, il a révolutionné la pratique médicale rapidement. Jusqu'à récemment, la mesure de la saturation en oxygène du sang artériel nécessitait l'échantillonnage direct du sang artériel, qui, est difficile comme était invasive et potentiellement risquée. La technologie d'oxymétrie de pouls était disponible en 1930, mais a été limitée dans son utilisation, car il était lourd et encombrant. En 1935 Karl Matthes développa le premier appareil non pulsatile qui permit le monitoring continu et non invasif de la saturation en oxygène de l'hémoglobine artérielle. Inventé au début des années 1970 par un bio-ingénieur japonais, Takuo Aoyagi, il sera utilisé dès 1980 dans les salles d'opération américaines, puis son usage va s'étendre aux unités de soins intensifs. Aujourd'hui l'oxymétrie de pouls fournit une méthode simple, non invasive, peu coûteuse portable et de surveiller en permanence la saturation en oxygène et la fréquence cardiaque avec une bonne précision. [21]

### **1.6.2 Principe de fonctionnement**

#### **➤ Physiologie**

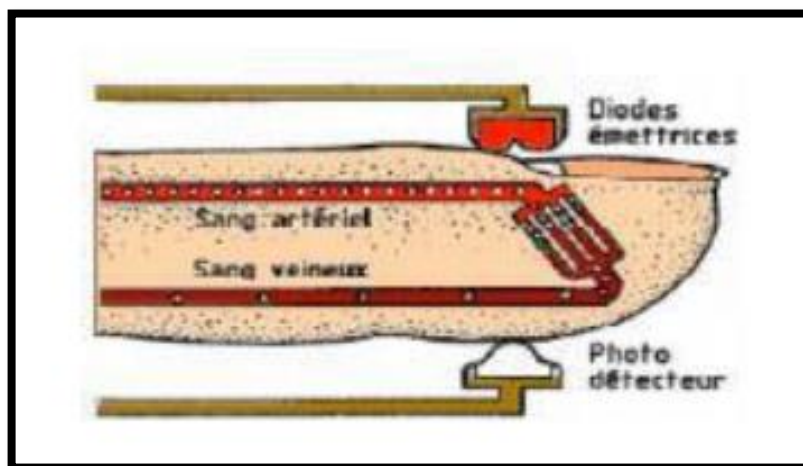
Les hématies ou globules rouges sont composées d'environ 33 % d'hémoglobine. Chaque molécule d'hémoglobine porte quatre atomes de fer qui peuvent chacun se lier à une molécule d'oxygène. Lorsque l'oxygène se lie au fer, le globule rouge se charge en oxygène et prend



une couleur rouge vif. L'hémoglobine oxygénée s'appelle, «l'oxyhémoglobine. ». } Lorsque l'oxygène est distribué aux tissus, le globule rouge est quasi déchargé en oxygène. L'hémoglobine désoxygénée s'appelle : « la d'oxyhémoglobine ».

### ➤ **Fonctionnement**

Le principe de fonctionnement consiste à mettre le doigt dans une pince qui contient au-dessus deux LED (deux diodes électroluminescentes Rouge et Infrarouge) qui émettent la lumière vers le doigt sur lequel on applique une vasodilatation, ainsi un photo détecteur placé au-dessous de doigt pour recevoir la lumière traversée. Figure (I.24)



**Figure 1. 24: Le principe Photopléthysmographique [21]**

L'oxyhémoglobine absorbe plus de lumière infrarouge et laisse passer plus de lumière rouge.

La déoxyhémoglobine absorbe plus de lumière rouge et laisse passer plus de lumière infrarouge.

La partie non absorbée est recueillie par le capteur photoélectrique et analysée. L'analyse est effectuée suivant la valeur d'absorption de l'oxyhémoglobine et de la déoxyhémoglobine.

Les appareils de mesure fonctionnent selon deux principes :

1. La pléthysmographie : qui utilise l'absorption des ondes lumineuse pour reproduire les ondes émises par le sang pulsatif.
2. La spectrophotométrie : qui mesure l'absorption de la lumière à travers les substances à certaines longueurs d'ondes.

### 1.6.3 Caractéristiques du signal PPG

Le signal photoplethysmogramme PPG à sa détection (sortie du Photodétecteur) est constitué de deux composantes ; une composante continue (DC) et une composante alternative (AC) (voir figure 1.25).

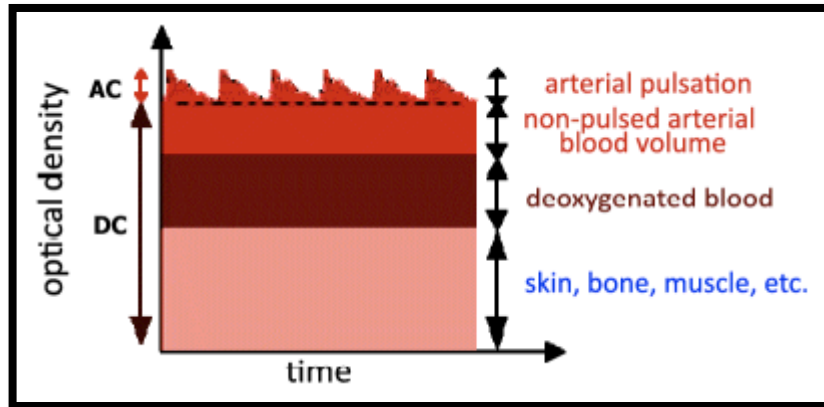


Figure 1. 25: description des composantes du signal PPG [22]

La composante continue du signal reflète le volume sanguin moyen dans les tissus et est liée à des paramètres physiologiques comme l'activation du système nerveux sympathique, la respiration, ou la thermorégulation. Cependant La composante AC est dû à la pulsation artérielle et se décompose en deux phases (voir figure 1.26). Durant la première phase l'intensité du signal croît et atteint son maximum durant la phase systolique. Ce pic d'amplitude est exploité pour déduire la fréquence cardiaque instantanée, en mesurant l'intervalle de temps entre deux pics consécutifs. En suite quand le cœur termine son cycle systolique, le signal PPG décroît (phase deux) et rentre dans la phase diastolique. Les artères qui se sont élargies pendant la systole se contractent, ce retour élastique naturel assure une pression minimale non nulle qui implique que la circulation du sang est toujours continue. [22] [23] [24].

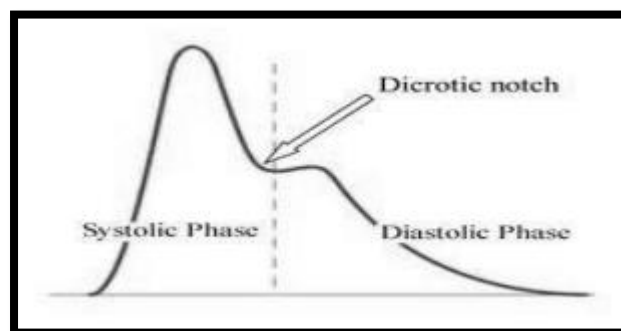


Figure 1. 26: le signal PPG [24]

Un rebond est souvent observable sur le signal PPG qui sépare la phase systolique de la phase diastolique et qui correspond à l'onde dicrote (voir figure 1.26). Cette onde apparaît lorsque la valve aortique, pour empêcher le reflux de sang, se referme. Le sang qui retourne vers le cœur rebondit sur les parois de la valve, générant ainsi une légère augmentation du volume sanguin.

A travers ce signal, différents paramètres physiologiques peuvent être déterminés pour une exploration des vaisseaux sanguins comme par exemple l'indice d'augmentation (ou encore Augmentation Index AI). De même d'autres paramètres peuvent être aussi déterminés en exploitant ce signal avec le signal ECG et/ou PCG ; il s'agit dans ce cas particulièrement de la vitesse de l'onde de pouls (VOP) ou encore la pression artérielle.

## **1.7 CONCLUSION**

Dans ce chapitre nous avons présenté des notions générales sur les signaux bios potentiels. En premier lieu nous avons décrit le fonctionnement du cœur et le signal ECG nécessaire à l'exploration cardiaque. En deuxième lieu la description du signal EMG. En troisième lieu nous avons présenté le signal EOG. Et enfin une présentation générale des différentes caractéristiques du signal PPG.

# ***Chapitre 2 : Etude théorique des circuits d'acquisition des signaux bio potentiels***

---

## **2.1 Introduction**

Le traitement du signal est devenu partie intégrante dans tous les systèmes d'analyse du signal bio potentiel, à cause de diverses informations qu'il peut apporter, telle que l'amélioration de l'exactitude de mesure et la reproductivité de l'analyse. Ainsi, le traitement du signal a contribué dans la compréhension des signaux bio potentiels par la facilité d'extraction des informations qui ne sont pas visibles par une analyse visuelle directe.

Tout enregistrement d'un signal biomédical est obligatoirement entaché de bruit, d'où la nécessité de mettre en place des filtres ayant pour objectif l'élimination de ces bruits des signaux utiles.

## **2.2 Étude du circuit d'acquisition du signal ECG**

Le circuit d'acquisition du signal ECG est représenté sur la figure 2.1. Il est composé des éléments et étages suivants :

- Un ensemble de 3 électrodes : 2 électrodes situées au niveau des deux bras et une électrode au niveau du pied droit
- Un ensemble de 3 fils blindés de type audio/ vidéo
- Un amplificateur d'instrumentation référence AD620 de gain différentiel  $\leq 50$
- Un circuit driver (pilotage) du blindage à travers un suiveur à amplificateur opérationnel.
- Un circuit driver du pied droit à travers un amplificateur inverseur
- Un filtre passe haut passif de fréquence de coupure  $f_c = 0.15\text{Hz}$  suivi d'un amplificateur non inverseur à gain ajustable
- Un filtre passe haut passif de fréquence de coupure  $f_c = 0.15\text{Hz}$  pour éliminer la tension d'offset.
- Un gfiltrer passe bas actif du 2<sup>ème</sup> ordre de fréquence de coupure  $f_c = 40\text{ Hz}$

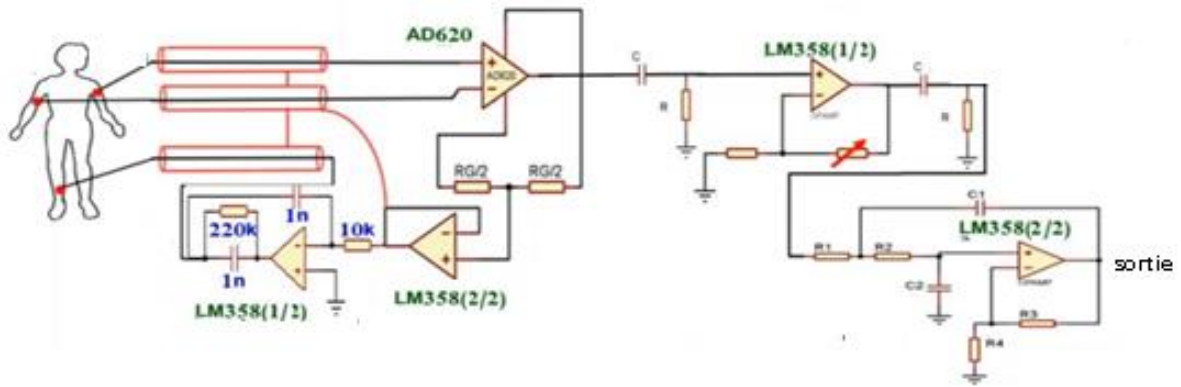


Figure 2. 1: circuit d'acquisition du signal ECG [25]

### 2.2.1 L'amplificateur d'instrumentation

Le signal bio potentiel étant de très faible niveau une amplification est nécessaire. Pour assurer une symétrie des entrées avec une impédance très élevée, un schéma à trois amplificateurs opérationnels est proposé. La figure 2.2 ci-dessous illustre la configuration simplifiée de l'amplificateur d'instrumentation AD620 à 3 amplificateurs opérationnels

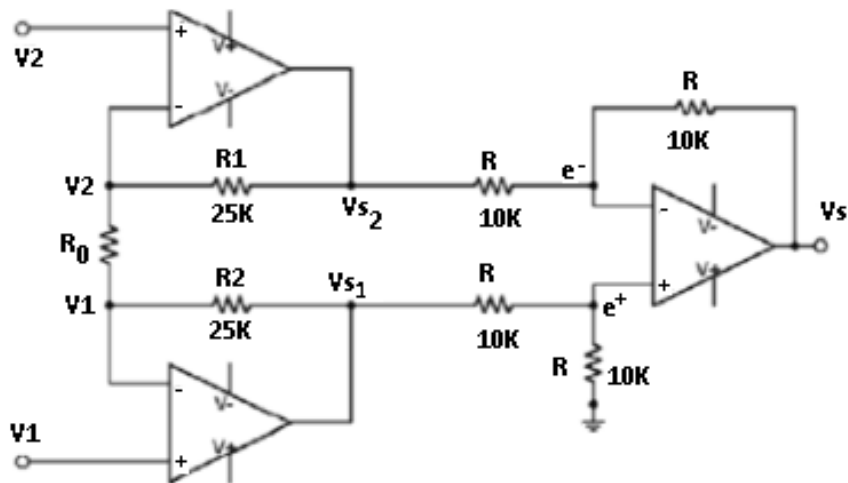


Figure 2. 2: Structure de l'amplificateur d'instrumentation AD620 [26]

Cette configuration associe un amplificateur différentiel de gain =1 à un étage d'entrée différentielle symétrique. Si on suppose que les amplificateurs opérationnels sont parfaits, L'application du théorème de MILLMAN nous permet d'écrire :

$$V_1 = \frac{V_2 + \frac{V_{S1}}{R_2}}{\frac{1}{R_0} + \frac{1}{R_2}} ; \quad V_2 = \frac{V_1 + \frac{V_{S2}}{R_1}}{\frac{1}{R_0} + \frac{1}{R_1}} ; \quad e^- = \frac{V_{S2} + \frac{V_S}{R}}{\frac{1}{R} + \frac{1}{R}} ; \quad e^+ = \frac{V_{S1} + \frac{0}{R}}{\frac{1}{R} + \frac{1}{R}} ; \quad e^- = e^+$$

De ces expressions, on déduit l'expression du signal de sortie de l'amplificateur AD620 sous sa forme différentielle :

$$V_s = \left(1 + \frac{25k\Omega}{R_0}\right) (V_1 - V_2) \quad \text{Avec} \quad A_d = \left(1 + \frac{25k\Omega}{R_0}\right)$$

On a donc un gain différentiel  $A_d$  réglable à l'aide d'une seule résistance  $R_0$  externe au CI. Ce circuit est réalisé avec une très grande précision sur les résistances  $R_1$ ,  $R_2$  et  $R$  ainsi qu'une très bonne stabilité thermique. Le premier étage de l'amplificateur d'instrumentation ne génère pas d'erreur de mode commun de par sa symétrie. En effet, si  $V_C = V_1=V_2$  et si les amplificateurs opérationnels sont supposés parfaits, la sortie associée au mode commun indésirable  $V_s = 0$ . Comme les amplificateurs sont réels et si on tient compte des tolérances des résistances, un terme correspondant au mode commun s'ajoute à l'expression de la tension de sortie  $V_s$  :

$$V_s = A_d \cdot e_d + A_c \cdot e_c \quad \text{Avec} : A_c : \text{gain en mode commun} ;$$

$e_d = V_1 - V_2$  (Entrée en mode différentiel) et  $e_c = V_1 = V_2 = \frac{V_1+V_2}{2}$  (entrée en mode commun)

L'expression du gain peut s'écrire :

$$V_s = A_d((V_1 - V_2) + \frac{A_c}{A_d} \left(\frac{V_1 + V_2}{2}\right)) = A_d((V_1 - V_2) + \frac{A_c}{A_d} (V_1 + V_2))$$

$$V_s = A_d \left( (V_1 - V_2) + \frac{1}{2 \cdot \text{CMRR}} (V_1 + V_2) \right)$$

$$\text{Avec} : \text{CMRR} = \frac{A_d}{A_c} \quad \text{et} \quad \text{CMRR}_{\text{dB}} = 20 \cdot \log \frac{A_d}{A_c}$$

Pour un gain différentiel variant entre 1 et 1000, la valeur typique du CMRR varie entre 90 et 130 dB, ces valeurs montrent bien l'aptitude du circuit à réduire le niveau du bruit en plus de sa faible puissance, sa grande précision, sa faible tension de décalage (50 mV max) et sa dérive en température (0.6 mV max/°C). Ces performances le rendent bien adapté pour les signaux bios potentiels, En effet les tests de fonctionnement de l'amplificateur ont donné de bons résultats pour des niveaux de tensions de l'ordre de 0,28 mV dans la bande 0,1 Hz à 10Hz

## 2.2.2 Etude du filtrage

### 2.2.2.1 Nature et origine du bruit

On peut définir comme bruit toutes les perturbations qui apparaissent sur le signal ECG et qui proviennent des sources autres que le cœur. Il ya différents types de bruits, mais la plupart d'entre eux sont de types additifs tandis que le bruit respiratoire qui cause la déformation de la ligne de base est multiplicatif, ce qui se traduit par un effet de modulation d'amplitude sur le signal ECG, ce qui peut fausser la détection des pics R. Ces bruits peuvent être classés selon leurs origines en deux grandes catégories, les Bruits d'origine technique et les bruits d'origine physique.

#### a. Bruit d'origine technique

Les bruits d'origine technique sont les bruits qui sont causés par le matériel utilisé lors de l'enregistrement et dont les plus courants sont :

#### b. Le Bruit du réseau 50Hz

Le bruit 50Hz est un bruit qui provient du réseau de distribution électrique. Il contamine le signal ECG avec des oscillations dont l'harmonique fondamentale est à 50 Hz. Généralement, ce bruit est présent dans tous les enregistrements et il peut être assez fort, cependant il s'élimine facilement à l'aide d'un filtre rejeteur de bande. Ce type de bruit est illustré sur la figure 2.3.

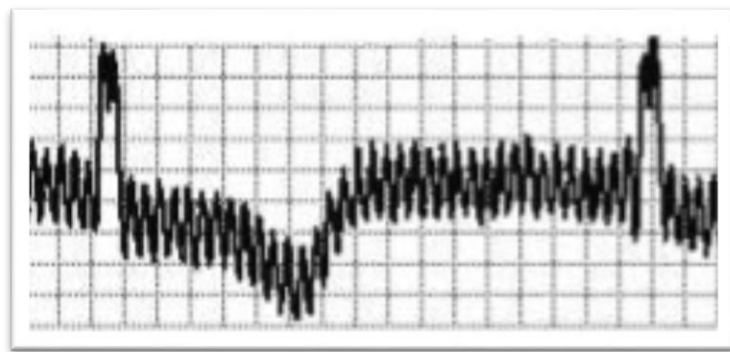
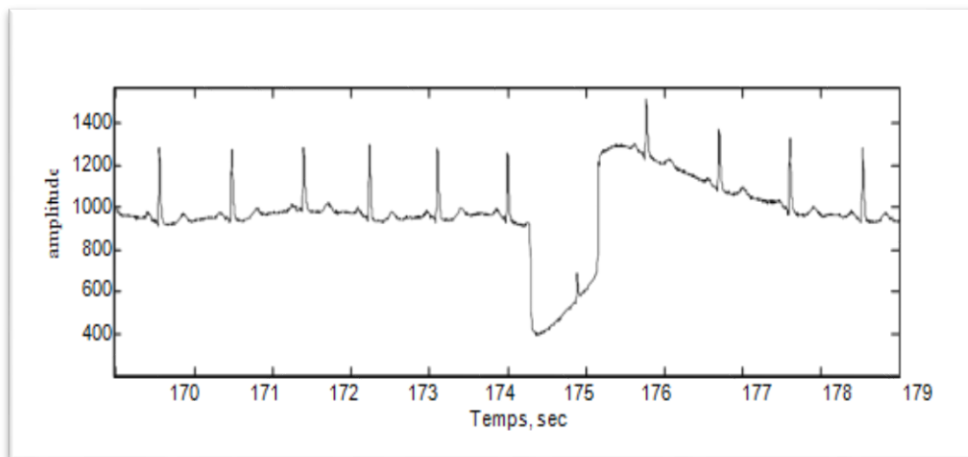


Figure 2. 3: bruit du secteur 50Hz [27]

#### - le bruit du au mauvais contact électrode-peau

Lorsque les électrodes utilisées pour le recueil du signal ECG se détachent ou le gel entre l'électrode et la peau se sèche, cela peut provoquer un bruit qui se manifeste par des changements brusques de l'amplitude du signal d'ECG (voir figure 2.4), ainsi que de faibles changements de fréquence de référence. De plus, une mauvaise conductivité entre les électrodes et la peau peut avoir un effet sur le signal EGC qui peut aller d'une simple diminution d'amplitude à l'apparition des pics qui peuvent parfois être confondus avec les ondes du tracé

normal. Ce type de bruit est difficile à éliminer car son énergie se trouve dans la même gamme de fréquence que celle des complexes QRS.



**Figure 2. 4: Bruit dû au mauvais contact électrode-peau [27]**

#### **- Les autres bruits d'origine technique**

Parmi les autres bruits techniques souvent rencontrés, nous pouvons citer :

Les artefacts dus aux Mouvements des câbles électriques

La saturation des instruments de mesure

Mauvaise qualité du câblage

Port de vêtements synthétiques.

Ondes RF émises par les équipements électro chirurgicaux.

#### **-Les Bruits d'origine physique**

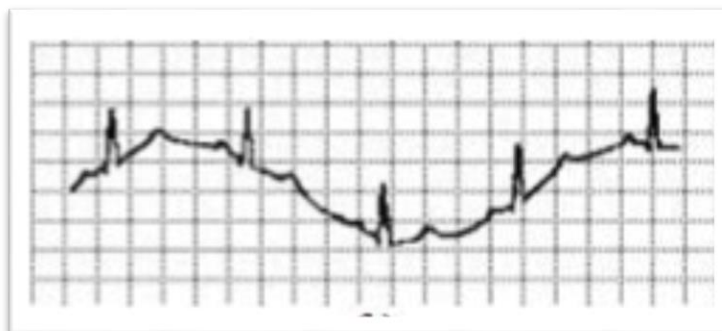
Les bruits d'origine physique sont des artefacts engendrés par, soit des activités électriques du corps humain telles que les contractions musculaires, soit par les mouvements lors de la respiration.

#### **-Fluctuations de la ligne de base**

La ligne de base est la ligne horizontale prise comme référence pour étudier la forme et l'amplitude des différentes ondes cardiaques. Les fluctuations de cette ligne de base correspondent aux déviations de basses fréquences de l'amplitude de l'ECG liées principalement aux mouvements du patient pendant sa respiration. En effet Pendant un enregistrement d'un signal ECG, l'activité respiratoire peut faire osciller la ligne de base du signal à un rythme régulier. Un tel bruit est visible sur la figure 2.5 Généralement, Ces



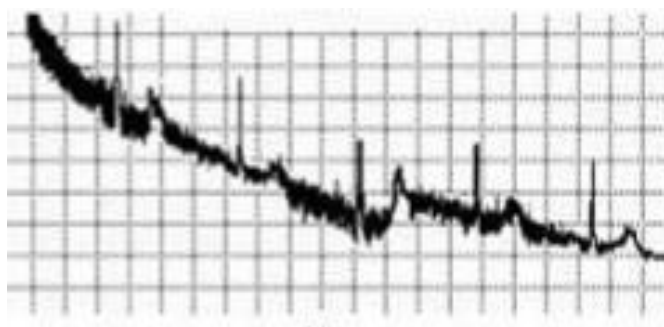
perturbations ne sont pas très gênantes pour l'analyse du signal ECG, car ils peuvent être filtrés puisque leur énergie se situe dans les basses fréquences.



**Figure 2. 5: fluctuations de la ligne de base [27]**

#### **- Autres artefacts d'origine physique**

Le signal ECG peut être affecté par des signaux dus à certaines maladies comme l'hyperthyroïdie, l'ischémie et l'hypokaliémie. Ainsi que l'utilisation de certains médicaments qui peuvent modifier l'allure du tracé ECG, notamment la dioxine qui bloque la conduction AV et ralentit la fréquence cardiaque et la digitaline qui provoque un abaissement du segment ST avec inversion des ondes T et tend à raccourcir l'intervalle QT.



**Figure 2. 6: les artefacts dûs aux mouvements du patient [27]**

#### **2.2.2.2 LE FILTRE PASSE BAS**

Un filtre passe bas (P-B) est un filtre qui laisse passer les basses fréquences et qui atténue les hautes fréquences c'est à dire les fréquences supérieures à la fréquence de coupure. La réponse en fréquence est relativement constante (gain fixe) aux basses fréquences, le gain est nul aux fréquences supérieures à la fréquence de coupure ( $f_c$ ). La décroissance plus ou moins rapide dépend de l'ordre de filtre. [28]

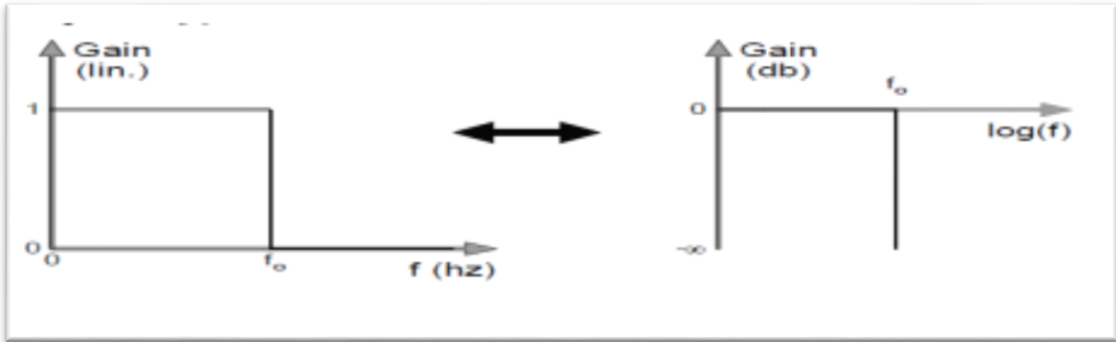


Figure 2. 7: la réponse en fréquence de filtre passe bas idéal [28]

On utilise le filtre passe bas pour éliminer ou réduire les composantes de fréquences supérieures à la fréquence de coupure.

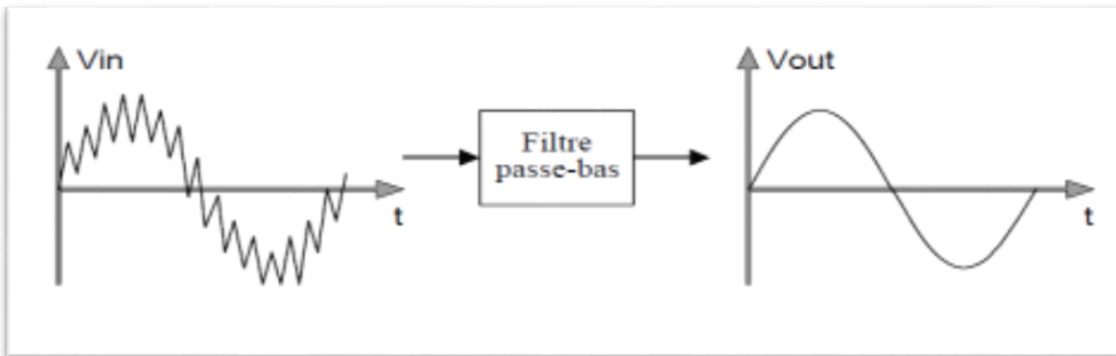


Figure 2. 8: signal d'entre avant et après filtre passe bas [28]

La manière la plus simple de réaliser physiquement ce filtre et d'utiliser un circuit RC. Ce circuit est constitué d'une résistance R et d'un condensateur de capacité .ces deux éléments sans place en série avec la source du signal (figure 2.9). [29]

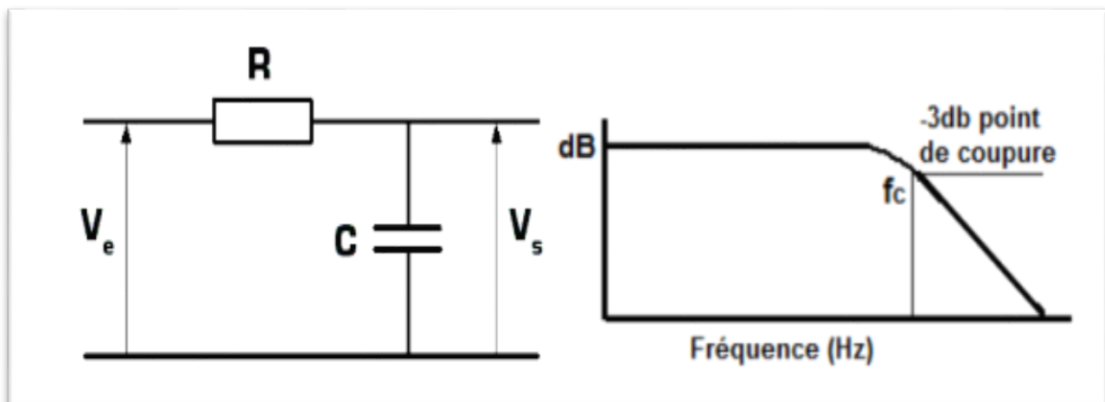


Figure 2. 9: à gauche, filtre P-B. à droite, le tracé de Bode du filtre [29]

La fonction de transfert est donnée comme suit :

$$Hj\omega = \frac{Vout}{Vin} = \frac{1}{1 + j\omega RC}$$

On en déduit la fréquence de coupure :

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

Pour notre réalisation, nous avons utilisé un filtre actif du deuxième ordre, il s'agit d'un filtre de structure sallen et key (fig 2.10) dont la fréquence de coupure est donné par :

$$F_c = \frac{1}{2\pi \sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} = \frac{1}{2\pi RC}$$

Avec :  $C_1 = C_2 = C$  et  $R_1 = R_2 = R$

$C = 1 \mu\text{F}$  et  $R = 4\text{K}\Omega \rightarrow F_c = 40 \text{ Hz}$ .

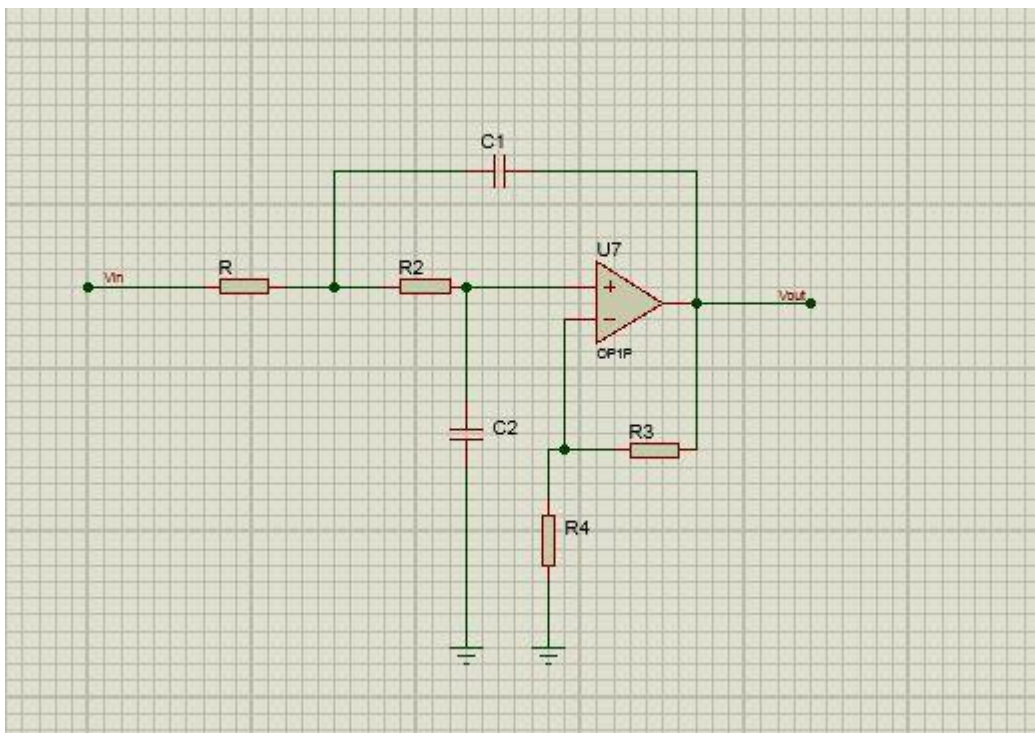


Figure 2. 10: filtre passe bas- structure de sallen et key-

### 2.2.2.3 FILTRE PASSE-HAUT

Un filtre passe haut (P-H) est un filtre qui laisse passer les hautes fréquences et qui atténuer les bases fréquences. C'est à dire les fréquences inférieur à la fréquence de coupure. La réponse en fréquence est relativement constante (gain fixe) aux hautes fréquences, le gain est nul aux fréquences inférieur à la fréquence de coupure ( $F_c$ ). La croissance plus ou moins rapide dépend de l'ordre du filtre. (Figure 2.11).

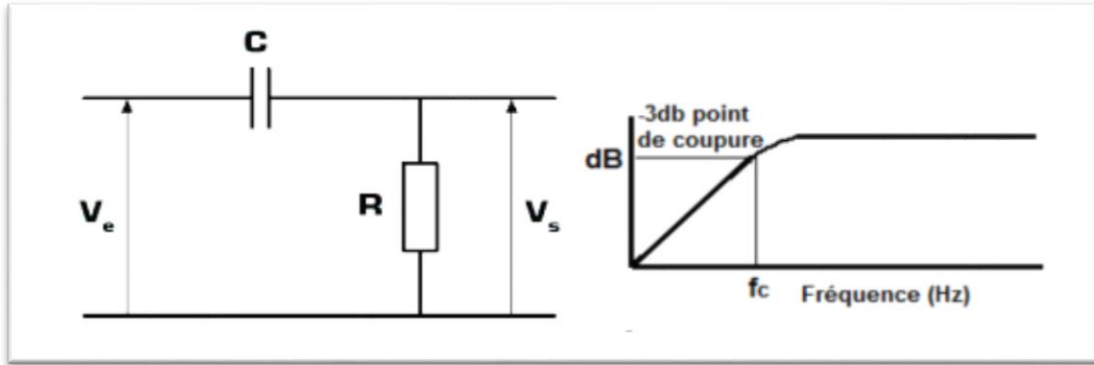


Figure 2. 11: à gauche, filtre P-H. à droite, le tracé de Bode du filtre [29]

La fonction de transfert  $H(j\omega)$  de ce filtre est donnée par :

$$Hj\omega = \frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{j\omega RC}{1 + j\omega RC}$$

Sa fréquence de coupure est :  $F_c = \frac{1}{2\pi RC}$

Dans notre réalisation nous avons utilisé les valeurs des composants :

$C = 1 \mu F$  et  $R = 1 M\Omega \rightarrow F_c = 0.15 \text{ Hz}$ .

### 2.2.3 Amplification

Après l'opération du filtrage qui provoque une atténuation du signal au niveau de son amplitude, il est nécessaire d'ajouter une deuxième étape d'amplification. Un simple amplificateur non inverseur est réalisé en utilisant l'amplificateur opérationnel LM358.

Le schéma du circuit est illustré sur la Figure 2.12

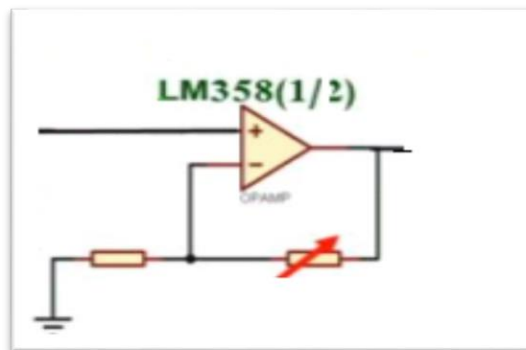


Figure 2. 12: Montage d'un amplificateur non-inverseur

### 2.2.4 Le circuit de pilotage du blindage des câbles issus des électrodes

La charge électrique située au niveau du blindage génère un bruit qui peut perturber le signal ECG. Pour éliminer l'effet de cette charge électrique, on utilise un circuit de pilotage du blindage.

Pour cela, on remplace la résistance externe  $R_G$  d'ajustement du gain de l'amplificateur d'instrumentation par deux résistances de valeurs  $\frac{R_G}{2}$  montées en série. Le point milieu de ces résistances, dont le potentiel correspond justement à la tension de mode commun  $v_c$  (bruit des charges électriques), est relié à l'entrée d'un suiveur à amplificateur opérationnel. Ce montage permet d'avoir le même potentiel  $v_c$  sur les trois fils et sur leurs blindages. D'où une ddp nulle vis-à-vis du bruit des charges au niveau des câbles.

### 2.2.5 Le circuit de pilotage du pied droit

Pour réduire la tension de mode commun  $v_c$ , on la récupère au niveau de la sortie du suiveur et on l'injecte au niveau du pied droit à travers un amplificateur inverseur. En effet, une tension de valeur proche de  $-v_c$  injectée au niveau de la jambe droite va réduire son amplitude.

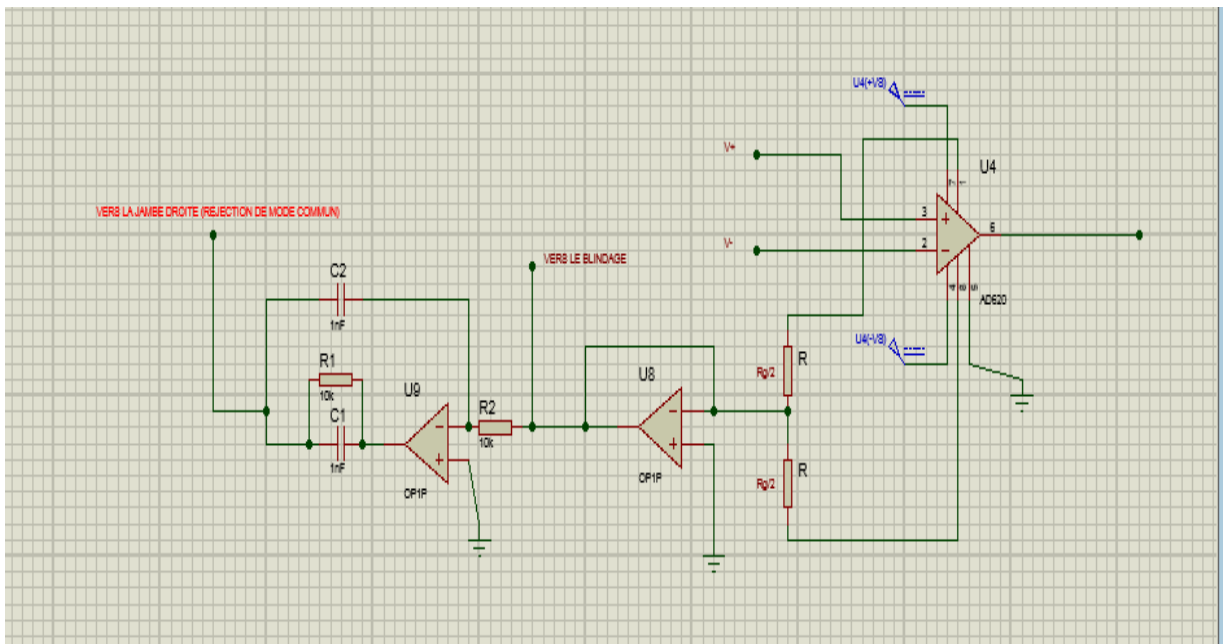


Figure 2. 13: le circuit de pilotage du pied droit

## 2.3 Étude du circuit de traitement du signal EMG

### 2.3.1 Bruit du signal EMG

On considère lors d'un enregistrement EMG, que le bruit de fond et les signaux d'origine non identifiée ont une densité de puissance constante sur l'ensemble de la région de fréquence étudiée. En partant de cette hypothèse, la composante {bruit} du rapport signal/bruit est généralement extrapolée à partir des valeurs de densité de puissance obtenues dans la zone des fréquences les plus élevées du spectre de puissance de l'EMG.

Le bruit provenant des appareils d'enregistrement électro physiologique modernes ne pose généralement pas de problème, mais d'autres équipements, comme les capteurs de pression ou de mouvement, les pompes, et les ventilateurs, peuvent introduire des bruits de fréquence variée. [30]

### **2.3.1.1 Les bruits d'origine externe**

Les couplages parasites (inductifs ou capacitifs) avec le réseau induisent dans le montage des tensions ou des courants parasites à des fréquences multiples de 50 Hz. Lorsque les alimentations sont mal filtrées, Leurs tensions résiduelles agissent comme des bruits externes. Les relais et les contacteurs produisent des parasites au moment de l'interruption du courant qui traverse leurs enroulements. Les circuits de commande à thyristors ou à triacs introduisent également des parasites. [30]

### **2.3.1.2 Les bruits d'origine interne**

Ils sont dus au caractère discontinu et quantifié des phénomènes physique à l'échelle microscopique ; ils ont pour origine des fluctuations permanentes et aléatoires des grandeurs électriques ou électromagnétiques (courant, tension, champ,...). Suivant le mécanisme de génération du bruit, et donc suivant le caractère de ces fluctuations, on distingue plusieurs types de bruits :

- ✓ Le bruit thermique (Johnson noise).
- ✓ Le bruit de grenaille (Shoot noise ou bruit de Schottky). [30]

## **2.3.2 Etude des circuits de détection et de mise en forme du signal EMG**

Le circuit de détection et de mise en forme du signal EMG est constitué par des électrodes, un préamplificateur- un filtre passe haut-filtre passe bas - un amplificateur – un redresseur.

Le schéma électrique du circuit est illustré sur la figure 2.14.

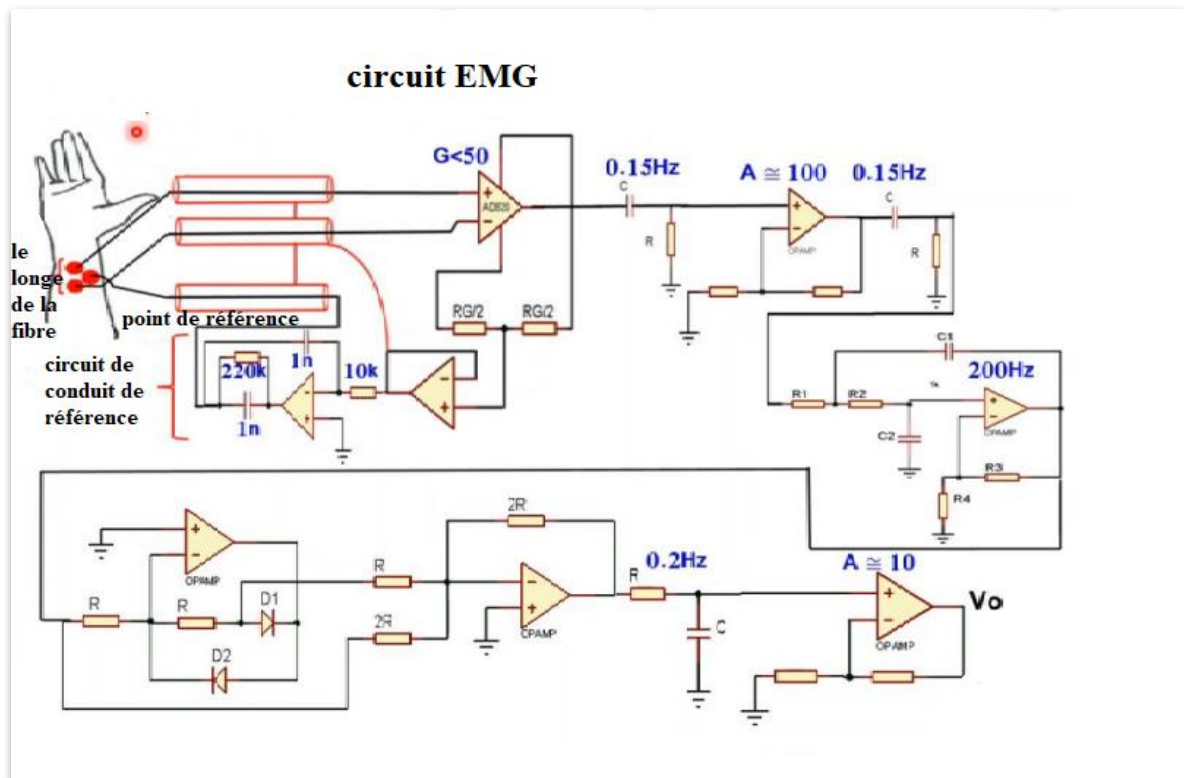


Figure 2. 14: Schéma électrique du circuit de détection et de mise en forme du signal EMG [25]

### 2.3.2.1 Préamplificateur

L'amplificateur d'instrumentation sert à amplifier les faibles différences de potentiels entre les différents membres du corps. Grâce à son taux de rejet de mode commun très élevé, il permet de minimiser au maximum la tension de mode commun pour avoir un signal d'une bonne qualité.

Dans notre réalisation le choix est porté sur l'AD620.

### 2.3.2.2 Filtrage

Dans notre dispositif, nous remarquons que le signal à la sortie de l'amplificateur d'instrumentation est composé d'un signal informatif très bruité. Notre but est d'avoir un signal propre à l'activité du muscle, On distingue collectivement ces parasites sous le terme de bruit au niveau du deuxième étage. L'élimination de ces composantes parasites est effectuée à l'aide d'un filtre passe-haut et un filtre passe-bas.

#### a. Filtre passe haut

La fréquence de coupure du filtre passe-haut est donnée par :  $F_c = \frac{1}{2\pi RC}$

Dans notre réalisation nous avons utilisé les valeurs des composants suivantes :

$$R=4k, C=1\mu F \rightarrow F_c=0.15Hz$$

## b. Filtre passe bas

La structure de Sallen et key est utilisée avec une fréquence de coupure  $f_c = 200\text{Hz}$

### 2.3.2.3 Le Redresseur à seuil réduit (redresseur idéal)

Une mise en forme du signal est nécessaire pour récupérer le signal EMG. En effet, l'enveloppe du signal de faible niveau, ne peut être obtenue qu'après son redressement. On ne peut pas le redresser par une simple diode dont le seuil est de l'ordre de  $V_{\text{seuil}} = 0,7\text{v}$ , on fait appel à un redresseur à seuil réduit qui n'est que l'association de deux diodes avec un amplificateur opérationnel. Le seuil de redressement sera dans ce cas réduit à un niveau de l'ordre de  $\frac{V_{\text{seuil}}}{A_0}$ .

$A_0$  étant le gain en boucle ouverte de l'amplificateur opérationnel. Le schéma du redresseur à seuil réduit suivi d'un sommateur est représenté sur la figure 2.15

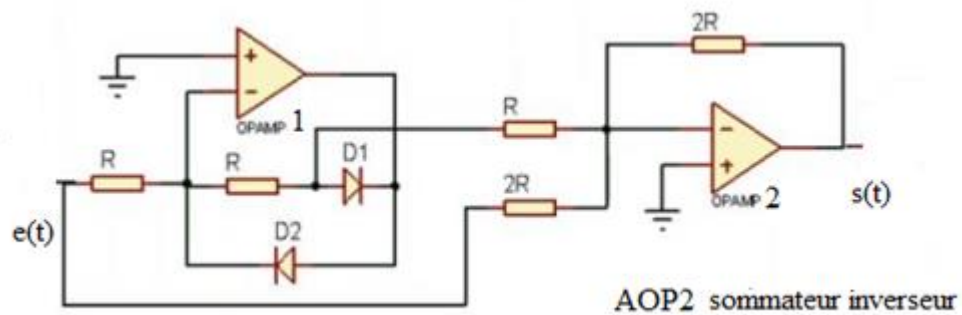


Figure 2. 15: redresseur double alternance à seuil réduit [25]

#### Fonctionnement :

- a. Si  $e(t) > 0$   
La sortie de l'AOP est  $< 0$

→ D1 est passant et D2 est bloqué

$$e_1(t) = -\frac{R}{R} * e(t) = -e(t)$$

$$s(t) = -\frac{2R}{2R} * e(t) - \frac{2R}{2R} * e_1(t)$$

$$= -e(t) - 2(-e(t))$$

$$s(t) = -e(t) + 2e(t) = e(t)$$

$$s(t) = e(t)$$

- b. Si  $e(t) < 0$   
La sortie de l'AOP1  $> 0$   
→ D1 bloqué et D2 passante



Le signal  $e(t)$  sera redressé

→ M est une masse virtuelle pour l'AOP<sub>1</sub>

Son potentiel est nul

$V_M = 0 \rightarrow e_1 = 0$

$$s(t) = -\frac{2R}{2R} * e(t) - \frac{2R}{R} * e_1(t)$$

$$e_1(t) = 0 \rightarrow s(t) = -e(t)$$

Ce type de montage nous permet de faire le redressement de signaux très faible niveau, comme le signal EMG.

## 2.4 Étude du circuit de traitement du signal EOG

Le circuit de l'EOG (figure 2.16) est pratiquement le même circuit de l'ECG, sauf qu'on a remplacé le filtre passe haut par un circuit permettant d'ajouter une composante continue. Le circuit comporte :

- Un Amplificateur d'instrumentation de type AD620 qui adapte le signal utile à la chaîne d'acquisition de manière la plus précise.
- Un sommateur à amplificateur opérationnel
- Un Amplificateur opérationnel de type LM358 pour l'amplification du signal.
- Un filtre passe bas

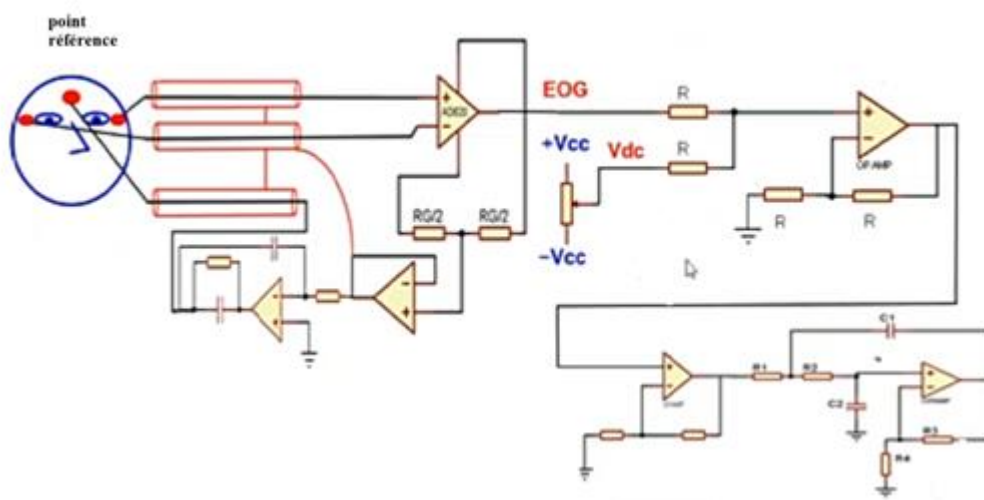


Figure 2. 16: Le circuit d'acquisition du signal EOG [25]

## 2.4.1 Le Sommateur

Le circuit sommateur est représenté sur la figure 2.17

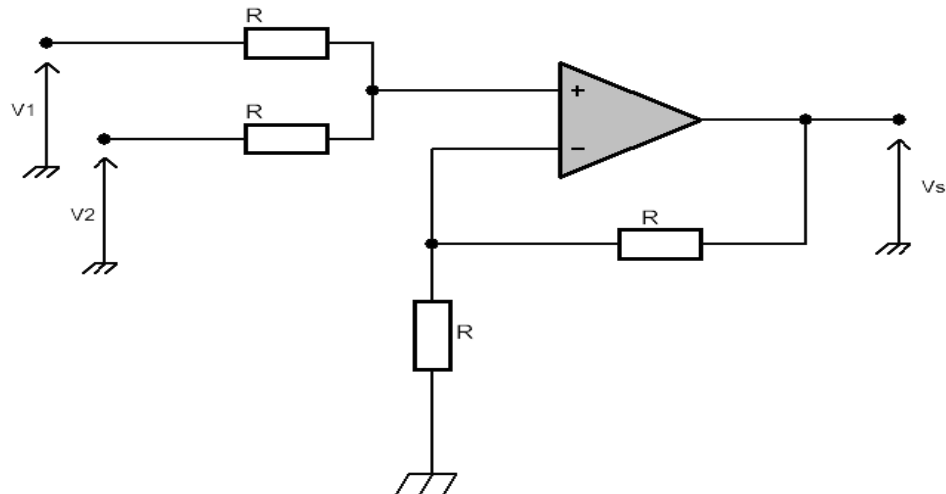


Figure 2. 17: circuit sommateur

L'AOP est supposé idéal, en régime linéaire ( $V_+ = V_-$ ).

Le courant  $I^-$  étant nul et les résistances toutes égales à  $R$ , on trouve la tension  $V_+$  via le théorème Millman et  $V_-$  par un pont diviseur :

$$V_+ = \frac{\frac{V_1}{R} + \frac{V_2}{R}}{\frac{2}{R}} = \frac{V_1 + V_2}{2}$$

$$V_- = V_s \left( \frac{R}{2R} \right) = \frac{V_s}{2}$$

$$\text{or } V_+ = V_- \Rightarrow V_s = V_1 + V_2$$

La tension de sortie  $V_s$  est égale à la somme des tensions d'entrées.

## 2.5 Etude du circuit du signal PPG

### 2.5.1 Le capteur

Le capteur comporte un compartiment où l'on introduit le doigt. Sur la face supérieure se trouvent les LEDs (rouge et infrarouge) émettrices, sur la face inférieure se trouve la photodiode ou phototransistor de réception, ces composants sont reliés au circuit qui commande l'émission et la réception. Le phototransistor utilisé est le BPX43 pour sa meilleure sensibilité à détecter la lumière qui traverse le doigt.

## 2.5.2 Circuit d'émission/réception

Le circuit est présenté sur la Figure 2.18 .il permet de commander l'émission de la lumière rouge et infrarouge par les LEDs ainsi que la réception de flux lumineux par le phototransistor. la LED est mise en série avec une résistance de 160  $\Omega$ . la LED infrarouge avec une résistance de 220  $\Omega$  pour avoir un courant d'environ 20 mA.

On calculera donc la résistance selon la relation suivante :

$$R_{led} = \frac{V_{cc} - V_{led}}{I}$$

Avec :  $V_{CC}$  la tension d'alimentation (en volt) qui est de 5v.  $V_{led}$  la tension de seuil de la LED (en volt) et  $I$  le courant souhaité dans la LED (en milliampères) qui est égale 20 mA. [31]

$$\text{Alors : } R_{rouge} = \frac{(5-1.8)}{0.02} = 160\Omega$$

Avec la tension de seuil de la LED rouge :  $V_{led} = 1.8V$

$$\text{Et } R_{infrarouge} = \frac{5-1.2}{0.02} = 190\Omega$$

Avec la tension de seuil de la LED infrarouge :  $V_{led} = 1.2V$

Selon la disponibilité, la valeur choisie de la résistance  $R_{infrarouge} = 220\Omega$

Le phototransistor passe un courant de 150  $\mu A$  et nous avons une alimentation de 5V, la résistance utilisée aura comme valeur :  $R_3 = 5/0,00015 = 33 \text{ k}\Omega$ .

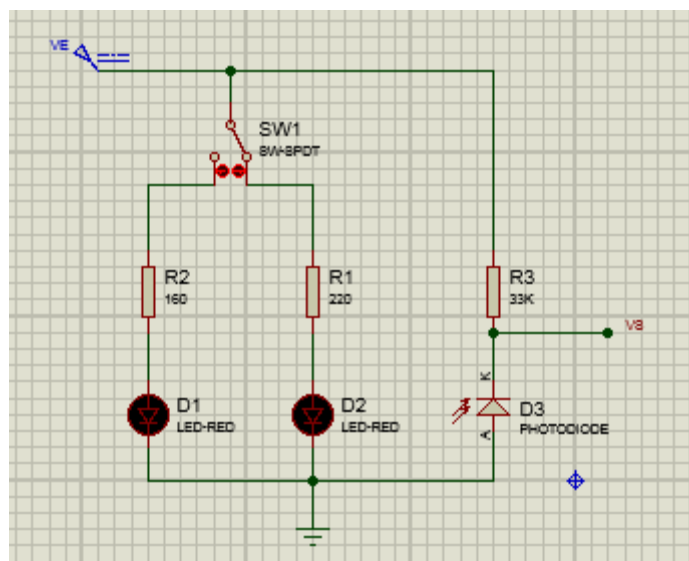


Figure 2. 18: Circuit d'émission / réception [31]

### 2.5.3 Circuit d'émission

Une diode électroluminescente (DEL), est un composant optoélectronique capable d'émettre de la lumière lorsqu'il est parcouru par un courant électrique. Une diode électroluminescente ne laisse passer le courant électrique que dans un seul sens (le sens passant, comme une diode classique, l'inverse étant le sens bloquant) et produit un rayonnement monochromatique ou poly chromatique non cohérent à partir de la conversion d'énergie électrique lorsqu'un courant la traverse. Dans ce projet, on utilise la lumière rouge et infrarouge.[31]

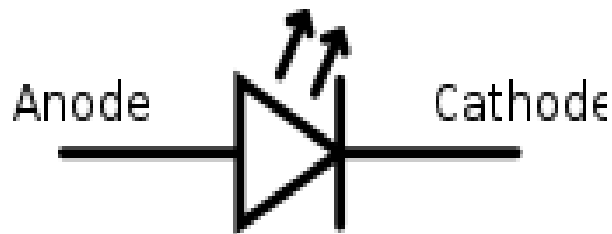


Figure 2. 19: les diodes électroluminescentes [31]

### 2.5.4 Circuit de réception

Le circuit de réception est constitué principalement d'un photodétecteur qui peut être une cellule photoélectrique, une photodiode, un phototransistor ou un capteur à circuit intégré. Son rôle principal est la transformation des radiations lumineuses en signaux électriques.

Le choix du photodétecteur dépend de leur conditionnement, performance, leur taille et leur coût.

Dans notre cas, nous avons utilisé un phototransistor « BPX43 » de type NPN comme les transistors, le phototransistor est conçu selon une base, un emetteur, un collecteur. Mais la base est sensible à la lumière et contrôle donc le passage du courant dans le collecteur.

La figure 2.20 illustre le phototransistor BPX43. [31]



Figure 2. 20: Le phototransistor BPX43 [31]

## 2.5.5 Circuit de mise en forme

Pour détecter le signal photoplethysmogramme PPG, un circuit de mise en forme a été réalisé. Nous avons opté pour l'utilisation des deux LED rouge et infrarouge avec un seul récepteur qui est le phototransistor BPX43 dans un même capteur pour avoir deux signaux PPG. La suite du circuit de mise en forme contient les étages classiques de filtrage et d'amplification. [31]

### 2.5.5.1 Filtre passe haut

Nous avons utilisé un filtre passif RC du premier ordre pour éliminer les bruits de basses fréquences et pour assurer une stabilisation du signal PPG.

Donc La fréquence de coupure de ce filtre est :

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad \text{avec } R_C = 47 \text{ k}\Omega \quad \text{et} \quad C = 2.2 \mu\text{F}$$

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi(47 * 10^3) * (2.2 * 10^{-6})}$$
$$= 1.54 \text{ Hz}$$

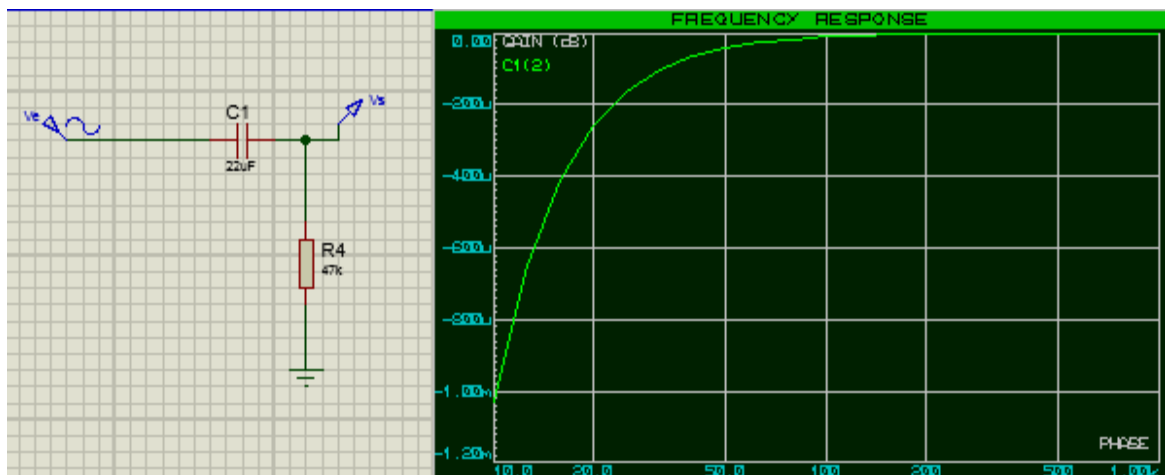


Figure 2. 21: circuit de simulation. A droite : le tracé de Bode du montage [31]

### 2.5.5.2 Amplification

Le signal PPG à un niveau très faible, il nécessite un circuit d'amplificateur. Un simple amplificateur non inverseur est réalisé en utilisant l'amplificateur opérationnel UA741 associé à un potentiomètre  $R_{V1}$  (figure 2.22). Le potentiomètre placé entre les pattes 2-6 de l'amplificateur opérationnel permet d'ajuster le gain. Ce dernier, est donné par :

$$G = \frac{V_s}{V_e} = \frac{R_5 + R_{V1}}{R_5} = \frac{10 + 50}{10} = 6$$

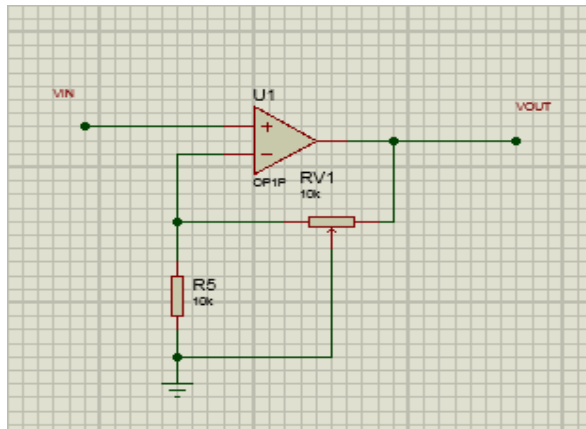


Figure 2. 22: Montage d'un amplificateur non-inverseur [31]

### 2.5.5.3 Filtre rejeteur

Ce filtre est utilisé pour supprimer le bruit du réseau 50Hz..

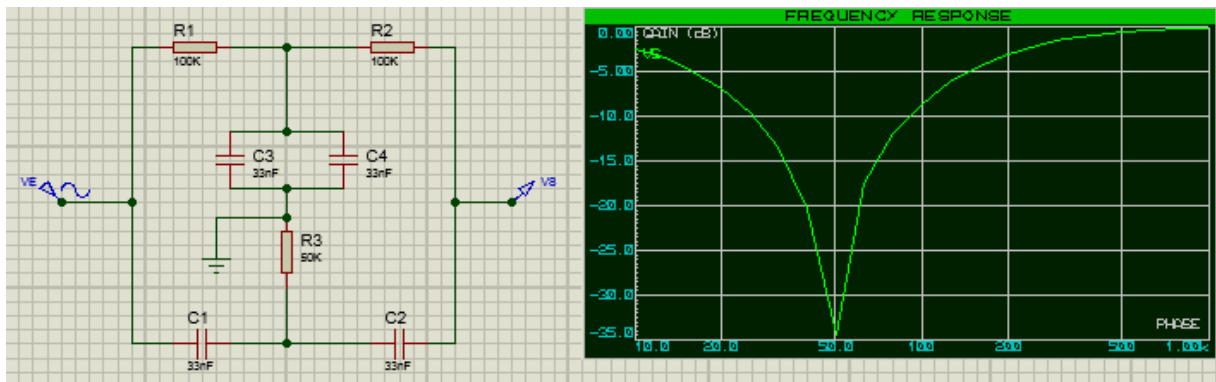


Figure 2. 23: à gauche : circuit rejeteur A droite : le tracé de Bode du montage. [31]

Le circuit électronique global pour la détection du signal photopléthysmogramme PPG est illustré sur la figure 2.24.

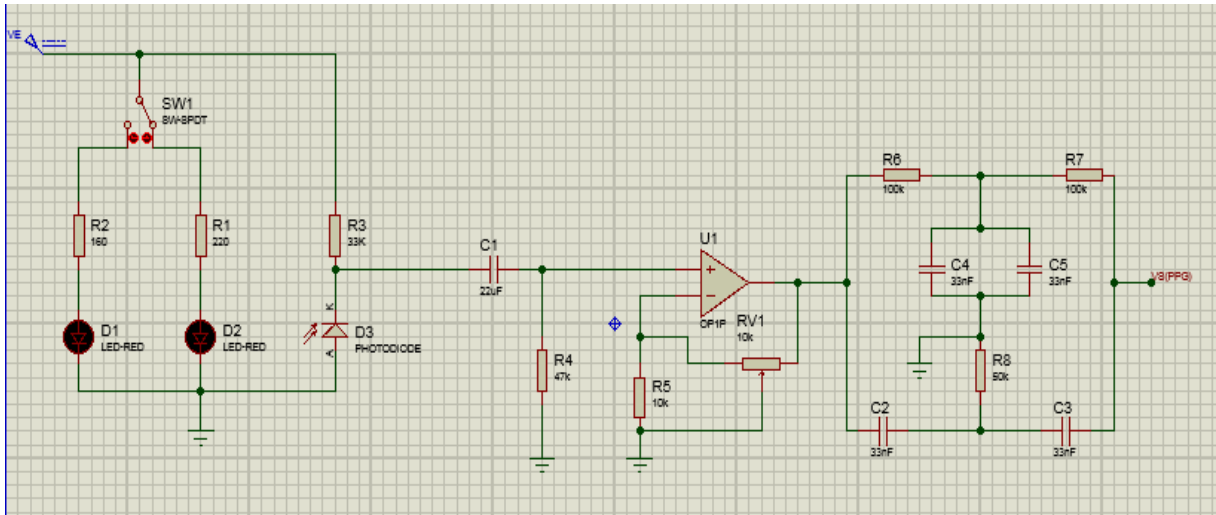


Figure 2. 24: circuit global d'acquisition du signal PPG [31]

## 2.6 CONCLUSION

Dans ce chapitre, on s'est intéressé à la description théorique des différents étages électronique permettant la réalisation des circuits d'acquisition des signaux bio potentiels ECG, EMG, EOG et PPG. Le prochain chapitre sera consacré à la simulation de ces circuits.

# Chapitre 3 : Partie simulation

## 3.1 Introduction

Ce chapitre est consacré à la simulation des différents étages décrits dans le chapitre précédent. Rappelons que dans la majorité des cas, le circuit à réaliser est constitué des électrodes à usage unique, un étage d'amplification et des étages de filtrage.

## 3.2 Simulation du circuit d'extraction du signal ECG

### 3.2.1 Schéma électrique du dispositif

Le schéma électrique général de notre circuit est illustré sur la figure 3.1. Ce schéma a été simulé à l'aide du simulateur électronique ISIS PROTEUS 8 Professional. Sur la figure 3.2 sont représentés les chronogrammes aux différents étages. La simulation du signal ECG bruité est illustrée sur la figure 3.3, ce signal est représenté sur la figure 3.4.

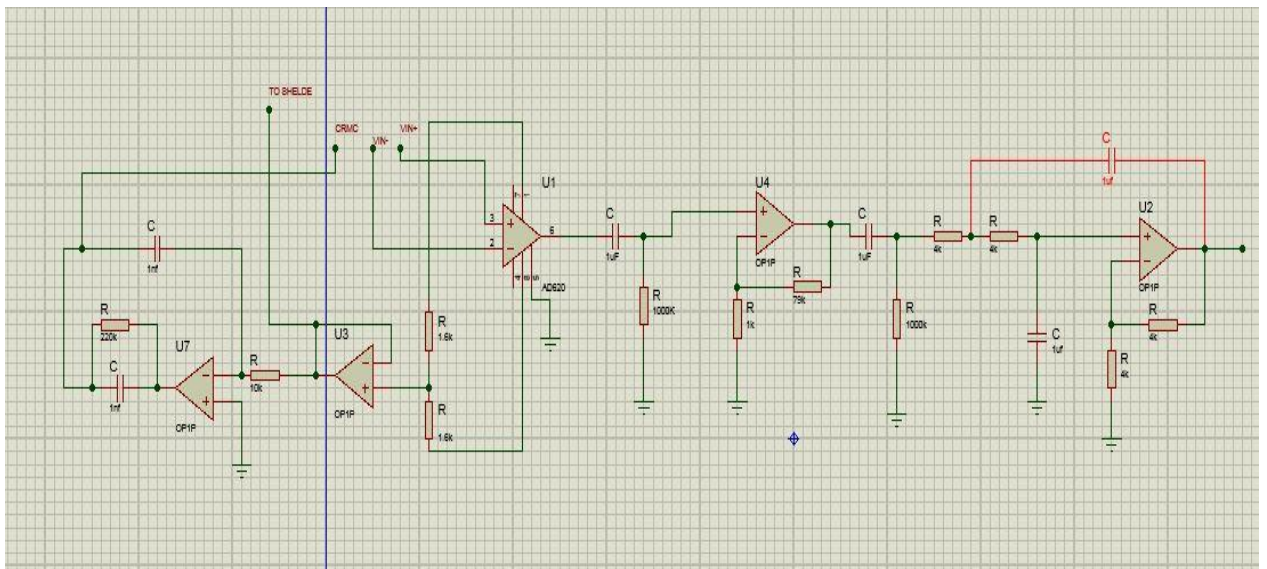


Figure 3. 1: circuit électrique du circuit d'acquisition du signal ECG



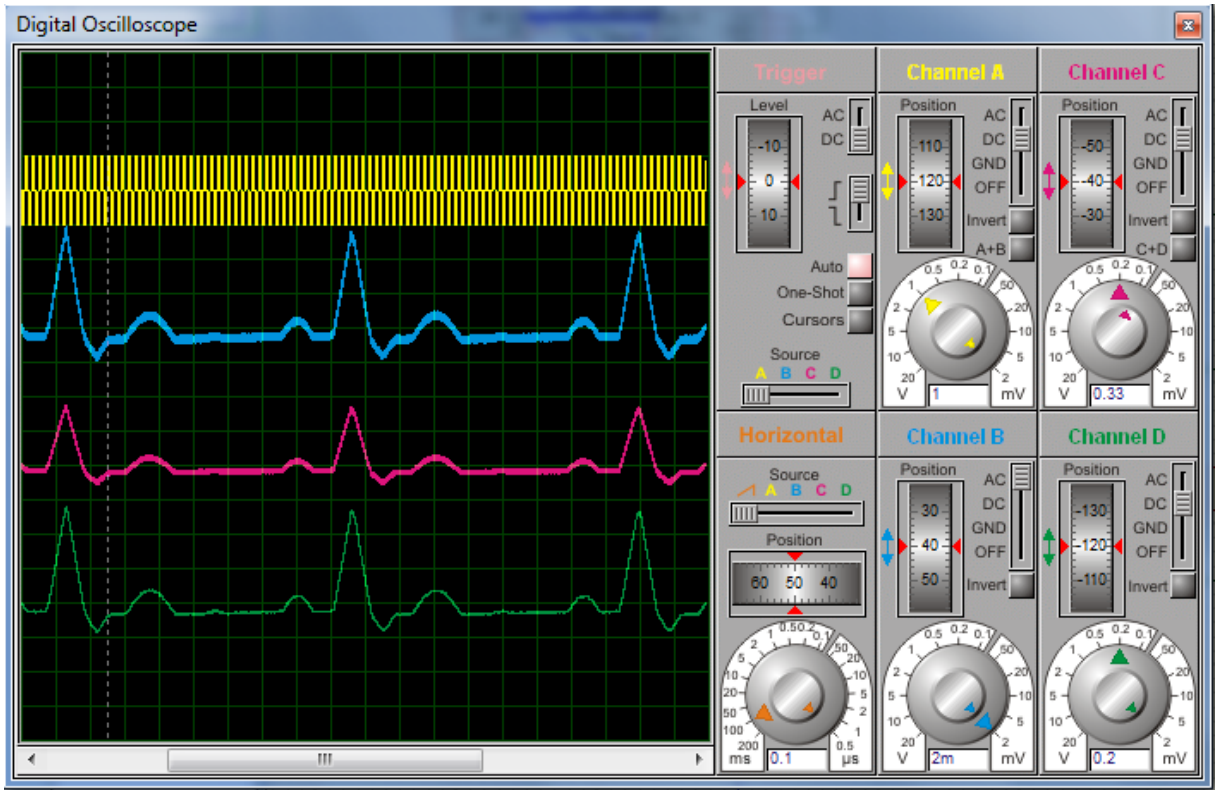


Figure 3. 2: chronogrammes des signaux aux différents étages

### ❖ Générateur file :

Générateur de file est un outil dans le programme PROTEUS qui permet de générer des signaux.

ECG file [32]

EMG file [33]

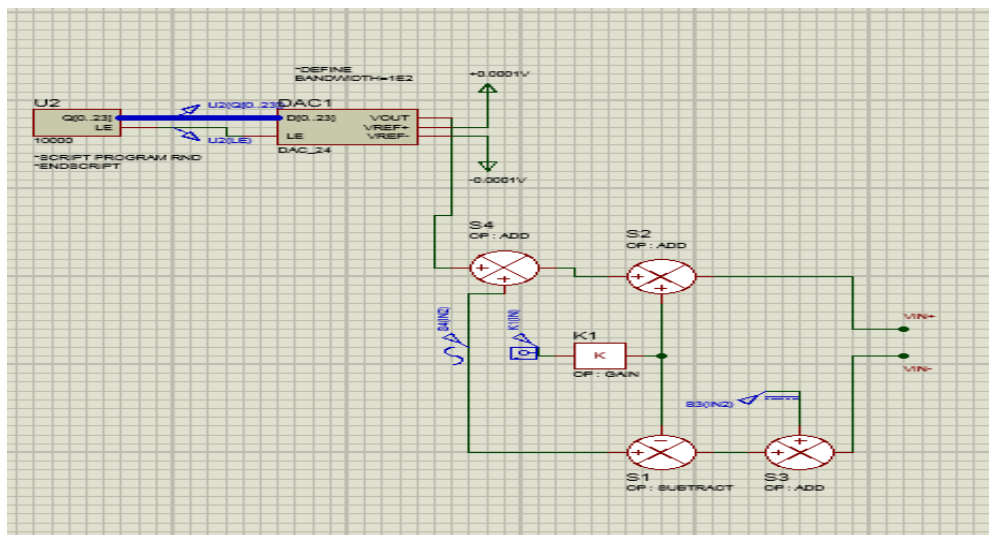


Figure 3. 3: Simulation du générateur de signal ECG bruité

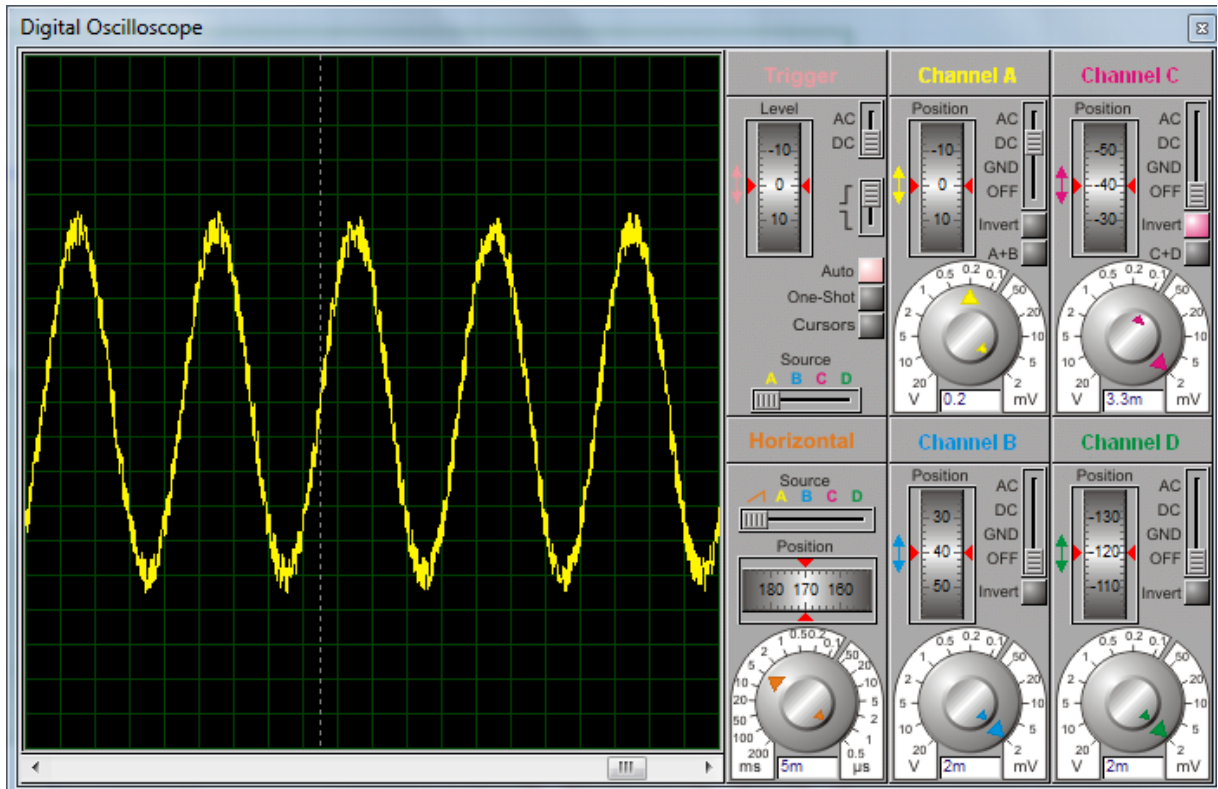


Figure 3. 4: signal ECG à la sortie du générateur

### 3.2.2 Tests de fonctionnement des différents étages du circuit ECG

Après la simulation du circuit, Les résultats obtenus sur l'oscilloscope au niveau des différents étages sont présentés comme suit.

#### ➤ Etage amplification

A la figure 3.5 nous avons représenté le signal bruité à la sortie de l'amplificateur d'instrumentation AD 620.

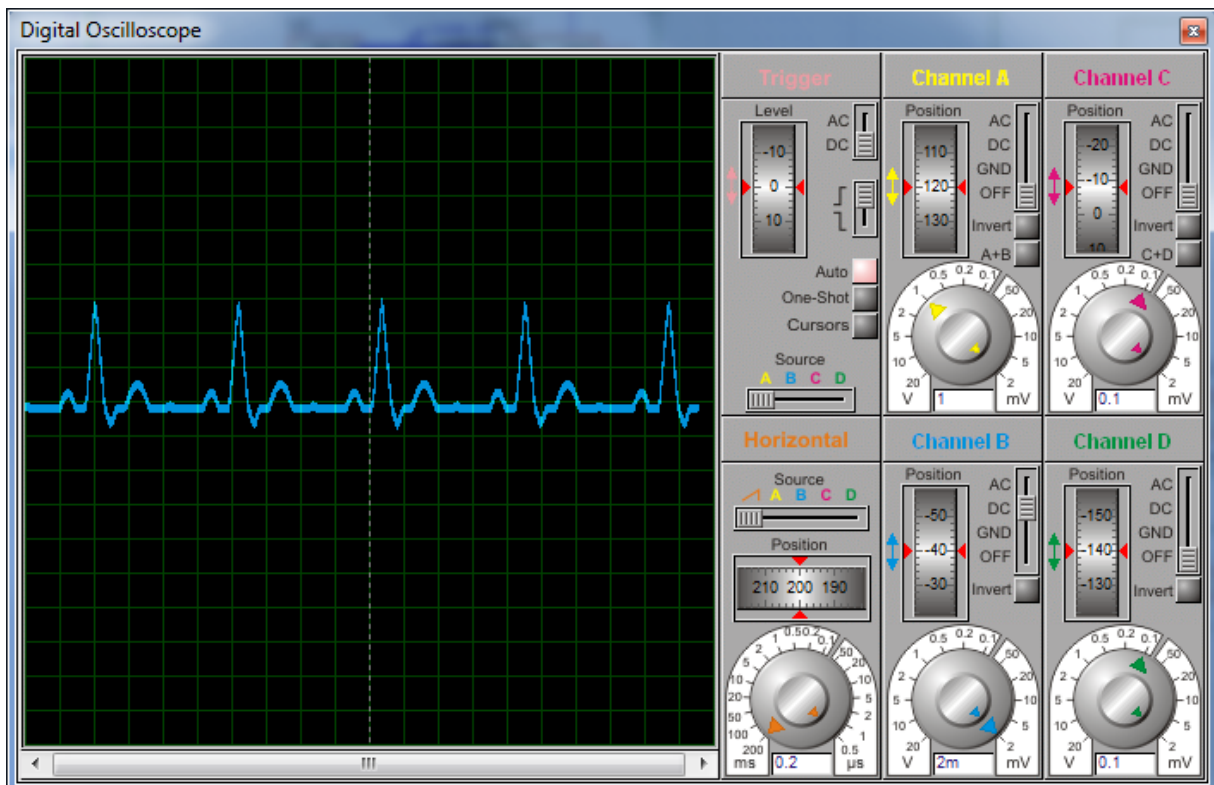


Figure 3. 5: le signal ECG obtenu à la sortie AD620

A la sortie de l'AD620 on a récupéré le signal ECG, on constate que le signal est très bruité.

- **Premier filtrage** : C'est un filtre Passe-haut (RC) passif du premier ordre, de fréquence de coupure  $f_c = 0.15$  Hz.

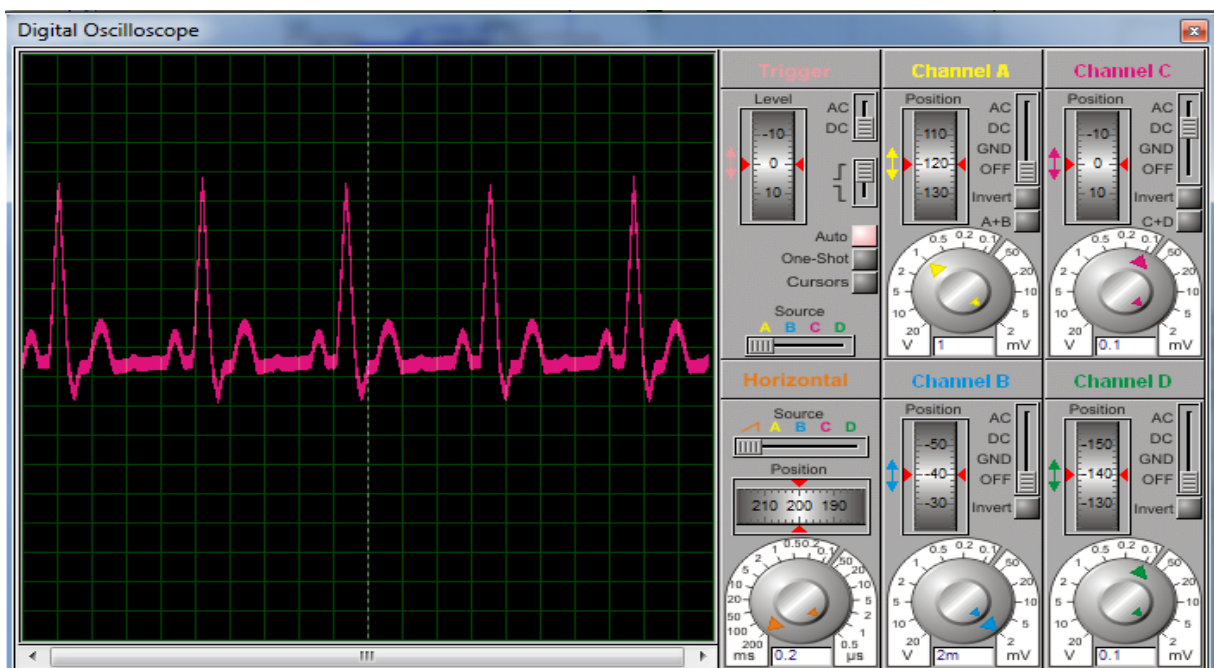


Figure 3. 6: le signal ECG obtenu à la sortie de filtre passe haut

- signaux à la sortie de l'AD620 et à la sortie du filtre passe haut

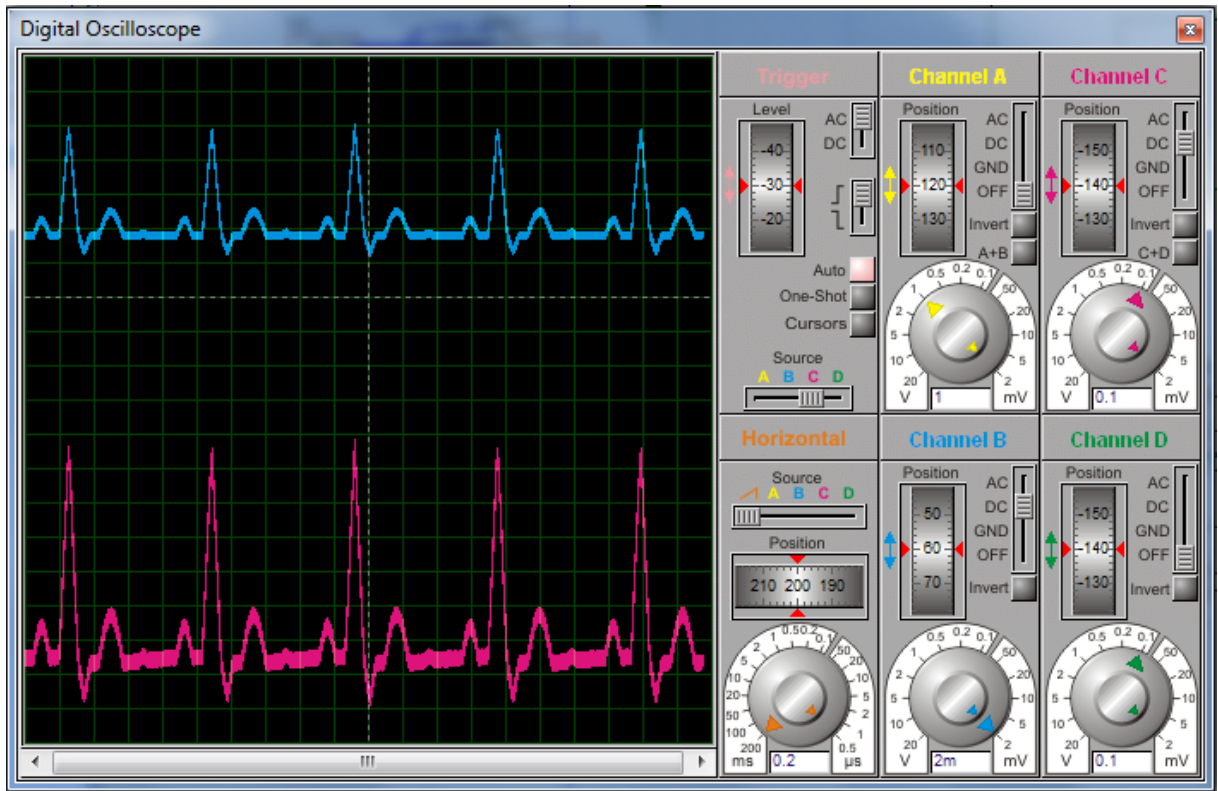


Figure 3. 7: représentation des signaux à la sortie du circuit AD620 et à la sortie du filtre passe haut

- **Deuxième filtrage** : c'est un filtre Passe-bas actif. Sa fréquence de coupure  $f_c = 40\text{Hz}$

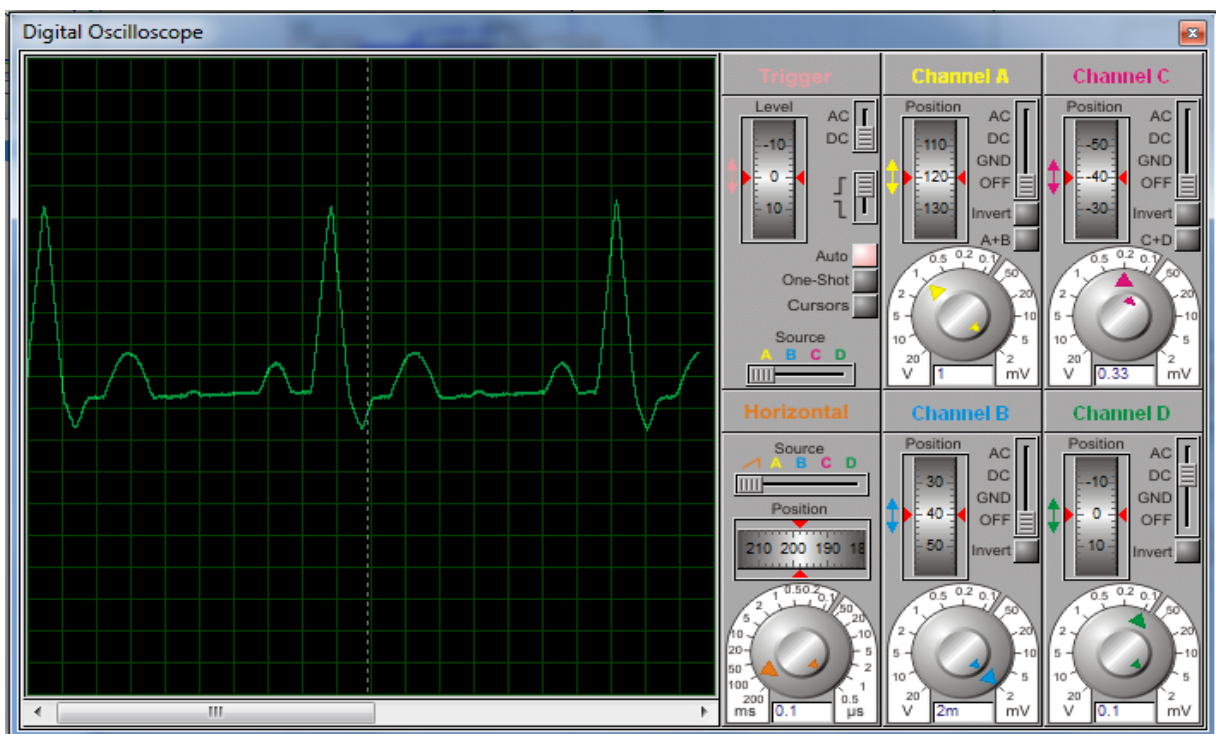


Figure 3. 8: le signal ECG obtenu à la sortie de filtre passe bas



Nous remarquons sur la figure 3.8 que le signal ECG est bien filtré. Les différentes ondes telles que l'onde P, le complexe QRS et l'onde T sont clairement visibles.

### 3.3 Simulation du circuit d'extraction du signal EMG

#### 3.3.1 Schéma électrique

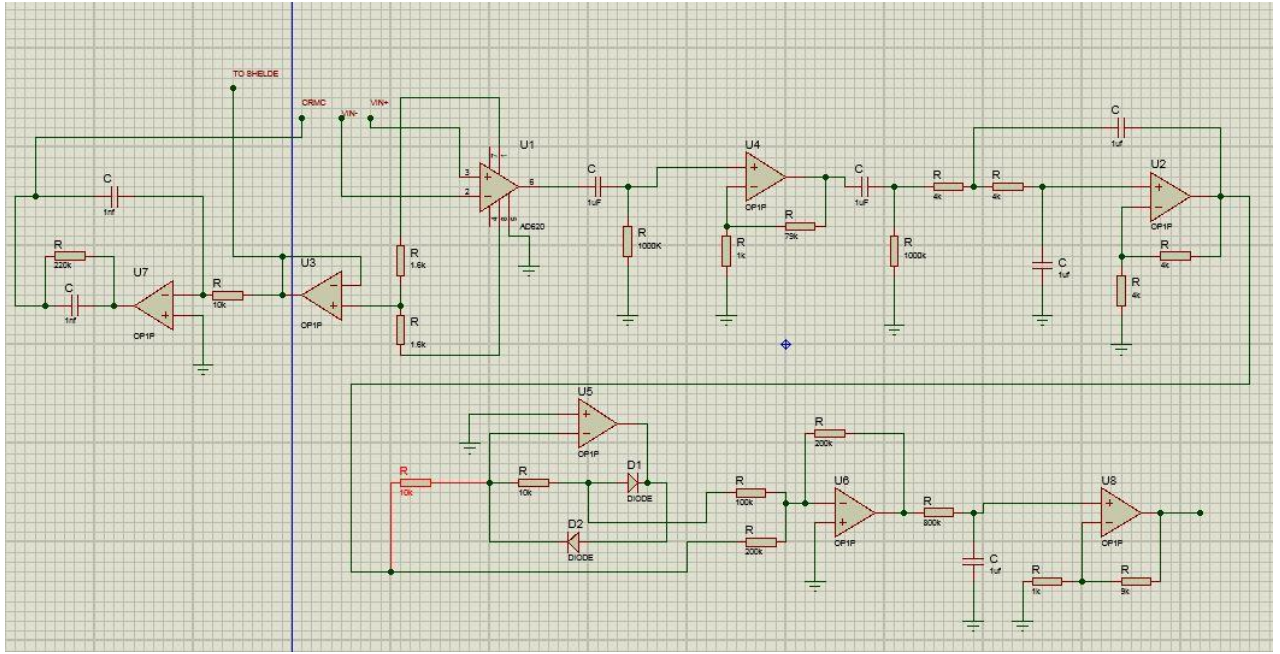


Figure 3. 9: Le schéma électrique du signal EMG

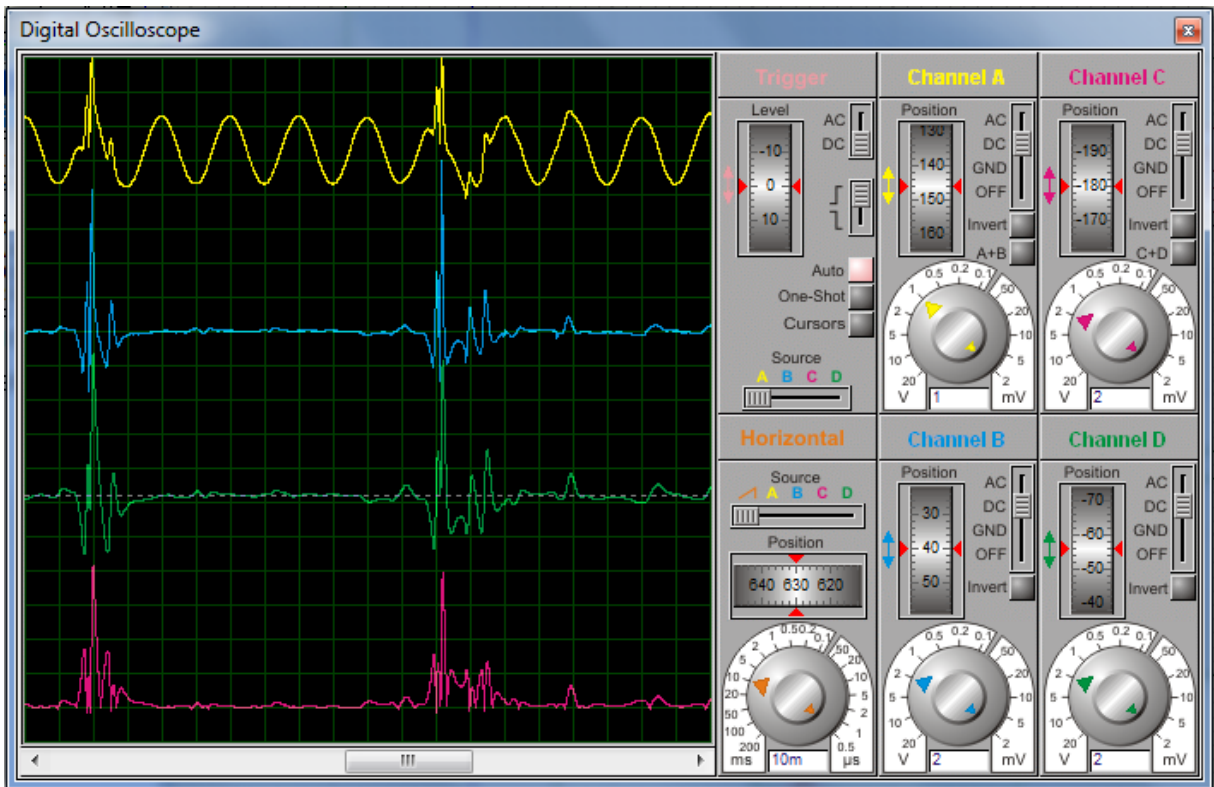


Figure 3. 10: Résultats de simulation du circuit EMG

### 3.3.2 Étage de l'amplificateur d'instrumentation

Le circuit de pré-amplification du signal EMG est basé sur l'utilisation de l'amplificateur d'instrumentation AD620. Sur la figure 3.11 est représenté le signal issu des capteurs

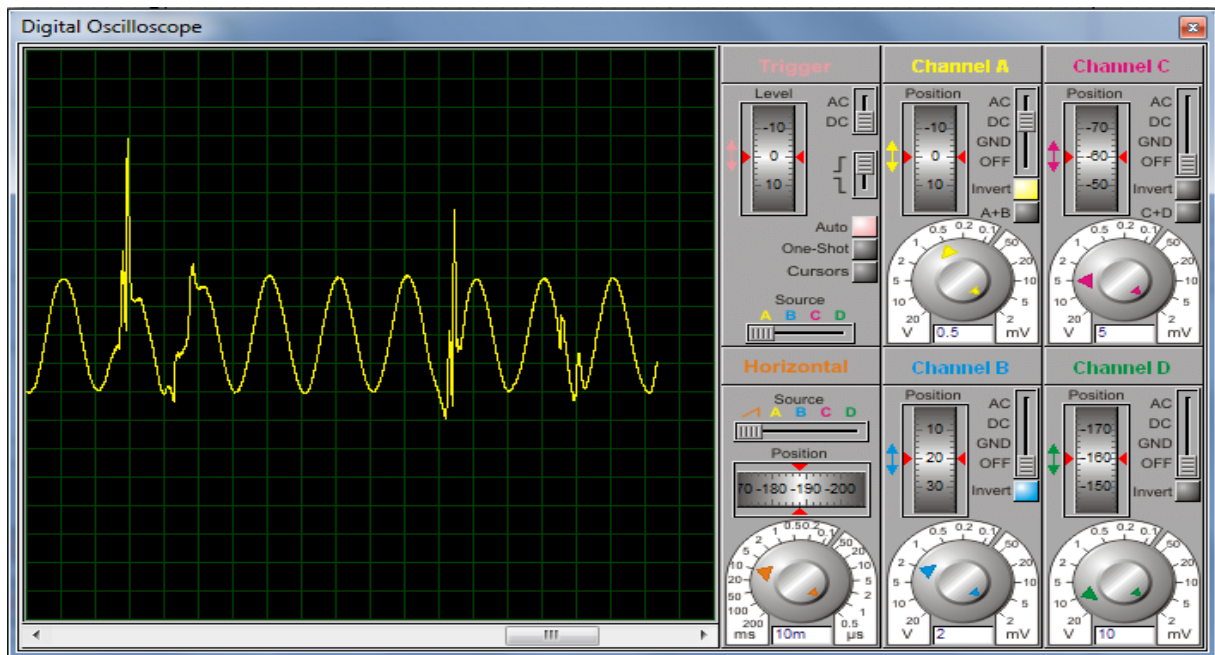


Figure 3. 11: signal à l'entrée du circuit AD620

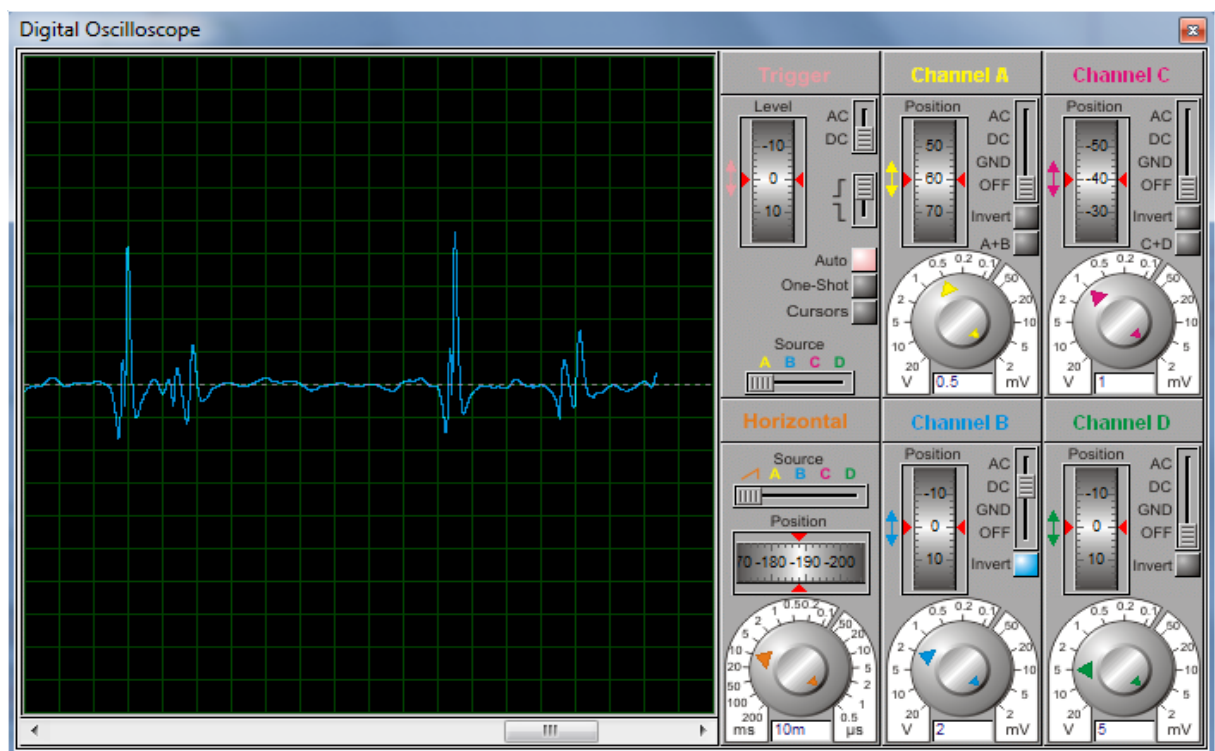


Figure 3. 12: le signal à la sortie de l'amplificateur d'instrumentation AD620

On remarque que notre signal est bruité. Il faut donc le filtrer.

### 3.3.3 Le signal EMG après filtrage

Les deux filtres utilisés dans le circuit (filtre passe bas et filtre passe haut) nous ont permis de visualiser un signal EMG net que l'on peut numériser ou transmettre.

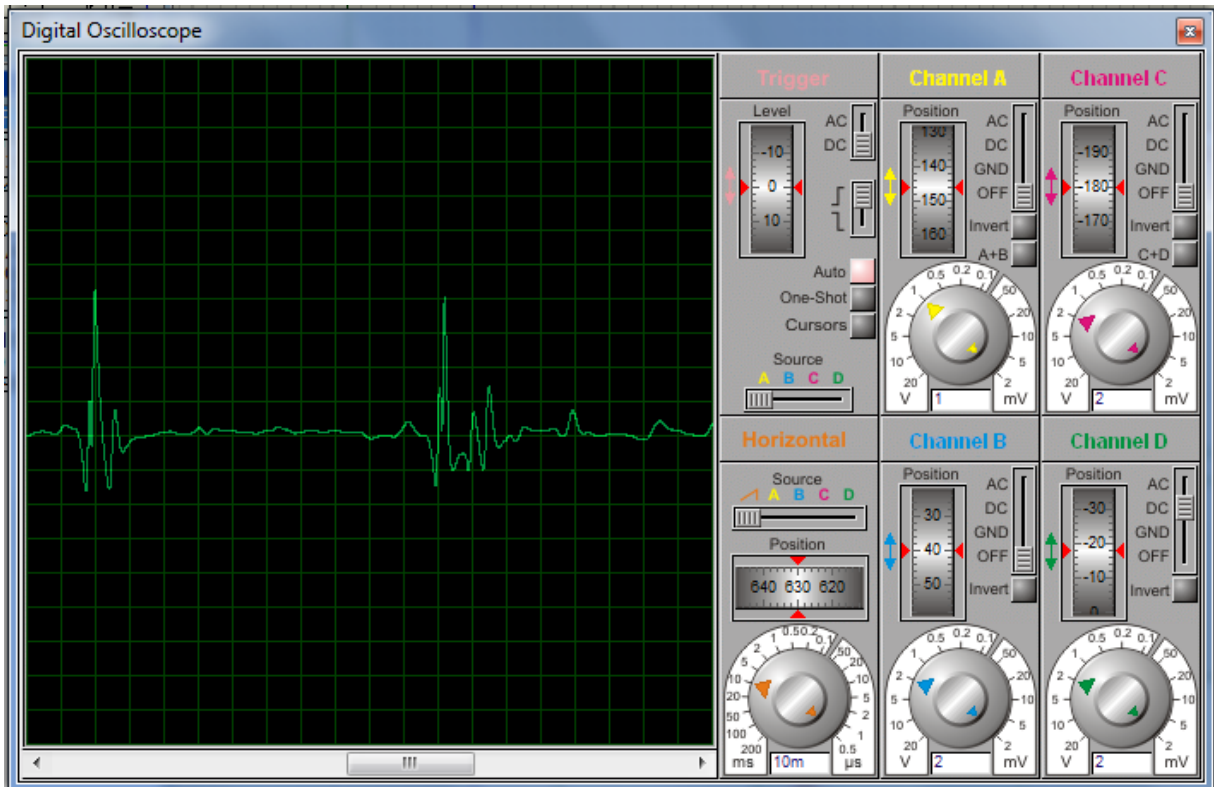


Figure 3. 13: EMG filtré

### 3.3.4 Redressement du signal EMG

Le signal EMG contient des alternances négatives et positives, mais dans le cas d'un diagnostic médical, il est important de connaître l'étendue de la contraction musculaire et le temps de contraction du muscle. Pour pouvoir détecter toute l'enveloppe du signal, il faut procéder à son redressement.

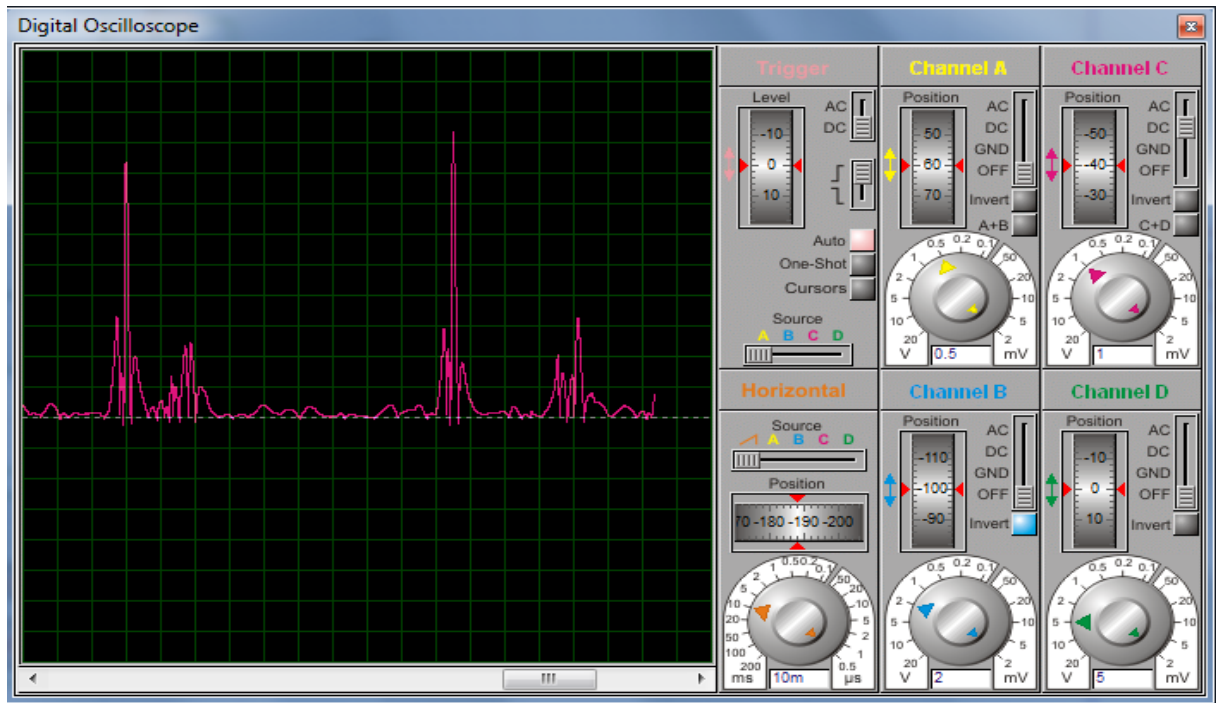


Figure 3. 14: signal EMG redressé

### 3.4 CONCLUSION

Dans ce chapitre, la simulation des différents circuits ECG et EMG nous a permis de valider les différents montages ainsi que les valeurs des composants utilisés pour optimiser les paramètres des amplificateurs, des filtres et circuits de mise en forme. Les chronogrammes des signaux bio potentiels obtenus ont des allures acceptables et peuvent être numérisés en vue de les exploiter ou les transmettre.



## ***Conclusion générale***

---

A travers cette étude, nous avons pris connaissance des différents circuits utilisés pour faire l'acquisition des signaux analogiques bios potentiels ECG, EMG, EOG, et PPG. Cette étude a été faite en tenant compte des différentes sources de bruits qui peuvent affecter le signal utile, à savoir : Le bruit du réseau 50Hz, le bruit musculaire, le bruit de la respiration, le bruit des électrodes, le bruit engendré par l'instabilité du patient, le bruit des ondes électromagnétiques et radio HF. Le signal bio potentiel de fréquence très basse est généralement noyé dans ces bruits.

Le but de ce projet était d'apporter une modeste contribution dans le domaine de l'instrumentation médicale. Ainsi, notre travail rentre dans le cadre d'un projet, initié par notre promoteur, qui consiste d'une part : à réaliser un instrument médical d'aide au diagnostic pouvant faire l'acquisition complète jusqu'à la numérisation, l'enregistrement et la transmission simultanés des quatre signaux bio potentiels, d'autre part : réaliser des maquettes de Travaux pratiques dans un laboratoire d'électronique médicale.

Notre cahier de charge consiste à faire l'étude et la simulation des circuits d'acquisition des quatre signaux analogiques. Vu la non disponibilité d'une base de données EOG et PPG fiable, notre simulation était limitée aux signaux ECG et EMG pour lesquels la base de données était disponible. On peut dire que les résultats de simulation obtenus sont acceptables, les signaux obtenus peuvent être numérisés et exploités par un clinicien ou médecin spécialiste.

Nous espérons que ce mémoire puisse servir comme une référence pour les futurs étudiants de l'option instrumentation désirant se spécialiser en instrumentation électronique médicale.

Il est très important de signaler à cet effet, que seule la recherche appliquée dans ce domaine, peut aider notre pays à sortir de l'impasse de la dépendance de l'étranger en améliorant le taux d'intégration. Ce qui va, sans doute, ouvrir la voie au développement durable de l'instrumentation médicale, un tournant décisif pour la médecine Algérienne.

# **Bibliographie**

---

[1] Bme, (2019) **Electrodes in biomedical instrumentation**

[2] **PIERRE CORRONE & JACK CHABOT Médecine générale : poumon, cœur, rein et réanimation**

[3] **MAROUF, N, & MAHAMDAOUI, Dj, (2018) Etude et réalisation d'un système pour la détection des signaux ECG et PPG (MASTER en génie Biomédicale, Université Abou Bekr Blkaid)**

[4] **Mebarkia kamel, (2014) métrisation des potentiels d'action d'une unité motrice détectée non-invasivement soutenue thèse présentée à la faculté de technologie, département d'électronique, pour l'obtention du diplôme de doctorat en sciences.**

[5] **Mekki,H & Merhoum,Ch,(2016) étude et réalisation d'un système d'acquisition de l'activité musculaire. Mémoire de projet de fin d'étude pour l'obtention du diplôme de master en génie biomédicale, faculté de technologie.**

[6] **Benahchlif souad & Laalmi Rima (2020) Réalisation d'un circuit de mise en forme du signal EOG. Mémoire de projet de fin d'étude pour l'obtention du diplôme de master en génie biomédical, faculté technologie.**

[7] **Hans –peter Schuste Hans-Joachim Trappe ECG sans peine -----**

[8] **Http// service om/o2SANTE/Test\_medical/Freq\_cardio/fréq\_cardio.gtm**

[9] **Jude Levasseur, Anatomie 6, page 215, éd. Grange Batelière**

[10] **LAZHAR, K. (2022). Place de la radiothérapie stéréotaxique ablativ dans le traitement des tachycardies ventriculaires.**

[11] **Dr.C.Brochet, (2000) « l'électrocardiogramme à 12 dérivation ».**

[12] **BENRETEM, Z. (2021). Exploitation des séries chronologiques pour l'étude des données évolutives.**

[13] **Dubin, D. (1971). *Lecture Accélérée de L'Egg*. Librairie Maloine.**

- [14] Dubin, D. (1971). *Lecture Accélérée de L'Egg*. Librairie Maloine.
- [15] Beaumont, J. L., Doré, M., Gallani, M. C., Giguère, J. F., & Rioux, J. D. (2017). *Les arythmies cardiaques : un guide clinique et thérapeutique*. Chenelière éducation.
- [16] En ligne De Luca, G. (2002). Concepts fondamentaux de l'acquisition du signal EMG.
- [17]. BACHIR Mohamed Saadi,(2012) Etudes et réalisation d'un amplificateur de signaux électro physiologiques.
- [18] De Luca, G. (2003). Fundamentals concepts in EMG signal acquisition.
- [19] Benahclif Souad & Laalmi Rima (2020) Réalisation d'un circuit de mise en forme du signal EOG. Mémoire de projet de fin d'étude pour l'obtention du diplôme de master en génie biomédical, faculté technologie.
- [20] F.Amr A, A.MAJDI J (2013) « Etude et réalisation d'un Electrocardiographe Trois D Dérivations ».
- [21] En ligne Elgendi, M. (2012). Sur l'analyse des signaux du photopléthysmogramme du bout des doigts. *Revue de cardiologie actuelles*, 8 (1), 14-25.
- [22] Bousefsaf, F. (2014). *Mesure sans contact de l'activité cardiaque par analyse du flux vidéo issu d'une caméra numérique : extraction de paramètres physiologiques et application à l'estimation du stress* (Doctoral dissertation, Université de Lorraine).
- [23] L.Jude (6 Oct ) « Filtres passe-bas. PDF (SECURED) ».
- [25] Albasha, Obada (2019/2020) Conception de circuit d'acquisition de signaux biométrique.
- [26] Karima, S. Y., & Mokhtaria, K. (2016). 'Conception et réalisation d'un dispositif d'exploration fonctionnelle cardiovasculaire'. *Mémoire de projet de fin d'études pour obtenir le diplôme de master en génie biomédical. Faculté de Technologie, Université Abou Bekr Belkaid*.
- [27] En ligne Hamdi, A. (2019). *Filtrage D'un Signal ECG Bruité par Un Filtre PASS-BAS* (Thèse de doctorat, Université Ziane Achour de Djelfa).
- [28] Amri, M. C. (2017). *Développement et réalisation d'un électrocardiographe ECG* (Doctoral dissertation).

**[29] Mebarkia kamel, (2014) métrisation des potentiels d'action d'une unité motrice détectée non-invasivement soutenue thèse présentée à la faculté de technologie, département d'électronique, pour l'obtention du diplôme de doctorat en sciences.**

**[30] BOUBEKEUR SAMIR, les applications de l'amplificateur opérationnel, cours avec exercices corrigés.**

**[31] BELGHALI Hana et BENAOUA Aicha (2019) Etude et réalisation d'un moniteur de surveillance multi-paramètres. MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES Pour l'obtention du Diplôme de MASTER en GENIE BIOMEDICAL, Faculté de Technologie.**

**[32] [https://physionet.org/content/emgdb/1.0.0/emg\\_healthy.txt](https://physionet.org/content/emgdb/1.0.0/emg_healthy.txt)**

**[33] <https://fr.scribd.com/document/314820168/ECG-signal-for-proteus>**



## Low Cost, Low Power Instrumentation Amplifier

### AD620

#### FEATURES

##### EASY TO USE

Gain Set with One External Resistor  
(Gain Range 1 to 1000)

Wide Power Supply Range ( $\pm 2.3$  V to  $\pm 18$  V)

Higher Performance than Three 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

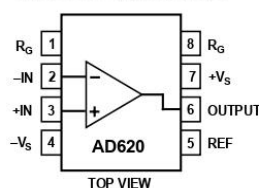
Battery Powered and Portable Equipment

#### PRODUCT DESCRIPTION

The AD620 is a low cost, high accuracy instrumentation amplifier that requires only one external resistor to set gains of 1 to

#### CONNECTION DIAGRAM

8-Lead Plastic Mini-DIP (N), Cerdip (Q)  
and SOIC (R) Packages



1000. 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 Super $\beta$  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, 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.

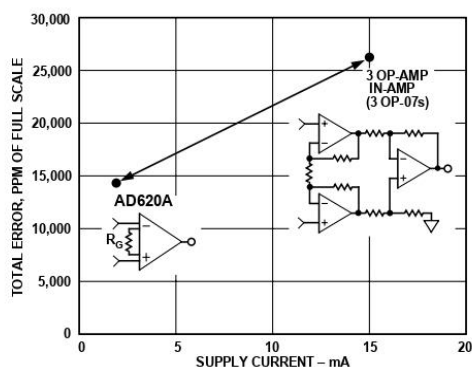


Figure 1. Three Op Amp IA Designs vs. AD620

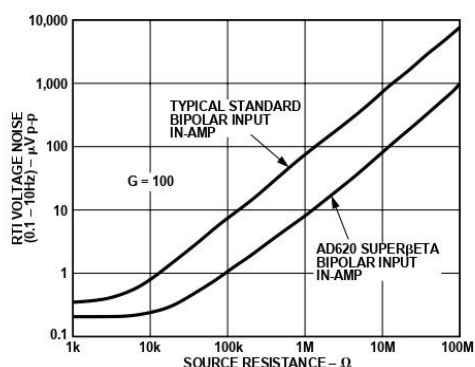


Figure 2. Total Voltage Noise vs.  $\Omega$  Resistance

#### REV. E

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 which may result from its use. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices.

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.  
Tel: 781/329-4700 World Wide Web Site: <http://www.analog.com>  
Fax: 781/326-8703 © Analog Devices, Inc., 1999

# AD620-SPECIFICATIONS (Typical @ +25°C, $V_S = \pm 15$ V, and $R_L = 2$ k $\Omega$ , unless otherwise noted)

Model	Conditions	AD620A			AD620B			AD620S <sup>1</sup>			Units
		Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
<b>GAIN</b>	$G = 1 + (49.4 \text{ k}/R_G)$	1		10,000	1		10,000	1		10,000	
Gain Range	$V_{OUT} = \pm 10$ V										
Gain Error <sup>2</sup>											
$G = 1$			0.03	0.10		0.01	0.02		0.03	0.10	%
$G = 10$			0.15	0.30		0.10	0.15		0.15	0.30	%
$G = 100$			0.15	0.30		0.10	0.15		0.15	0.30	%
$G = 1000$			0.40	0.70		0.35	0.50		0.40	0.70	%
Nonlinearity, $G = 1-1000$	$V_{OUT} = -10$ V to $+10$ V, $R_L = 10$ k $\Omega$		10	40		10	40		10	40	ppm
$G = 1-100$	$R_L = 2$ k $\Omega$		10	95		10	95		10	95	ppm
Gain vs. Temperature	$G = 1$ Gain $> 1^2$			10			10			10	ppm/ $^{\circ}$ C
				-50			-50			-50	ppm/ $^{\circ}$ C
<b>VOLTAGE OFFSET</b>	(Total RTI Error = $V_{OS1} + V_{OSO}/G$ )										
Input Offset, $V_{OS1}$	$V_S = \pm 5$ V to $\pm 15$ V		30	125		15	50		30	125	$\mu$ V
Over Temperature	$V_S = \pm 5$ V to $\pm 15$ V			185			85			225	$\mu$ V
Average TC	$V_S = \pm 5$ V to $\pm 15$ V		0.3	1.0		0.1	0.6		0.3	1.0	$\mu$ V/ $^{\circ}$ C
Output Offset, $V_{OSO}$	$V_S = \pm 15$ V		400	1000		200	500		400	1000	$\mu$ V
Over Temperature	$V_S = \pm 5$ V			1500			750			1500	$\mu$ V
Average TC	$V_S = \pm 5$ V to $\pm 15$ V			2000			1000			2000	$\mu$ V
Offset Referred to the Input vs. Supply (PSR)	$V_S = \pm 2.3$ V to $\pm 18$ V					2.5	7.0		5.0	15	$\mu$ V/ $^{\circ}$ C
$G = 1$		80	100		80	100		80	100		dB
$G = 10$		95	120		100	120		95	120		dB
$G = 100$		110	140		120	140		110	140		dB
$G = 1000$		110	140		120	140		110	140		dB
<b>INPUT CURRENT</b>											
Input Bias Current			0.5	2.0		0.5	1.0		0.5	2	nA
Over Temperature				2.5			1.5			4	nA
Average TC			3.0			3.0			8.0		pA/ $^{\circ}$ C
Input Offset Current			0.3	1.0		0.3	0.5		0.3	1.0	nA
Over Temperature				1.5			0.75			2.0	nA
Average TC			1.5			1.5			8.0		pA/ $^{\circ}$ C
<b>INPUT</b>											
Input Impedance											
Differential			10  2			10  2			10  2		G $\Omega$   pF
Common-Mode			10  2			10  2			10  2		G $\Omega$   pF
Input Voltage Range <sup>3</sup>	$V_S = \pm 2.3$ V to $\pm 5$ V	$-V_S + 1.9$		$+V_S - 1.2$	$-V_S + 1.9$		$+V_S - 1.2$	$-V_S + 1.9$		$+V_S - 1.2$	V
Over Temperature	$V_S = \pm 5$ V to $\pm 18$ V	$-V_S + 2.1$		$+V_S - 1.3$	$-V_S + 2.1$		$+V_S - 1.3$	$-V_S + 2.1$		$+V_S - 1.3$	V
Over Temperature		$-V_S + 1.9$		$+V_S - 1.4$	$-V_S + 1.9$		$+V_S - 1.4$	$-V_S + 1.9$		$+V_S - 1.4$	V
Over Temperature		$-V_S + 2.1$		$+V_S - 1.4$	$-V_S + 2.1$		$+V_S - 1.4$	$-V_S + 2.3$		$+V_S - 1.4$	V
Common-Mode Rejection Ratio DC to 60 Hz with 1 k $\Omega$ Source Imbalance	$V_{CM} = 0$ V to $\pm 10$ V		73	90		80	90		73	90	dB
$G = 1$			93	110		100	110		93	110	dB
$G = 10$			110	130		120	130		110	130	dB
$G = 1000$			110	130		120	130		110	130	dB
<b>OUTPUT</b>											
Output Swing	$R_L = 10$ k $\Omega$ , $V_S = \pm 2.3$ V to $\pm 5$ V	$-V_S + 1.1$		$+V_S - 1.2$	$-V_S + 1.1$		$+V_S - 1.2$	$-V_S + 1.1$		$+V_S - 1.2$	V
Over Temperature	$V_S = \pm 5$ V to $\pm 18$ V	$-V_S + 1.4$		$+V_S - 1.3$	$-V_S + 1.4$		$+V_S - 1.3$	$-V_S + 1.6$		$+V_S - 1.3$	V
Over Temperature		$-V_S + 1.2$		$+V_S - 1.4$	$-V_S + 1.2$		$+V_S - 1.4$	$-V_S + 1.2$		$+V_S - 1.4$	V
Over Temperature		$-V_S + 1.6$		$+V_S - 1.5$	$-V_S + 1.6$		$+V_S - 1.5$	$-V_S + 2.3$		$+V_S - 1.5$	V
Short Current Circuit			$\pm 18$			$\pm 18$			$\pm 18$		mA

# AD620

Model	Conditions	AD620A			AD620B			AD620S <sup>1</sup>			Units	
		Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max		
<b>DYNAMIC RESPONSE</b>												
Small Signal -3 dB Bandwidth	10 V Step		1000		1000		1000		1000		kHz	
G = 1			800		800		800		800		kHz	
G = 10			120		120		120		120		kHz	
G = 100			12		12		12		12		kHz	
G = 1000			0.75	1.2		0.75	1.2		0.75	1.2		V/μs
Slew Rate				15		15		15		15		μs
Settling Time to 0.01%			150		150		150		150		μs	
<b>NOISE</b>												
Voltage Noise, 1 kHz	f = 1 kHz	$Total\ RTI\ Noise = \sqrt{(e_{ni}^2) + (e_{no}/G)^2}$										
Input, Voltage Noise, $e_{ni}$			9	13		9	13		9	13	nV/√Hz	
Output, Voltage Noise, $e_{no}$			72	100		72	100		72	100	nV/√Hz	
RTI, 0.1 Hz to 10 Hz												
G = 1			3.0			3.0	6.0		3.0	6.0	μV p-p	
G = 10			0.55			0.55	0.8		0.55	0.8	μV p-p	
G = 100-1000		0.28			0.28	0.4		0.28	0.4	μV p-p		
Current Noise		100			100			100		fA/√Hz		
0.1 Hz to 10 Hz		10			10			10		pA p-p		
<b>REFERENCE INPUT</b>												
$R_{IN}$	$V_{IN+}, V_{REF} = 0$		20		20		20		20		kΩ	
$I_{IN}$			+50	+60		+50	+60		+50	+60	μA	
Voltage Range			-V <sub>S</sub> + 1.6	+V <sub>S</sub> - 1.6		-V <sub>S</sub> + 1.6	+V <sub>S</sub> - 1.6		-V <sub>S</sub> + 1.6	+V <sub>S</sub> - 1.6	V	
Gain to Output			1 ± 0.0001			1 ± 0.0001			1 ± 0.0001			
<b>POWER SUPPLY</b>												
Operating Range <sup>4</sup>	$V_S = \pm 2.3\text{ V to } \pm 18\text{ V}$	± 2.3		± 18	± 2.3		± 18	± 2.3		± 18	V	
Quiescent Current			0.9	1.3		0.9	1.3		0.9	1.3	mA	
Over Temperature			1.1	1.6		1.1	1.6		1.1	1.6	mA	
<b>TEMPERATURE RANGE</b>												
For Specified Performance			-40 to +85			-40 to +85			-55 to +125		°C	

**NOTES**

<sup>1</sup>See Analog Devices military data sheet for 883B tested specifications.

<sup>2</sup>Does not include effects of external resistor  $R_G$ .

<sup>3</sup>One input grounded.  $G = 1$ .

<sup>4</sup>This is defined as the same supply range which is used to specify PSR.

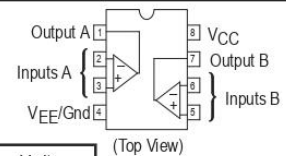
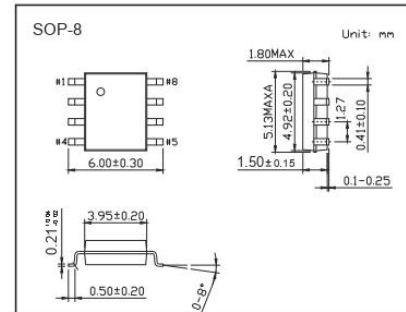
Specifications subject to change without notice.

## Single Supply Dual Operational Amplifiers

## LM358 (KM358)

## ■ Features

- Short Circuit Protected Outputs
- True Differential Input Stage
- Single Supply Operation: 3.0 V to 32 V
- Low Input Bias Currents
- Internally Compensated
- Common Mode Range Extends to Negative Supply
- Single and Split Supply Operation

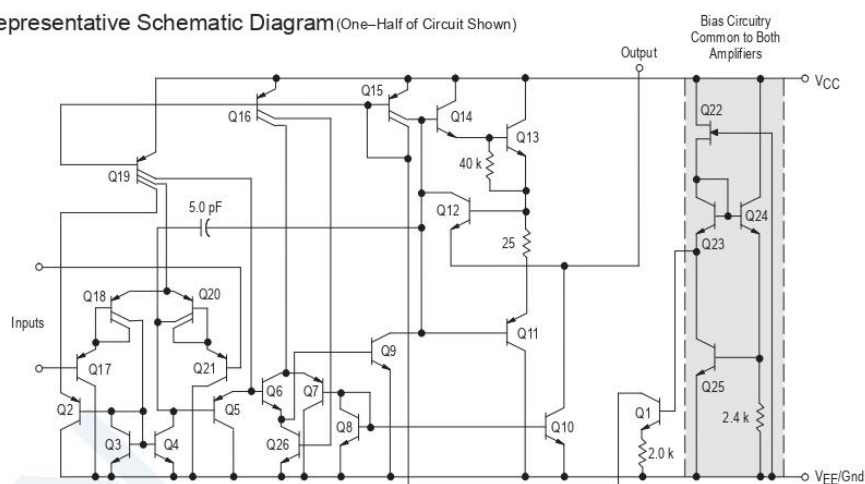
■ Absolute Maximum Ratings  $T_a = 25^\circ\text{C}$ 

Parameter	Symbol	Rating	Unit
Power Supply Voltages			
Single Supply	$V_{CC}$	32	Vdc
Split Supplies	$V_{CC}, V_{EE}$	$\pm 16$	
Input Differential Voltage Range *1	$V_{IDR}$	$\pm 32$	Vdc
Input Common Mode Voltage Range *2	$V_{ICR}$	-0.3 to 32	Vdc
Output Short Circuit Duration	tsc	Continuous	
Junction Temperature	$T_J$	150	$^\circ\text{C}$
Thermal Resistance, Junction-to-Air	$R_{\theta JA}$	238	$^\circ\text{C}/\text{W}$
Storage Temperature Range	$T_{stg}$	-55 to +125	$^\circ\text{C}$
Operating Ambient Temperature Range	$T_A$	0 to +70	$^\circ\text{C}$

\*1 Split Power Supplies.

\*2 For supply voltages less than 32 V the absolute maximum input voltage is equal to the supply voltage.

## ■ Representative Schematic Diagram (One-Half of Circuit Shown)





## LM358 (KM358)

■ Electrical Characteristics  $T_a = 25^\circ\text{C}$  ( $V_{CC} = 5.0\text{ V}$ ,  $V_{EE} = \text{Gnd}$ ,  $T_a = 25^\circ\text{C}$ , unless otherwise noted.)

Parameter	Symbol	Test conditions	Min	Typ	Max	Unit
Input Offset Voltage	$V_{IO}$	$V_{CC} = 5.0\text{ V to } 30\text{ V}$ , $V_{IC} = 0\text{ V to } V_{CC} - 1.7\text{ V}$ $V_O = 1.4\text{ V}$ , $R_S = 0\Omega$ $T_A = 25^\circ\text{C}$		2.0	7.0	mV
		$T_A = T_{High} * 5$			9.0	
		$T_A = T_{Low} * 5$			9.0	
Average Temperature Coefficient of Input Offset Voltage	$\Delta V_{IO}/\Delta T$	$T_A = T_{High}$ to $T_{Low} * 5$		7.0		$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
Input Offset Current	$I_{IO}$	$T_A = T_{High}$ to $T_{Low} * 5$		5.0	50	nA
					150	
Input Bias Current	$I_{IB}$	$T_A = T_{High}$ to $T_{Low} * 5$		-45	-250	nA
				-50	-500	
Average Temperature Coefficient of Input Offset Current	$\Delta I_{IO}/\Delta T$	$T_A = T_{High}$ to $T_{Low} * 5$		10		$\text{pA}/^\circ\text{C}$
Input Common Mode Voltage Range *6	$V_{ICR}$	$V_{CC} = 30\text{ V}$	0		28.3	V
		$V_{CC} = 30\text{ V}$ , $T_A = T_{High}$ to $T_{Low}$	0		28	
Differential Input Voltage Range	$V_{IDR}$				$V_{CC}$	V
Large Signal Open Loop Voltage Gain	$A_{VOL}$	$R_L = 2.0\text{ k}\Omega$ , $V_{CC} = 15\text{ V}$ , For Large $V_O$ Swing, $T_A = T_{High}$ to $T_{Low}$	25	100		V/mV
			15			
Channel Separation	$C_S$	$1.0\text{ kHz} \leq f \leq 20\text{ kHz}$ , Input Referenced		-120		dB
Common Mode Rejection	$CMR$	$R_S \leq 10\text{ k}\Omega$	65	70		dB
Power Supply Rejection	$PSR$		65	100		dB
Output Voltage-High Limit	$V_{OH}$	$T_A = T_{High}$ to $T_{Low} * 5$ $V_{CC} = 5.0\text{ V}$ , $R_L = 2.0\text{ k}\Omega$ , $T_A = 25^\circ\text{C}$ $V_{CC} = 30\text{ V}$ , $R_L = 2.0\text{ k}\Omega$ $V_{CC} = 30\text{ V}$ , $R_L = 10\text{ k}\Omega$	3.3	3.5		V
			26			
			27	28		
Output Voltage-Low Limit	$V_{OL}$	$V_{CC} = 5.0\text{ V}$ , $R_L = 10\text{ k}\Omega$ $T_A = T_{High}$ to $T_{Low} * 5$		5	20	mV
Output Source Current	$I_{O+}$	$V_{ID} = +1.0\text{ V}$ , $V_{CC} = 15\text{ V}$	20	40		mA
Output Sink Current	$I_{O-}$	$V_{ID} = -1.0\text{ V}$ , $V_{CC} = 15\text{ V}$	10	20		mA
		$V_{ID} = -1.0\text{ V}$ , $V_O = 200\text{ mV}$	12	50		$\mu\text{A}$
Output Short Circuit to Ground *7	$I_{SC}$			40	60	mA
Power Supply Current (Total Device)	$I_{CC}$	$T_A = T_{High}$ to $T_{Low} * 5$ $V_{CC} = 30\text{ V}$ , $V_O = 0\text{ V}$ , $R_L = \infty$		1.5	3.0	mA
		$V_{CC} = 5\text{ V}$ , $V_O = 0\text{ V}$ , $R_L = \infty$		0.7	1.2	

\*5  $T_{Low} = 0^\circ\text{C}$ ,  $T_{High} = +70^\circ\text{C}$

\*6 The input common mode voltage or either input signal voltage should not be allowed to go negative by more than 0.3 V.  
The upper end of the common mode voltage range is  $V_{CC} - 1.7\text{ V}$ .

\*7 Short circuits from the output to  $V_{CC}$  can cause excessive heating and eventual destruction.  
Destructive dissipation can result from simultaneous shorts on all amplifiers.

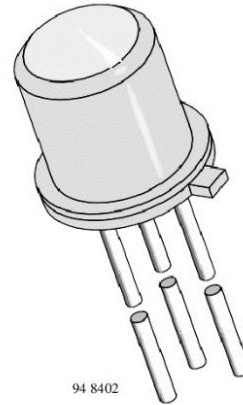
■ Marking

Marking	LM358
---------	-------

## Silicon NPN Phototransistor

### Description

BPX43 is a very high sensitive silicon NPN epitaxial planar phototransistor in a standard TO-18 hermetically sealed metal case with a glass lens. A superior linearity of photocurrent vs. irradiation makes it ideal for linear applications. A base terminal is available to enable biasing and sensitivity control.



### Features

- Hermetically sealed TO-18 case
- Lens window
- Angle of half sensitivity  $\varphi = \pm 15$
- Exact central chip alignment
- Base terminal available
- Very high photo sensitivity
- High linearity
- Suitable for visible and near infrared radiation
- Selected into sensitivity groups

### Applications

Detector for analogue and digital applications in industrial electronics, measuring and control, e.g. long range light barriers with additional optics, optical switches, alarm systems.

### Absolute Maximum Ratings

$T_{amb} = 25\text{ C}$

Parameter	Test Conditions	Symbol	Value	Unit
Collector Base Voltage		$V_{CBO}$	80	V
Collector Emitter Voltage		$V_{CEO}$	70	V
Emitter Base Voltage		$V_{EBO}$	7	V
Collector Current		$I_C$	50	mA
Peak Collector Current	$t_p$ 10 s	$I_{CM}$	200	mA
Total Power Dissipation	$T_{amb}$ 25 C	$P_{tot}$	250	mW
Junction Temperature		$T_j$	125	C
Operating Temperature Range		$T_{op}$	-55...+125	C
Storage Temperature Range		$T_{stg}$	-55...+125	C
Soldering Temperature	t 5 s, distance from touching border 2 mm	$T_{sd}$	260	C
Thermal Resistance Junction/Ambient		$R_{thJA}$	400	K/W
Thermal Resistance Junction/Case		$R_{thJC}$	150	K/W

# BPX43

Vishay Telefunken



## Basic Characteristics

T<sub>amb</sub> = 25 C

Parameter	Test Conditions	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Collector Emitter Breakdown Voltage	I <sub>C</sub> = 1 mA	V <sub>(BR)CE</sub> <sub>o</sub>	70			V
Collector Dark Current	V <sub>CE</sub> = 25 V, E = 0	I <sub>CEO</sub>		10	200	nA
Collector Emitter Capacitance	V <sub>CE</sub> = 0 V, f = 1 MHz, E = 0	C <sub>CEO</sub>		23		pF
Emitter Base Capacitance	V <sub>EB</sub> = 0 V, f = 1 MHz, E = 0	C <sub>EBO</sub>		47		pF
Collector Base Capacitance	V <sub>CB</sub> = 0 V, f = 1 MHz, E = 0	C <sub>CBO</sub>		41		pF
Collector Light Current	E <sub>e</sub> = 0.5 mW/cm <sup>2</sup> , = 950 nm, V <sub>CE</sub> = 5 V	I <sub>ca</sub>	0.8			mA
Temp. Coefficient of I <sub>ca</sub>	= 950 nm	TK <sub>Ica</sub>		1		%/K
Base Light Current	E <sub>e</sub> = 0.5 mW/cm <sup>2</sup> , = 950 nm, V <sub>CB</sub> = 5 V	I <sub>ba</sub>		10		A
Angle of Half Sensitivity		φ		±15		deg
Wavelength of Peak Sensitivity		ρ		920		nm
Range of Spectral Bandwidth		0.5		630...1040		nm
Collector Emitter Saturation Voltage	E <sub>e</sub> = 0.5 mW/cm <sup>2</sup> , = 950 nm, I <sub>C</sub> = 0.1 mA	V <sub>CEsat</sub>		0.15	0.3	V

## Type Dedicated Characteristics

T<sub>amb</sub> = 25 C

Parameter	Test Conditions	Type	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Current Gain	V <sub>CE</sub> = 5 V, I <sub>C</sub> = 1 mA	BPX38-4	B		330		
		BPX38-5	B		520		
		BPX38-6	B		650		
Collector Light Current	E <sub>e</sub> = 0.5 mW/cm <sup>2</sup> , = 950 nm, V <sub>CE</sub> = 5 V	BPX38-4	I <sub>ca</sub>	0.5	0.7	1.0	mA
		BPX38-5	I <sub>ca</sub>	0.8	1.25	1.6	mA
		BPX38-6	I <sub>ca</sub>	1.25	2		mA
Rise Time/ Fall Time	V <sub>CE</sub> = 5 V, I <sub>C</sub> = 1 mA, R <sub>L</sub> = 1 k Ω = 820 nm	BPX38-4	t <sub>r</sub> , t <sub>f</sub>		15		s
		BPX38-5	t <sub>r</sub> , t <sub>f</sub>		20		s
		BPX38-6	t <sub>r</sub> , t <sub>f</sub>		25		s

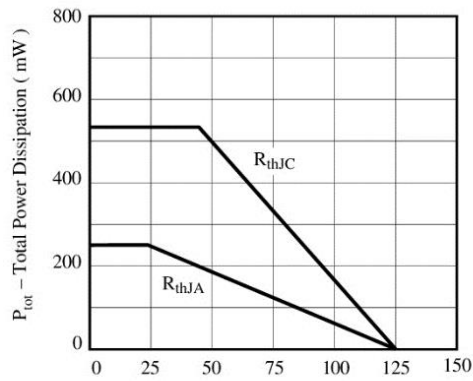
**Typical Characteristics** ( $T_{amb} = 25\text{ C}$  unless otherwise specified)

 94 8342  $T_{amb}$  – Ambient Temperature ( $^{\circ}\text{C}$ )

Figure 1. Total Power Dissipation vs. Ambient Temperature

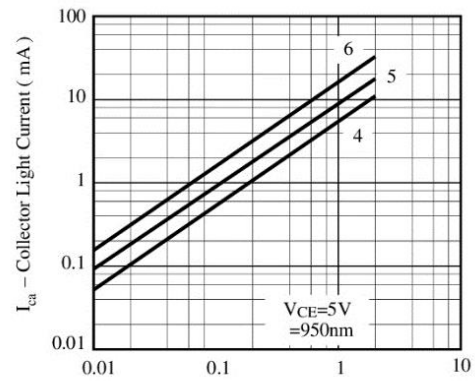

 94 8369  $E_c$  – Irradiance ( $\text{mW}/\text{cm}^2$ )

Figure 4. Collector Light Current vs. Irradiance

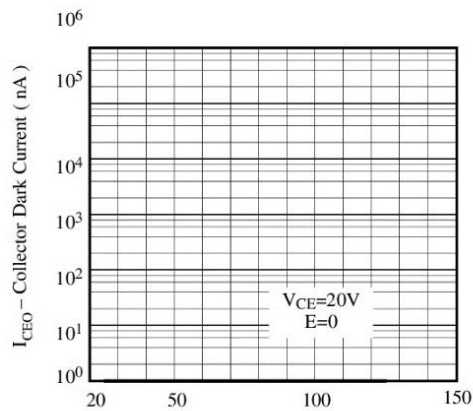

 94 8343  $T_{amb}$  – Ambient Temperature ( $^{\circ}\text{C}$ )

Figure 2. Collector Dark Current vs. Ambient Temperature

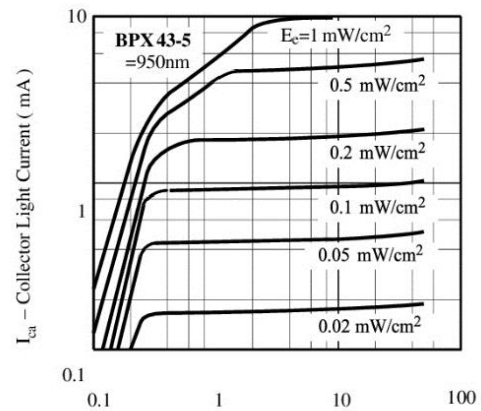

 94 8370  $V_{CE}$  – Collector Emitter Voltage (V)

Figure 5. Collector Light Current vs. Collector Emitter Voltage

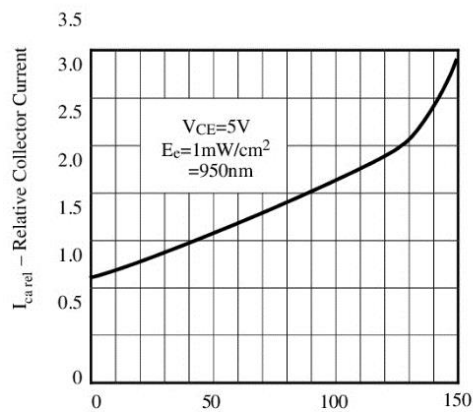

 94 8344  $T_{amb}$  – Ambient Temperature ( $^{\circ}\text{C}$ )

Figure 3. Relative Collector Current vs. Ambient Temperature

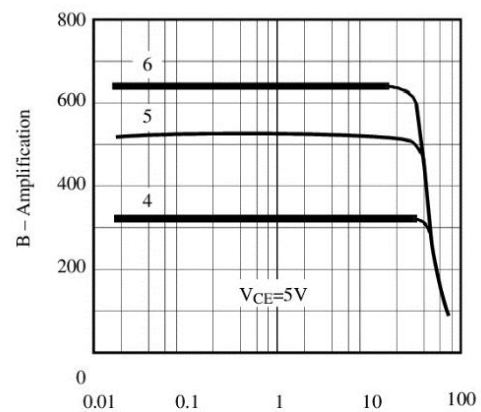

 94 8363  $I_C$  – Collector Current (mA)

Figure 6. Amplification vs. Collector Current