

SOMMAIRE

REMERCIEMENT

DEDICACE

SOMMAIRE

LISTE DES FIGURES.....	1
LISTE DES TABLEAUX.....	3
RESUME.....	4
INTRODUCTION GENERALE.....	5
CHAPITRE I: Notion de base de l'électrocardiogramme	
I.1 Introduction.....	6
I.2 Présentation d'électrocardiogramme (ECG)	6
I.3 Historique d'électrocardiogramme.....	6
I.4 L'activité électrique et l'électrocardiogramme.....	7
I.5 Caractéristique électrique du tracé cardiaque.....	8
I.6 Les dérivations standards de l'ECG.....	9
I.6.1 Les dérivations des membres.....	9
I.6.2 Les dérivations précordiales	10
I.7 Problématique.....	11
I.7.1 Bruit de réseau.....	11
I.7.2 Mouvement de la ligne de base.....	11
I.7.3 L'électromyogramme.....	12
I.8 Conclusion.....	12
CHAPITRE II: Développement et réalisation du système	
II.1 Introduction.....	13
II.2 La détection d'ECG.....	13
II.2.1 Principe des électrodes.....	13
II.2.2 Type des électrodes.....	13
II.3 L'amplification.....	14
II.3.1 L'amplificateur d'instrumentation.....	15
II.4 Circuit de protection contre les transitoires.....	16
II.5 Circuit de pied droit.....	16
II.6 Filtrage.....	17
II.6.1 Filtre Passe-haut passif de premier ordre.....	17
II.6.2 Filtre Passe-bas passif premier ordre.....	18
II.6.3 Filtre Rejeteur.....	19
II.7 La deuxième amplification.....	20
II.8 Circuit d'offset.....	20
II.9 Circuit de réglage de la ligne de base.....	21
II.10 Circuit d'alimentation.....	22
II.11 Digitalisation.....	22
II.11.1 Description d'une carte Arduino.....	23
II.11.2 Le logiciel de programmation Arduino.....	23

II.11.3 Principe de fonctionnement.....	24
II.12 Conclusion.....	24
CHAPITRE III: Résultats et discussion	
III.1 Introduction.....	25
III.2 Le schéma bloc.....	25
III.3 Réalisation du circuit d'électrocardiogramme (ECG).....	26
III.3.1 Détection.....	26
III.3.2 Conditionnement de signal.....	26
III.3.3 L'amplification.....	29
III.3.4 Circuit de réglage de la ligne de base.....	29
III.3.5 Circuit d'offset.....	30
III.3.6 Digitalisation de signal ECG.....	33
III.4 Discussion des résultats.....	34
III.5 Conclusion.....	35
CONCLUSION GENERALE.....	36
BIBLIOGRAPHIE.....	37
ANNEXES.....	39

LISTE DES FIGURES

Figure I.1: Galvanomètre d'Einthoven.....	7
Figure I.2: L'activité électrique et l'ECG.....	7
Figure I.3: La forme de signal d'ECG.....	8
Figure I.4: Dérivations bipolaires d'EINTHOVEN.....	9
Figure I.5: Dérivation unipolaire des membres.....	10
Figure I.6: Les dérivations précordiales.....	11
Figure I.7: ECG présentant des interférences de 50 Hz.....	11
Figure I.8: ECG présentant des dérives de la ligne de base.....	12
Figure I.9: ECG présentant des interfaces d'origine électromyographiques.....	12
Figure II.1: Les types des électrodes.....	13
Figure II.2: Présentation des signaux issus du capteur.....	14
Figure II.3: Branchement d'AD620.....	15
Figure II.4: Circuit de protection contre les transitoires.....	16
Figure II.5: Circuit de pied droit.....	17
Figure II.6: A gauche, La simulation de filtre Passe-haut. A droite, le tracé de Bode de filtre Passe-haut.....	18
Figure II.7: A gauche, la simulation de filtre Passe-bas. A droite, le tracé de Bode de filtre Passe-bas.....	19
Figure II.8: La structure du filtre Rejecteur.....	19
Figure II.9: A gauche, la simulation de filtre Rejecteur. A droite, le tracé de Bode de filtre Rejecteur.....	20
Figure II.10: Amplificateur non inverseur.....	20
Figure II.11: Circuit d'offset.....	21
Figure II.12: Instabilité de la ligne de base.....	21
Figure II.13: Circuit de réglage de la ligne de base.....	21
Figure II.14: Circuit d'alimentation.....	22
Figure II.15: Structure d'une carte Arduino (UNO).....	23
Figure II.16: Structure d'un programme en Arduino.....	24

Figure III.1: Schéma bloc d'un électrocardiogramme.....	25
Figure III.2 : Test du circuit ECG sur la plaque d'essai.....	26
Figure III.3 : A gauche, montage du circuit de préamplification. À droite, le signal ECG détecté.....	27
Figure III.4: A gauche, montage du filtre Passe-haut. À droite le signal ECG filtré.....	27
Figure III.5: A gauche, montage du filtre Passe-bas. À droite le signal ECG filtré.....	28
Figure III.6: A gauche, montage du filtre Rejecteur. À droite le signal ECG filtré.....	28
Figure III.7: A gauche, montage du circuit d'amplification. À droite le signal ECG amplifié...	29
Figure III.8: Montage du circuit de la ligne de base.....	29
Figure III.9: A gauche le signal ECG avant le circuit de la ligne de base. A droite le signal ECG ajusté à la ligne de zéro.....	30
Figure III.10 : A gauche, montage du circuit d'offset. À droite le signal ECG à la sortie de circuit d'offset.....	30
Figure III.11: Schéma électrique de notre électrocardiographe.....	31
Figure III.12: Circuit imprimé réalisé de l'ECG.....	32
Figure III.13: L'image réelle de circuit imprimé.....	32
Figure III.14: Le programme Arduino.....	33
Figure III.15: Le signal numérique d'ECG.....	34
Figure III.16: Exemple (1) ECG de Z.H.....	35
Figure III.17: Exemple (2) ECG de S.H.....	35

LISTE DES TABLEAUX

Tableau I.1: Les durées et les amplitudes des différentes composantes du signal ECG.....	8
Tableau III.1: Tableau des composants du circuit réalisé.....	33
Tableau III.2: Calcul du rythme cardiaque.....	35

RESUME

L'objectif de ce projet est de faire la conception et la réalisation d'un dispositif de mesure du signal électrocardiogramme (ECG). Au cours de notre expérimentation, nous avons discuté et réalisé un prototype fiable qui permet de détecter, mettre en forme, traiter et visualiser les variations de l'activité électrique du cœur en fonction du temps réel.

Les principaux aspects de conception reliés au projet sont : la détection de signal électrocardiogramme à l'aide des électrodes, un conditionnement de signal tels qu'une amplification, un filtrage, réglage de la ligne de base, digitalisation par carte Arduino (UNO) et affichage sur ordinateur.

Le produit final de notre projet de fin d'étude est un circuit de mesure d'électrocardiogramme fonctionnel.

Les mots clé : électrocardiogramme (ECG), amplificateur d'instrumentation, biopotentiel, circuit.

ABSTRACT

The objective of this project is to design and realize a device for measuring the electrocardiogram (ECG). During our experimentation, we discussed and realized a reliable prototype that allows to detect, to shape, to treat and to visualize the variations of the electrical activity of the heart in the real time.

The main design aspects related to the project are: Electrocardiogram signal detection using electrodes, signal conditioning such as amplification, filtering, baseline adjustment, Arduino card digitizing (UNO) and computer display.

The final product of our end-of-study project is a functional electrocardiogram measurement circuit.

Key words: electrocardiogram (ECG), instrumentation amplifier, biopotential , circuit.

الملخص

الهدف من هذا المشروع هو تصميم جهاز يسمح بقياس الإشارة الكهربائية للقلب. يتمحور هذا المشروع حول مناقشة جهاز التخطيط القلبي الذي يسمح بكشف و تصوير الإشارة الكهربائية للقلب لمعالجتها.

المراحل الرئيسية لهذا المشروع هي: الكشف، التضخيم و التصفية للإشارة الكهربائية ثم رقمنتها باستخدام بطاقة أردوينو لإظهارها على شاشة الكمبيوتر.

النتيجة النهائية لمشروعنا هو دائرة كهربائية لقياس الإشارة الكهربائية.

الكلمات المفتاحية : تخطيط القلب، مضخم، بيوبوتنتيال، الدارة الكهربائية.

Introduction générale

INTRODUCTION GENERALE

Les maladies cardiovasculaires constituent un problème majeur de santé publique. Elles sont considérées la 1^{ère} cause des décès à travers le monde, d'après L'organisation mondiale de la santé (OMS). En raison de l'ampleur du problème, de nombreuses études ont porté sur le diagnostic de ces maladies dangereuses. Le cœur était la cible étudiée par les chercheurs dans ce domaine. Puisqu'il est l'organe central du système cardiovasculaire : il peut être affecté de nombreuses pathologies qui peuvent soit être bénignes, comme certaines tachycardies comme l'infarctus du myocarde.

Avec l'évolution des techniques, les médecins disposent aujourd'hui d'outil performant pour observer le fonctionnement du muscle cardiaque et dresser ainsi leur diagnostic. Parmi les examens cardiologiques possibles, L'électrocardiographie présent dans quasiment tous les services hospitaliers. C'est l'examen le plus couramment effectué, car il rapide à mettre en place, peu coûteux, surtout non invasif et non douloureux basé sur l'utilisation des électrodes cutanées, convenablement réparties sur le corps humain afin d'obtenir un signal qui s'appelle l'électrocardiogramme (ECG).

L'électrocardiogramme est la traduction, sous forme électrique, du fonctionnement du muscle cardiaque. L'information enregistrée dans l'ECG se présente comme une série d'ondes électriques, aux formes et durées particulières qui se répètent à chaque cycle cardiaque

L'enregistrement d'ECG regroupe trois paramètres essentiels qui caractérisent l'activité cardiaque qui sont l'onde P, le complexe QRS et l'onde T. Ces paramètres permettent d'avoir des informations sur l'état du cœur en mesurant la fréquence et les battements cardiaques. Un changement de la forme, de la durée de ces ondes où de la durée entre les différents intervalles entre ces ondes peuvent indiquer la présence d'une anomalie cardiaque.

Enfin, l'électrocardiogramme est le seul examen couramment utilisé dans l'étude des trouble des rythmes et reste encore l'outil le plus dominant pour le diagnostic des maladies d'origine cardiovasculaire, c'est un indice clinique qu'on peut extraire et l'utilisé pour établie un diagnostic correct.

Il est nécessaire qu'une détection adéquate du signal ECG soit faite pour exploiter et interpréter convenablement l'activité cardiaque. Dans ce cadre, notre projet de fin d'étude consiste la conception et la réalisation d'un dispositif de mesure du signal électrocardiogramme (ECG).

Notre travail subdivise sur trois chapitres.

Le premier chapitre décrit les notions générales sur le signal électrocardiogramme, Le deuxième chapitre consacré à l'étude des différents étages électroniques pour la réalisation d'un électrocardiogramme.

Le troisième chapitre présente le circuit réalisé et l'interprétation des résultats obtenus.

On terminera ce mémoire de PFE par une conclusion générale.

Chapitre I

Notion de base de
l'électrocardiogramme

I.1 Introduction

L'activité du cœur donne naissance à des signaux, peuvent être enregistrés par des électrodes placées à la surface du corps qu'ils sont possible d'analyser après leur acquisition par un outil adéquat ; l'électrocardiographie consiste à l'enregistrement des signaux électrocardiogrammes en traduisant les activités électriques. Dans ce chapitre en va présenter les notions ou les éléments principaux de l'électrocardiogramme (ECG).

I.2 Présentation d'électrocardiogramme(ECG)

L'électrocardiographie est un outil essentiel utilisé pour faire le diagnostic de plusieurs maladies d'origine cardio-vasculaire et évaluer la probabilité d'anomalie cardiaque. Il est aujourd'hui l'une des techniques de diagnostic médicale le plus répandues et rapide ne prenant que quelques minutes, non douloureux et non invasif, dénué de tout danger. Il peut être fait en cabinet de médecin, à l'hôpital, voire à domicile.

L'électrocardiographie est une représentation graphique du potentiel électrique qui commande l'activité musculaire du cœur, Ce potentiel est recueilli par des électrodes placées à la surface de la peau. Additionnant les uns aux autres les potentiels fournissent l'électrocardiogramme. L'information enregistrée dans l'ECG se présente comme une série d'ondes électriques, aux formes et durées particulières qui se répètent à chaque cycle cardiaque. En réalité, ces ondes traduisent les différents phénomènes mécaniques et électriques relatifs au parcours du potentiel d'action de la stimulation cardiaque.

I.3 Historique d'électrocardiogramme

Depuis les débuts des années 1840, les chercheurs ont été intéressés par l'activité électrique du cœur. En 1842, Carlo Matteucci montre qu'un courant électrique générer par l'activité musculaire [1]. En 1856, Rudolph Von Koellicker et Henrich Mueller confirment qu'un courant électrique accompagne chaque battement de cœur, en mettant en contact un nerf de patte de grenouille avec un cœur isolé, à chaque battement cardiaque, on observait une contraction de la patte de grenouille [2]. En 1887, Augustus D. Waller publie le 1^{ère} électrocardiogramme humain [3]. Le terme Electrocardiogramme utilisé pour la 1^{ère} fois par Willem Einthoven en 1893 à une réunion de la Deutsch Medical Association [4]. C'est l'examen qui permet d'enregistrer l'activité électrique du cœur. En 1895, Einthoven utilisant un électromètre met en évidence cinq déflexions qu'il s'appelle : PQRST [1]. En 1897, Clément Ader introduit son système d'amplification appelé galvanomètre à corde [5]. En 1901, Einthoven modifie cet enregistreur pour produire des électrocardiogrammes et en 1902, publie le premier électrocardiogramme enregistré avec cet appareil [3].

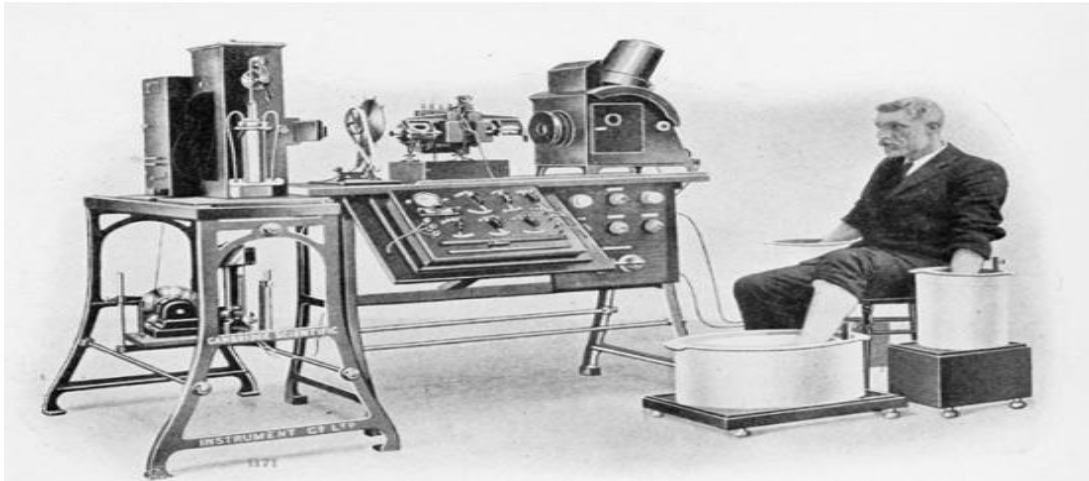


Figure I.1: Galvanomètre d'Einthoven.

I.4 L'activité électrique et l'électrocardiogramme

L'électrocardiographie explore l'activité électrique du cœur par enregistrement des électrocardiogrammes, tracés bidimensionnels qui inscrivent en fonction du temps les variations du potentiel électrique induites dans les différents points du corps par le cœur en activité. L'électrocardiogramme (ECG) recueille les caractéristiques de cette activité électrique. Le signal ECG est composé de plusieurs ondes, chacune liée à une étape de l'activité cardiaque. La première, appelée onde P, indique la dépolarisation auriculaire (systole auriculaire = contraction des oreillettes); la transmission d'un influx en provenance du nœud de Keith et Flack à travers le muscle des deux oreillettes. Une fraction de seconde après le début de l'onde, les oreillettes se contractent. La deuxième onde, appelée complexe QRS, indique la dépolarisation ventriculaire (systole ventriculaire = contraction des ventricules); la transmission l'influx électrique dans les ventricules. La troisième est l'onde T, indique la repolarisation ventriculaire (diastole ventriculaire = relâchement des ventricules). L'onde qui indique la repolarisation auriculaire n'est pas visible, parce que le complexe QR, plus fort, la masque [6].

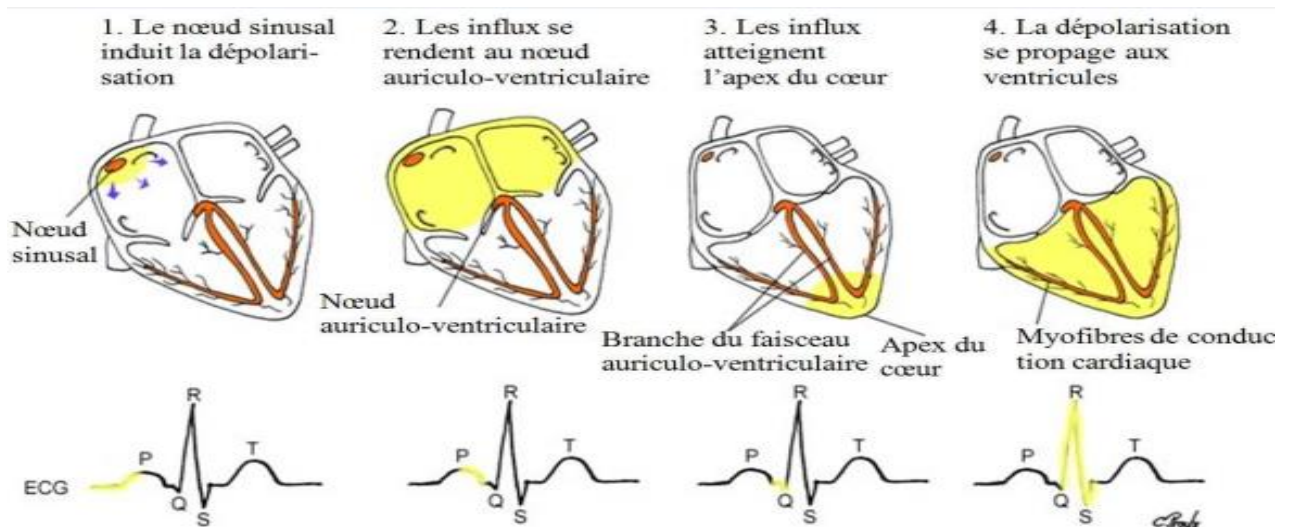


Figure I.2: L'activité électrique et l'ECG.

I.5 Caractéristique électrique du tracé cardiaque

L'électrocardiogramme ECG est le signal traduisant l'enregistrement des activités bioélectriques du système cardiaque. Il est riche en informations sur les aspects fonctionnels du cœur et du système cardio-vasculaire. En fait, ce signal regroupe un ensemble d'ondes (P, QRS et T) qui sont en corrélation directe avec ces aspects fonctionnels. Ces ondes occupent des localisations temporelles traduisant des intervalles qui sont généralement différentes pour un même signal provenant d'un même sujet sain ou présentant une pathologie cardiaque. Ces intervalles comme R-R, Q-T, P-Q ou encore le segment S-T et le complexe QRS sont d'un intérêt diagnostic certain et varient de différentes manières dans différentes pathologies. De même leurs contenus fréquentiels varient pour différents cas pathologiques [7].

On peut présenter la forme du signal électrocardiogramme (ECG) comme suite :

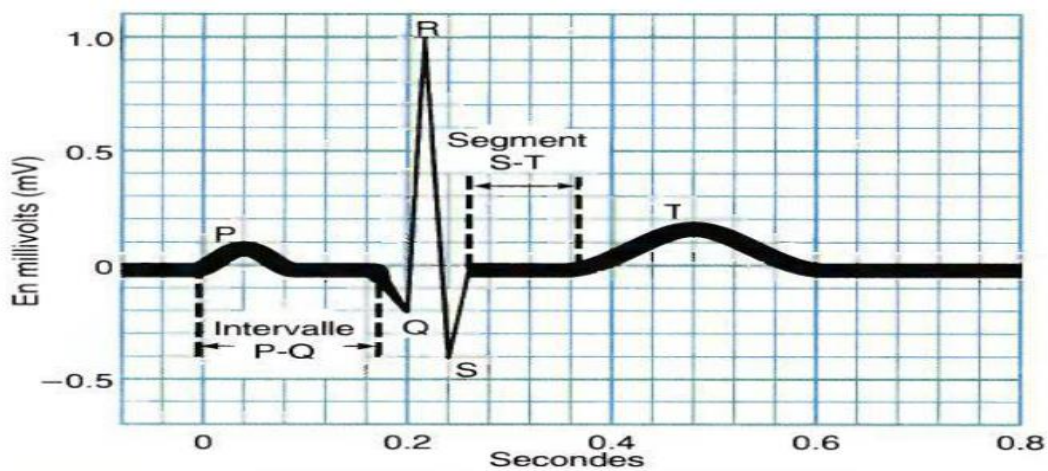


Figure I.3: La forme de signal d'ECG.

L'onde P, correspond à la dépolarisation auriculaire et de faible amplitude.

L'intervalle PQ, cet intervalle permet aux oreillettes de se vider dans le ventricule avec la contraction de celui-ci.

Le complexe QRS, correspond à la dépolarisation des ventricules et de grande amplitude (signal de quelques millivolts), car la masse des ventricules est très supérieure à celle des oreillettes.

Le segment ST, temps de repolarisation complète des ventricules.

L'onde T, correspond à la repolarisation des ventricules.

Onde ou segment	Durée	Amplitude
L'onde P	De 0.008 à 0.1 sec	0.25 mV
Le complexe QRS	De 0.06 à 0.01 sec	0.5 à 2 mV
L'onde T	0.12 sec	De 0.1 à 0.4 mV
L'intervalle PR	0.12 à 0.2 sec	0 mV : isoélectrique
Le segment ST	0.12 sec	0 mV : isoélectrique

Tableau I.1: Les durées et les amplitudes des différentes composantes du signal ECG.

I.6 Les dérivations standards de l'ECG

Les ondes de l'ECG correspondant à l'activité électrique du cœur sont enregistrées à l'aide de dérivations placées à des endroits précis du corps. Par convention, l'ECG comporte les enregistrements de 12 dérivations. Chaque dérivation a un pôle négatif ou électrode négative et un pôle positif ou électrode positive et la situation de ces pôles détermine la polarité de la dérivation, en réalité, pour faire une mesure de différence de potentiel. Une ligne hypothétique joignant les pôles de la dérivation est appelé l'axe de la dérivation. Chaque axe de dérivation est orienté dans une certaine direction qui dépend de la localisation des électrodes positive et négative [8]. Six des 12 dérivations mesurent le potentiel électrique cardiaque dans le plan frontal (les dérivations bipolaires et unipolaires des membres) ; les 6 dérivations restantes mesurent le potentiel électrique cardiaque dans le plan horizontal (les dérivations précordiales). Un ECG 12 dérivation enregistrées à l'aide des 10 électrodes cutanées placées sur le patient (6 électrode placées au thorax et 4 électrode placés aux extrémités du thorax).

I.6.1 Les dérivations des membres

a. Bipolaires

En 1912, W. Einthoven présente un triangle équilatéral fermé appelle triangle d'Einthoven [9], qui définit le positionnement de trois électrodes attacher sur les membres; c'est-à-dire aux extrémités du bras droit, du bras gauche et de la jambe gauche, formé les dérivations périphérique bipolaire DI, DII et DIII. Les membres pouvant être considérés comme des fils conducteurs linéaire, tout se passe comme si les 3 électrodes étaient placées à la racine des membres et elles peuvent donc être considérées comme électriquement équidistantes du cœur. En conséquence, le cœur peut être vu comme le point source de potentiel 0 au centre d'un triangle équilatéral dont les sommets sont les racines du bras droit, du bras gauche et de la jambe gauche.

DI : Bras gauche (+) et bras droit (-).

DII : Jambe gauche (+) et bras droit (-).

DIII: Jambe gauche (+) et bras gauche (-).

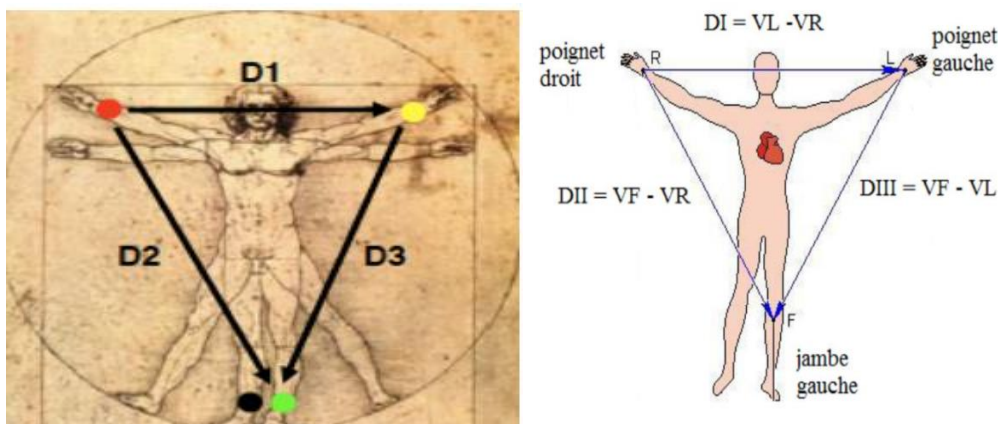


Figure I.4: Dérivations bipolaires d'EINTHOVEN.

b. Unipolaires

En 1942, Emmanuel Goldberger ajoute aux dérivations frontales d'Einthoven V_{LA} , V_{RA} et V_{LL} [10]. Les dérivations unipolaires ont été introduites par Wilson qui démontre de relier les différents borne en même point c'est-à-dire il connecté ensemble V_{LA} , V_{RA} et V_{LL} en même point qui s'appelle borne de Wilson. Plus tard, Goldberg en 1942 a modifié le système des dérivations de Wilson pour obtenir trois dérivations unipolaires augmentées, appelées aVL , aVR et aVF . La borne centrale de Goldberger est le potentiel stable obtenu en reliant par des résistances 2 électrodes des membres non exploratrices. On les nomme aVR ; aVL ; aVF .

VR : Bras droit (+) et borne centrale de Wilson (-).

VL : Bras gauche (+) et borne centrale de Wilson (-).

VF : Jambe gauche (+) et borne centrale de Wilson (-).

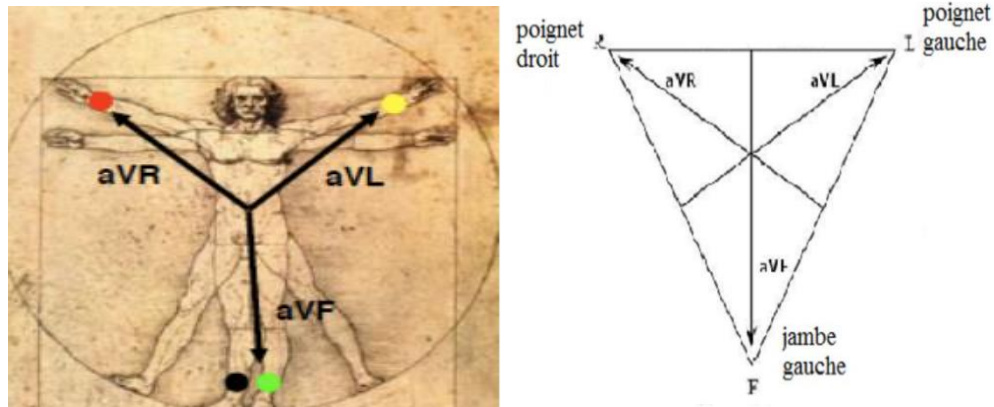


Figure I.5: Dérivation unipolaire des membres.

I.6.2 Les dérivations précordiales

Ce sont des dérivations unipolaires fixées en des points définis sur la paroi thoracique désignés par Wilson[11]:

- V1 : 4^{iem} espace intercostal au bord droit du sternum ;
- V2 : 4^{iem} au bord gauche du sternum ;
- V3 : à mi-distance entre V2 et V3 ;
- V4 : 5^{iem} espace intercostal gauche sur la ligne médio-claviculaire ;
- V5 : même niveau horizontal que V4 sur la ligne axillaire antérieure gauche ;
- V6 : même niveau horizontal que V4 et V5 sur la ligne axillaire moyenne gauche ;



Figure I.6: Les dérivations précordiales.

I.7 Problématique

La détection de signal physiologique, particulièrement le signal ECG est toujours accompagné avec l'enregistrement des événements indésirables appelés artefacts, peuvent apparaître et brouiller le tracé, où la bande fréquentielle de ces bruits est de même grandeur que celle du signal ECG. Leurs origines sont diverses et leur présence reste très difficile à traiter automatiquement. Parmi ces grandeurs affectant on a :

I.7.1 Bruit de réseau

Le réseau électrique est une puissante source de bruit pouvant affecter l'ensemble des bio-potentiels. Apparaissent comme des pics sur ECG. Ces bruits prennent leur origine de la ligne de distributions et de fréquence de l'ordre de 50 Hz. Mais ils sont très faciles à éliminer. Pour les filtrer il suffit d'utiliser un filtre Réjecteur[12].



Figure I.7: ECG présentant des interférences de 50 Hz.

I.7.2 Mouvement 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. La fluctuation de la ligne de base est essentiellement due aux mouvements du patient, à la respiration et aux changements de l'impédance peau-électrodes. Cette fluctuation apparaît comme des nodulations de bases fréquences 0.05Hz [12].

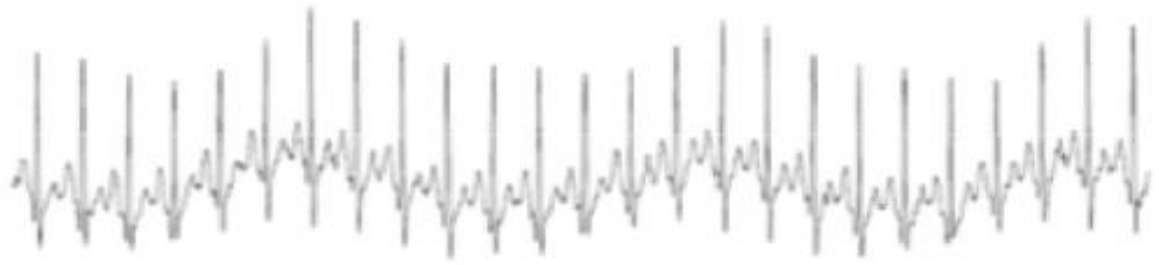


Figure I.8: ECG présentant des dérives de la ligne de base.

I.7.3 L'électromyogramme

Ce bruit est dû à l'activité musculaire. Il apparaît surtout lorsque le patient est mal étendu. L'électromyogramme se présente dans l'ECG comme des oscillations hautes fréquences son amplitude qui est de même grandeur que celle de l'ECG, l'électromyogramme peut notamment noyer les ondes P et T. Si on prend en considération que la gamme fréquentielle de ce bruit est de différent de celle de l'ECG [12].

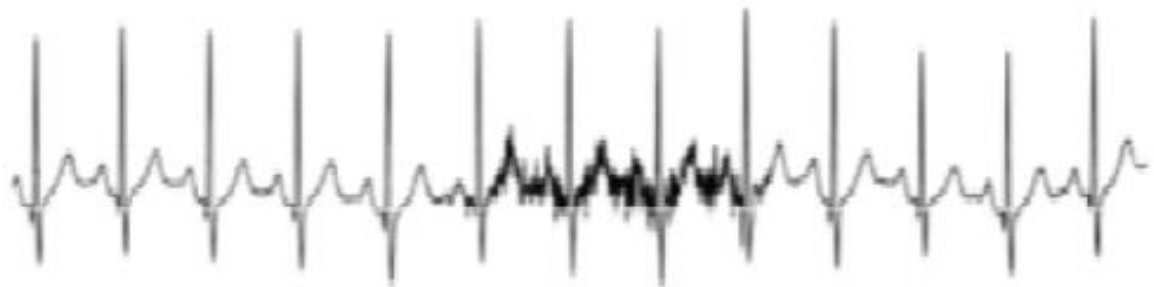


Figure I.9: ECG présentant des interfaces d'origine électromyographiques.

I.8 Conclusion

Ce chapitre s'intéressait à la notion de base de l'électrocardiographie, ce qui a permis de bien comprendre le fonctionnement de celui-ci, par l'acquisition de quelques bases théoriques permettant d'entamer ce projet et arriver à résoudre les contractions qui peuvent surgir par la suite.

Chapitre II

Développement et
réalisation de système

II.1 Introduction

Toute transformation biologique doit, pour être exploitée, se présenter sous la forme de signaux compréhensibles, enregistrables et mesurable en valeurs normalisées. Après avoir décrit les notions de base de l'électrocardiographie dans le premier chapitre, ce chapitre sera consacré à l'étude de la réalisation d'un électrocardiogramme, à cet effet il sera représenté une description générale des différents étages électroniques de détection, mise en forme et affichage permettant la mesure du signal électrocardiogramme.

II.2 La détection d'ECG

Pour mesurer les signaux physiologiques générés par les êtres humains au cours du dialogue patient-machine et pour assurer une interface appropriée entre les tissus vivants et un conducteur, des capteurs biomédicaux spécifiques sont utilisés.

Les capteurs utilisés pour l'acquisition de signal ECG sont des électrodes, la fonction de base des électrodes est de convertir une grandeur physique en un signal électrique de sortie. Il est nécessaire de se rappeler que le métal dans les électrodes n'est pas responsable de la conduite des changements électriques dans le corps, d'où les électrodes doivent avoir un transducteur cette interface de transducteur est prévu à l'aide d'une interface électrode-électrolyte. Il y a aussi une autre interface avec la peau impliqué dans l'acquisition de la bio-potentiel [8].

II.2.1 Principe des électrodes

Il s'agit de capter par voie externe les ondes électriques émises par le cœur, l'élément sensible sera donc une plaque faite d'un matériau conducteur que l'on mettra à contact avec la peau. Plus la surface de contact sera grande, plus l'impédance de contact diminuera.

Pour composer l'inconvénient de dessécher la peau et en fin de augmenter démesurément les dimensions de l'électrode, on utilise un électrolyte : le gel de contact.

II.2.2 Types des électrodes

En fonction de son région du corps ou celle-ci sera installée, l'électrode peut avoir des formes géométrique complètement différentes. L'activité cardiaque peut être mesurée de l'extérieur grâce aux électrodes de surface en métal aplati. On retrouve différentes géométries :

- ✓ Electrode à usage unique.
- ✓ Electrode à ventouse.
- ✓ Electrode à pinces.



Figure II.1: Les types des électrodes.

II.3 L'amplification

Comme la plupart des signaux biomédicaux, le signal ECG est détecté au moyen de deux électrodes placées sur le corps. Le signal ECG est donc obtenu en tant que différence de potentiel entre deux points, ce bio potentiel est de quelques mV d'amplitude donc, il est nécessaire d'utiliser un amplificateur différentiel pour amplifier ce signal [13]. Mais cette amplification ne doit concerner que le signal utile. Or ce dernier côtoie bien souvent une tension parasite ainsi qu'une tension de mode commun comme illustre la figure suivant :

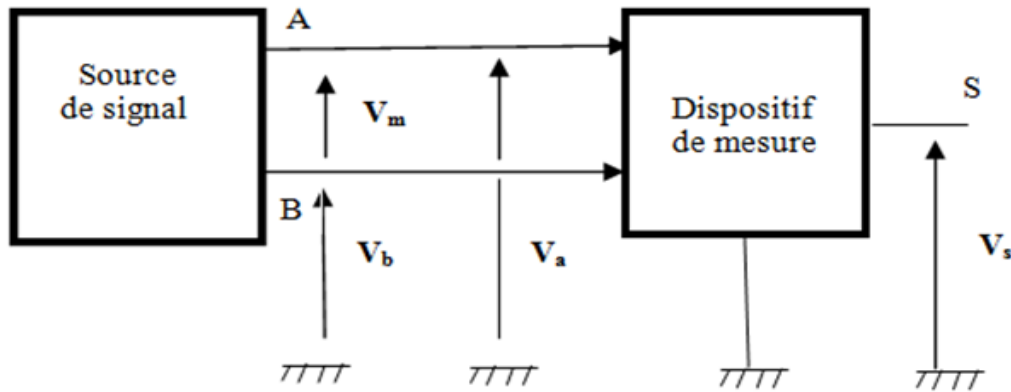


Figure II.2: Présentation des signaux issus du capteur.

La tension de mesure (V_m) issue d'un capteur est une tension différentielle entre deux Conducteurs (A et B): $V_m = V_a - V_b$.

On définit la tension de mode commun V_{mc} comme étant la tension commune à V_a et V_b et qui ne contient pas d'information. Ainsi en posant :

$$V_{mc} = \frac{V_a + V_b}{2}$$

On obtient ainsi les tensions :

$$V_a = V_{mc} + \frac{V_m}{2}$$

$$V_b = V_{mc} - \frac{V_m}{2}$$

Donc, si on veut amplifier cette différence on va amplifier aussi la tension en mode commun et on obtient :

$$V_s = A_d(V_a - V_b) + \frac{A_{mc}(V_a + V_b)}{2}$$

Le taux de réjection en mode commun (TRMC) caractérise le rapport entre l'amplification différentielle et l'amplification du mode commun d'un amplificateur différentiel :

$$TRMC = \frac{A_d}{A_{mc}}$$

On définit le TRMC (en dB) par l'expression :

$$\tau dB = 20 \log \left(\frac{Ad}{Amc} \right)$$

Une valeur très élevée de TRMC indique un gain différentiel Ad élevé et un gain en mode commun Amc faible. Pour que l'amplification soit correcte, et réalise la fonction :

$$Vs = Ad(Va - Vb)$$

Il faut donc faire une amplification « sélective » qui élimine ou atténue fortement tous les interférences pour ne garder que le signal informatif issu de capteur. On fait appel pour cela à l'amplificateur d'instrumentation [14].

II.3.1 L'amplificateur d'instrumentation

L'amplificateur d'instrumentation adapte le signal utile (ECG) à la chaîne d'acquisition de manière la plus précise. Son rôle est de fournir en sortie, une tension proportionnelle à la différence des deux tensions d'entrée. L'amplificateur d'instrumentation présente un grand gain en tension, un fort taux de réjection en mode commun (TRMC), de faibles décalages d'entrée, un faible dérive en température et une forte impédance d'entrée.

Dans ce cas en utilisant un amplificateur d'instrumentation de type **AD620**, le circuit est réalisé de manière intégré (circuit intégré) permettant ainsi une très grande précision sur les résistances R ainsi qu'une très bonne stabilité thermique.

Comme il est indiqué dans sa fiche technique, cet amplificateur est adapté aux utilisations médicale et se caractérise par :

- Le choix de l'alimentation simple aux composée de 2,3V à 18V.
- Une consommation réduite 1.3mA comme courant maximal d'alimentation qui nous permet l'alimentation par une batterie.
- Choix de gain entre 1 et 1000 en utilisant une résistance R_g externe ce qui facilite l'ajustement de l'amplification : $G = \left(\frac{49,4K\Omega}{R_g} \right) + 1$
- Un taux de réjection du mode commun (TRMC) de 100dB qui augmente en augmentant le gain.
- Dimensions réduites.

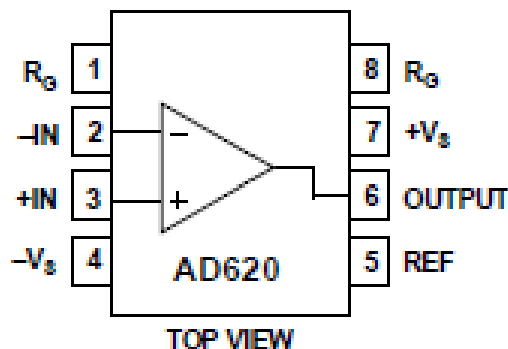


Figure II.3: Branchement d'AD620.

II.4 Circuit de protection contre les transitoires

L'étage d'entrée d'un amplificateur ECG doit être protégé afin d'éviter les deux conditions de danger suivantes :

- Un contact accidentel du patient avec le courant à 220 volts et l'entrée de ce courant dans l'amplificateur à travers les électrodes.
- Dans le cas d'un patient relié à un défibrillateur, l'entrée dans l'amplificateur de décharge électrique (plusieurs centaines de volts) provenant du défibrillateur [15].

Pour obtenir cette protection, on utilise le circuit représenté sur la figure ci-dessous :

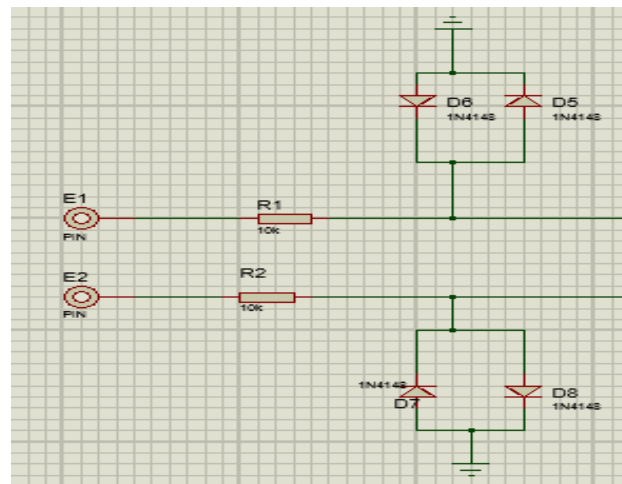


Figure II.4: Circuit de protection contre les transitoires.

Les résistances R1 et R2 limitent le courant et réduisent la tension pouvant entrer dans l'amplificateur. Ces résistances sont souvent suivies par deux diodes en parallèle reliées à la masse, pour limiter la tension approximativement à 600mV ou 300mV tout dépend les caractéristiques des diodes utilisées, cette tension de claquage est suffisante pour permet au signal ECG provenant des électrodes de passer vers l'amplificateur d'instrumentation.

II.5 Circuit de pied droit

L'électrode de pied droit (référence) n'est pas liée directement à la terre. Elle est connectée à la sortie d'un amplificateur auxiliaire, qui fonctionne comme un amplificateur inverseur.

- La tension en mode commun V_{cm} sur le corps est détectée par les deux résistances R_a et R_b , inversée, puis amplifiée et connectée à l'électrode de pied droit [16]. Cette tension négative ramène V_{cm} à une valeur basse.
- Le courant de fuite i_d qui peut apparaître dans le corps ne circule pas vers la terre, mais vers la sortie de l'amplificateur auxiliaire, ceci permet au courant de fuite de circuler en boucle fermé.
- Dans le cas d'apparition d'une tension anormale entre le patient et la terre, l'amplificateur auxiliaire se sature, permettant d'isoler le patient qui sera lié à la terre par les deux résistances R_0 et R_f qui ont des valeurs de quelques dizaines de $M\Omega$.

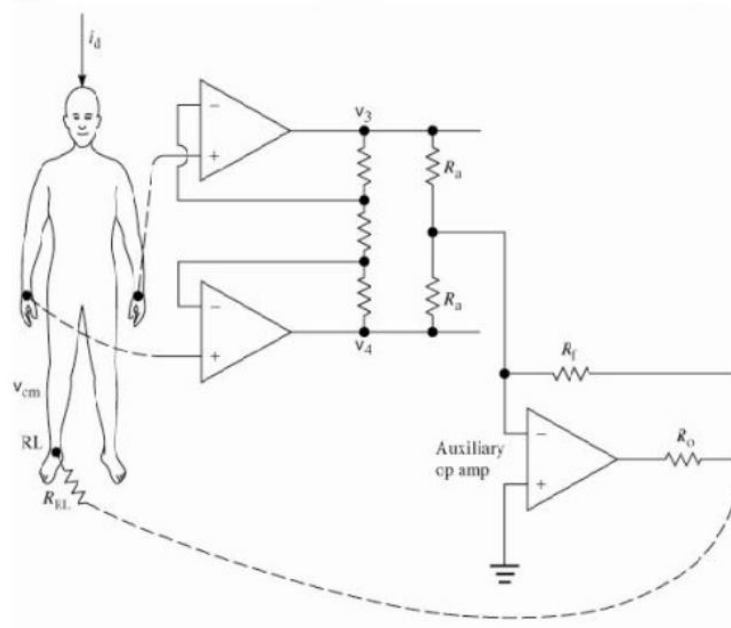


Figure II.5: Circuit de pied droit.

II.6 Filtrage

Le signal ECG amplifié, peut être noyé dans différentes sources de bruit, pour les éliminer on utilise un filtre Passe-haut pour éliminer les faibles fréquences de 0.05Hz qui provient du mouvement des électrodes, un filtre Passe-bas pour éliminer les hauts fréquences d'électromyogramme de 150Hz, donc on va garder que la bande fréquentielle du signal ECG comprise entre 0.05Hz et 150Hz [17]. On utilise aussi un troisième filtre Rejecteur pour éliminer la fréquence de 50Hz dû au secteur.

II.6.1 Filtre Passe-haut passif de premier ordre

Le filtre Passe-haut passif (CR) est constitué par une capacité C et une résistance R.

On a la Fonction de transfert :

$$\frac{V_s}{V_e} = H(j\omega) = \frac{RjC\omega}{1+jRC\omega} = \frac{j\left(\frac{\omega}{\omega_c}\right)}{1+j\left(\frac{\omega}{\omega_c}\right)} \text{ Avec ; } \omega_c = 1/RC$$

Donc, la fréquence de coupure f_c :

$$f_c = 1/2\pi RC$$

On obtient cette fois un filtre qui atténue les basses fréquences. A fréquence nulle l'impédance du condensateur est infinie : le gain est nul. Il est égal à 1 pour une fréquence infinie. On a choisie $R=3.9M\Omega$ et $C=10\mu F$.

Donc on obtient une fréquence de coupure :

$$f_c = 1/(2*\pi*3.9*10^6 *10*10^{-9}) = 0.041Hz.$$

La simulation de ce circuit réalisée sur le logiciel Multisim permet de visualiser le diagramme de Bode comme illustré ci-dessous :

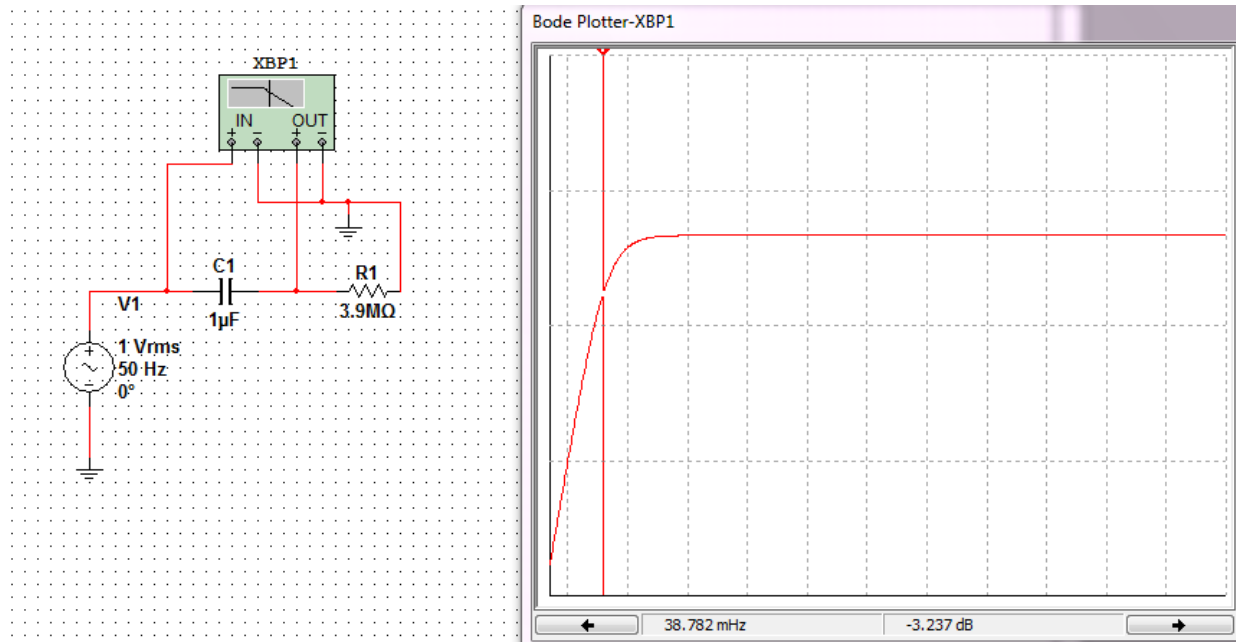


Figure II.5: A gauche, La simulation de filtre Passe-haut. A droite, le tracé de Bode de filtre Passe-haut.

Selon la simulation de ce circuit, la réponse fréquentiel de ce filtre montre bien une fréquence de coupure à 0.038Hz.

II.6.2 Filtre Passe-bas passif de premier ordre

Le filtre Passe-bas passif (RC) est constitué par une résistance R et une capacité C.

On a la Fonction de transfert :

$$\frac{V_s}{V_e} = H(j\omega) = \frac{1}{1+jRC\omega} = \frac{1}{1+j\left(\frac{\omega}{\omega_c}\right)} \quad \text{Avec; } \omega_c = 1/RC$$

Donc la fréquence de coupure f_c :

$$f_c = 1/2\pi RC$$

On retrouve rapidement ce résultat en remarquant que pour une fréquence nulle le condensateur a une impédance infinie : le gain vaut 1. Pour une fréquence infinie, son impédance est nulle : le gain vaut 0.

On a choisie $C=10\mu F$ et $R=100K\Omega$.

Donc on obtient une fréquence de coupure :

$$f_c = 1/(2*\pi*100*10^3*10*10^{-9})=159Hz.$$

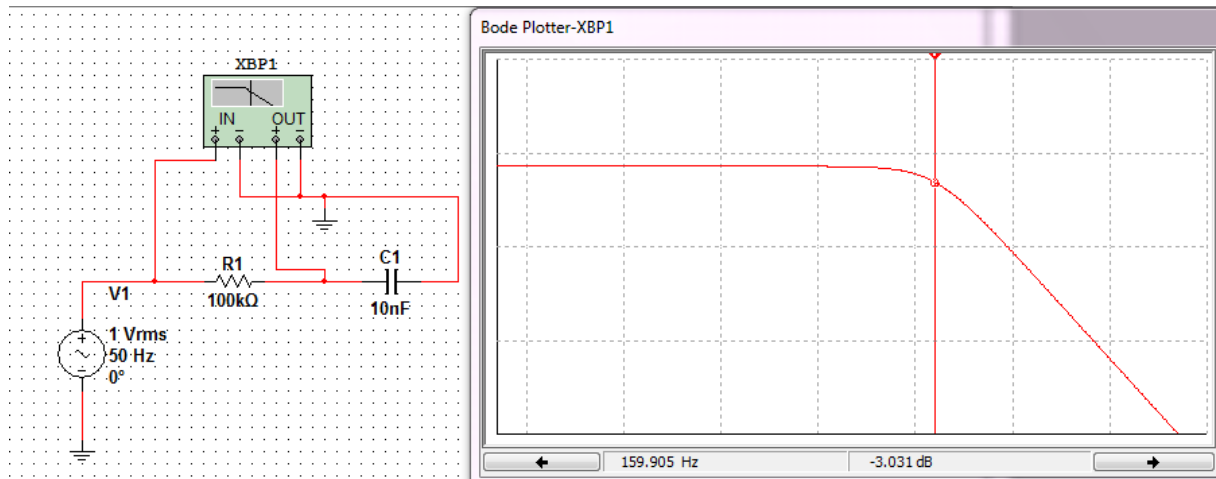


Figure II.6: A gauche, la simulation de filtre Passe-bas. A droite, le tracé de Bode de filtre Passe-bas.

Selon la simulation de ce circuit, la réponse fréquentiel de ce filtre montre bien une fréquence de coupure à 150Hz.

II.6.3 Filtre Rejeteur

Le secteur perturbe considérablement le signal utile car sa fréquence égale à 50Hz, est comprise dans la plage fréquentielle utile du signal ECG d'où la nécessité d'un filtre qui peut rejeter le bruit sans trop influencer le signal. La structure de ce filtre est donnée comme suit :

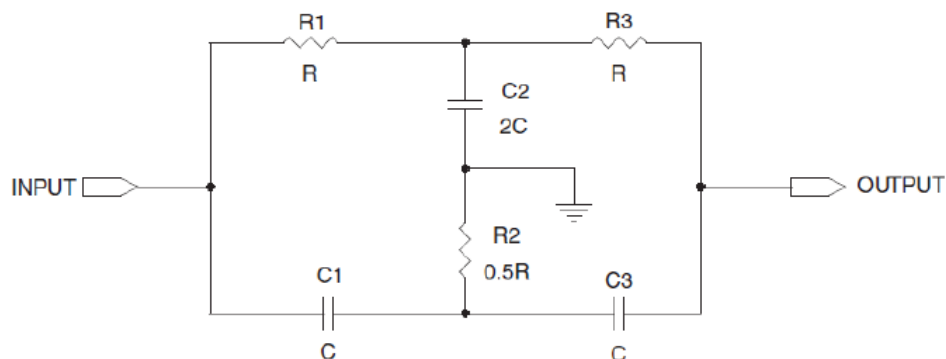


Figure II.7: La structure du filtre Rejeteur.

La fréquence de coupure de ce filtre est : $f_c = \frac{1}{2\pi RC}$

On a choisie $C=33\text{ nF}$ et $R=100\text{ k}\Omega$.

Donc on obtient une fréquence de coupure :

$$f_c = 1 / (2 * \pi * 33 * 10^{-9} * 100 * 10^3) = 48\text{ Hz}$$

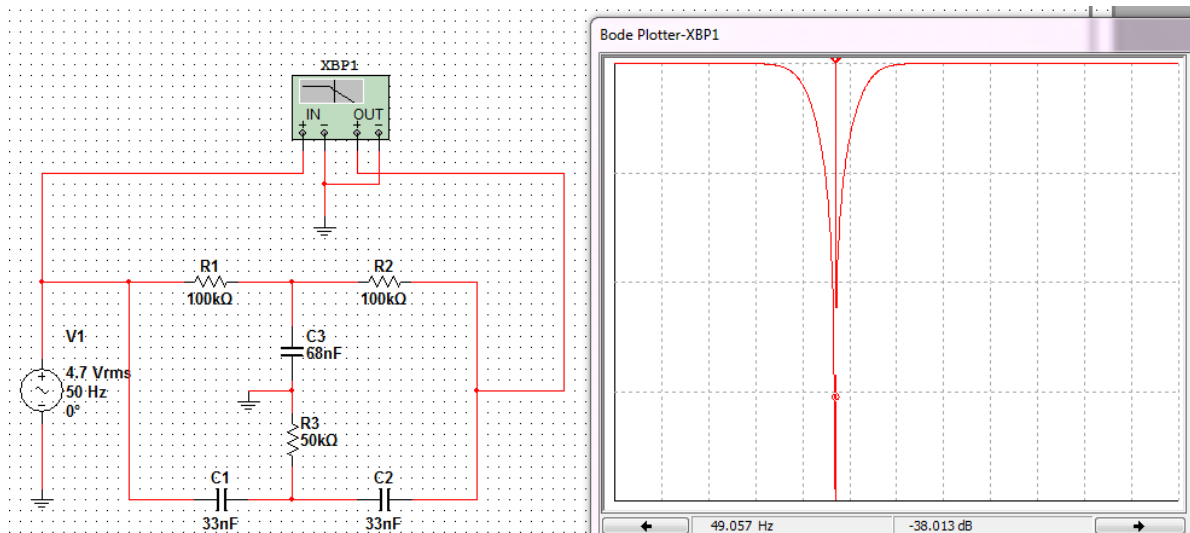


Figure II.8: A gauche, la simulation de filtre Rejeteur. A droite, le tracé de Bode de filtre Rejeteur.

Selon la simulation de ce circuit, la réponse fréquentiel de ce filtre montre bien une fréquence de coupure à 50Hz.

II.7 La deuxième amplification

Alors que l'amplification introduite par le préamplificateur est loin d'être suffisante et le filtre atténue l'amplitude de signal. Pour rendre le signal exploitable on doit faire passer le signal pour la deuxième fois par un étage d'amplification composé d'un amplificateur et des résistances, le gain d'amplification devient alors :

$$G = \frac{S}{E} = 1 + \left(\frac{R1}{R2}\right)$$

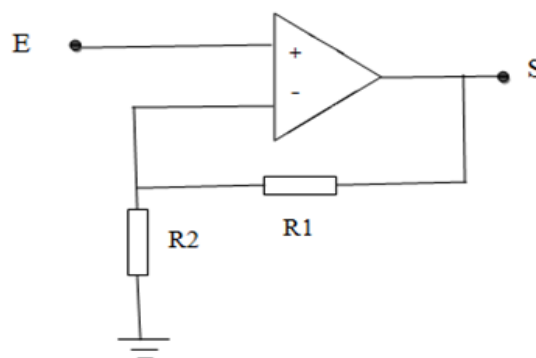


Figure II.9: Amplificateur non inverseur.

II.8 Circuit d'offset

Le signal ECG recueillis est un signal bipolaire, l'accès d'une tension négative à l'entrée d'un convertisseur analogique numérique peut causer des néfastes dégâts matériels, puisque la digitalisation se fait généralement avec des signaux cadrés entre 0 et 5V, donc il est impératif de remettre le signal ECG dans cette échelle, en ajoutant une composante continue DC avec $V_s = V_e - V_{off}$ [18]. En utilisant le circuit suivant :

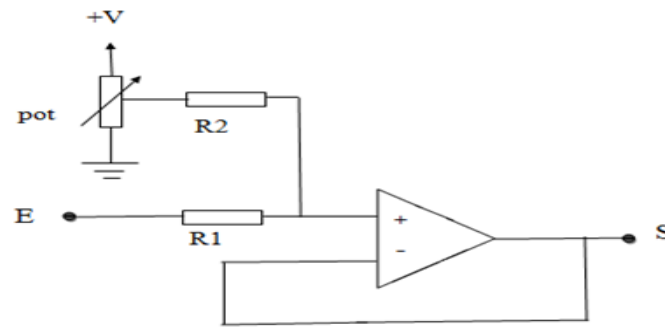


Figure II.10: Circuit d'offset.

II.9 Circuit de réglage de la ligne de base

La ligne de base correspond au tracé qui sera observé sur un ECG si le cœur n'avait aucune activité. Cette ligne est perturbée par les basses fréquences créées par le mouvement des électrodes, si le patient n'effectue aucun mouvement, cette ligne est plus souvent horizontale, et le signal est peu perturbé par le bruit extérieur [10]. Mais lorsque le patient fait des mouvements, les positions relatives des électrodes se modifient, de sorte que cette ligne présente un tracé ondulé, comme l'indique la figure suivante :

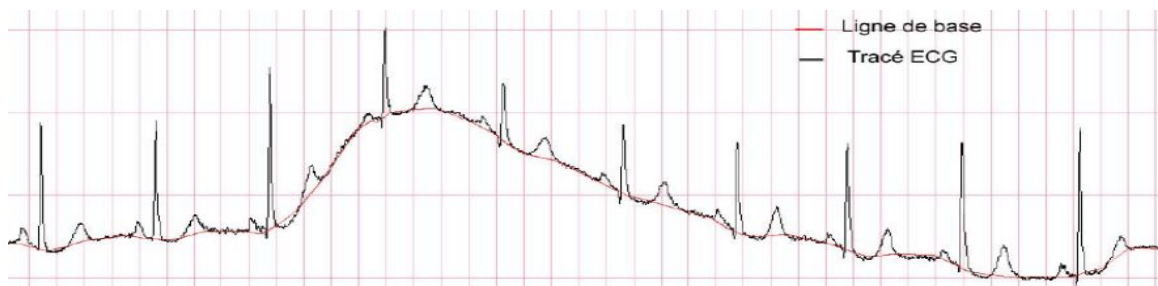


Figure II.11: Instabilité de la ligne de base.

Pour une analyse d'un signal électrocardiogramme, cette ligne est prise comme référence pour étudier la forme et la hauteur des différentes ondes cardiaques ; néanmoins dans l'objectif d'un traitement d'un tel signal, il est impératif de la repérer précisément pour fixer le zéro. C'est le rôle de ce bloc, qui permet le retour à la ligne de base, en utilisant un potentiomètre pour ajuster le signal à la ligne de zéro.

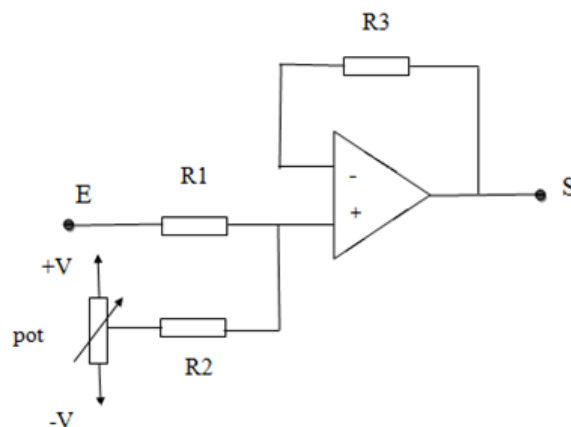


Figure II.12: Circuit de réglage de la ligne de base.

II.10 Circuit d'alimentation

La plus part des étages électroniques indiqué au paravent contient des circuits intégrés, ces circuit intégrés nécessitent une alimentation de +5V et -5V. Notre système va être en contact directe avec le patient à travers les électrodes. Il est important donc, d'éviter les chocs électriques par l'utilisation d'une alimentation indépendante du secteur.

Dans ce cas, la meilleur solution c'est d'utilise une pile de 9V, cette tension va être branché a un régulateur de type 7805 afin d'obtenir une tension de 5V. Ensuite en inversant cette tension a -5V à l'aide d'un inverseur de type ICL7660 comme l'indique la figure suivante :

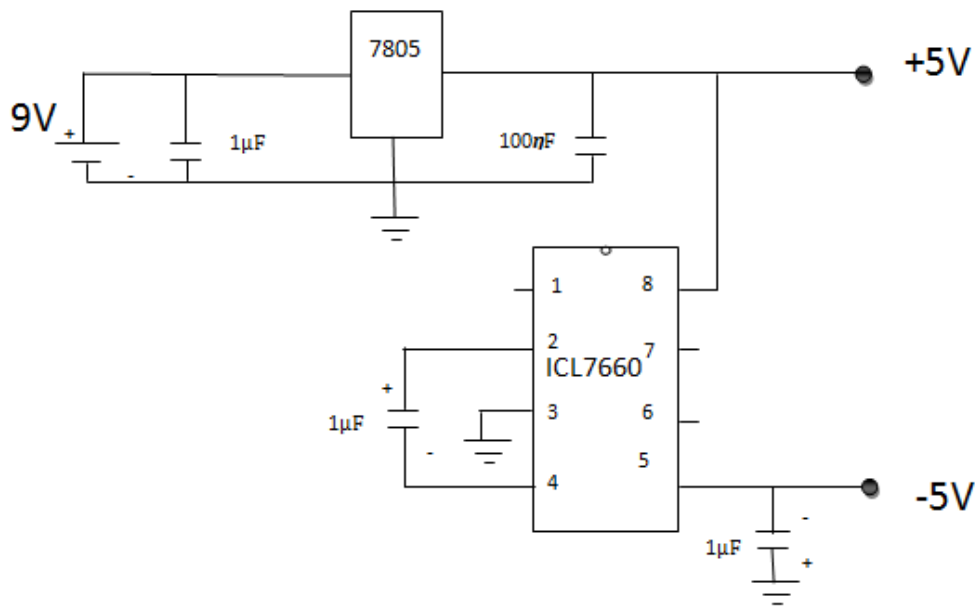


Figure II.13: Circuit d'alimentation.

II.11 Digitalisation

La transformation du signal ECG analogique en un signal numérique est une étape très importante pour l'afficher sur ordinateur. Cette transformation a devenu très facile lorsqu'une équipe de développeurs Italiennes a créé le "système Arduino". Le système Arduino est composé de deux paramètres principaux, qui sont : la carte (matériel) et le logiciel. Il nous donne la possibilité d'allier les performances de la programmation à celles de l'électronique. Plus précisément, nous allons programmer des systèmes électroniques. Le gros avantage de l'électronique programmée c'est qu'elle simplifie grandement les schémas électroniques et par conséquent, le coût de la réalisation, mais aussi la charge de travail à la conception d'une carte électronique [19].

II.11.1 Description d'une carte Arduino

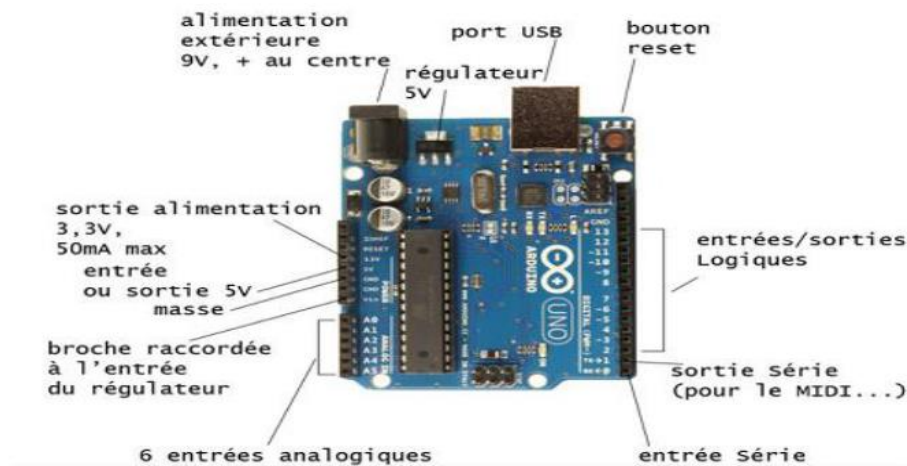


Figure II.14: Structure d'une carte Arduino (UNO).

- Le microcontrôleur

Le microcontrôleur est le cerveau de la carte. C'est lui qui va recevoir le programme créé et qui va le stocker dans sa mémoire puis l'exécuter.

- Alimentation

Pour fonctionner, la carte a besoin d'une alimentation continue. Le microcontrôleur fonctionnant sous 5V, la carte peut être alimentée en 5V par le port Universel Serial Bus (USB) ou bien par une alimentation externe qui est comprise entre 7V et 12V.

- Les entrées/ sorties

C'est par ces connexions que le microcontrôleur est relié au mode extérieur. Une carte Arduino standard est dotée de 6 entrées analogiques. 14 entrées/sorties numériques. Les entrées analogiques lui permettent de mesurer une tension variable (entre 0 et 5V) qui peut provenir de capteurs. Les entrées/sorties numériques reçoivent ou envoient des signaux «0» ou «1» traduits par 0 ou 5V.

- Interface USB/Série

Le chargement du programme dans la mémoire du microcontrôleur est fait de façon très simple par port USB.

II.11.2 Logiciel de programmation Arduino

L'environnement de programmation Arduino (IDE en anglais) est une application écrite en Java inspirée du langage Processing. L'IDE (logiciel Arduino) permet d'écrire, de modifier un programme et de le convertir en une série d'instructions compréhensibles pour la carte Arduino. Le logiciel de programmation peut transférer le programme à travers la liaison série.

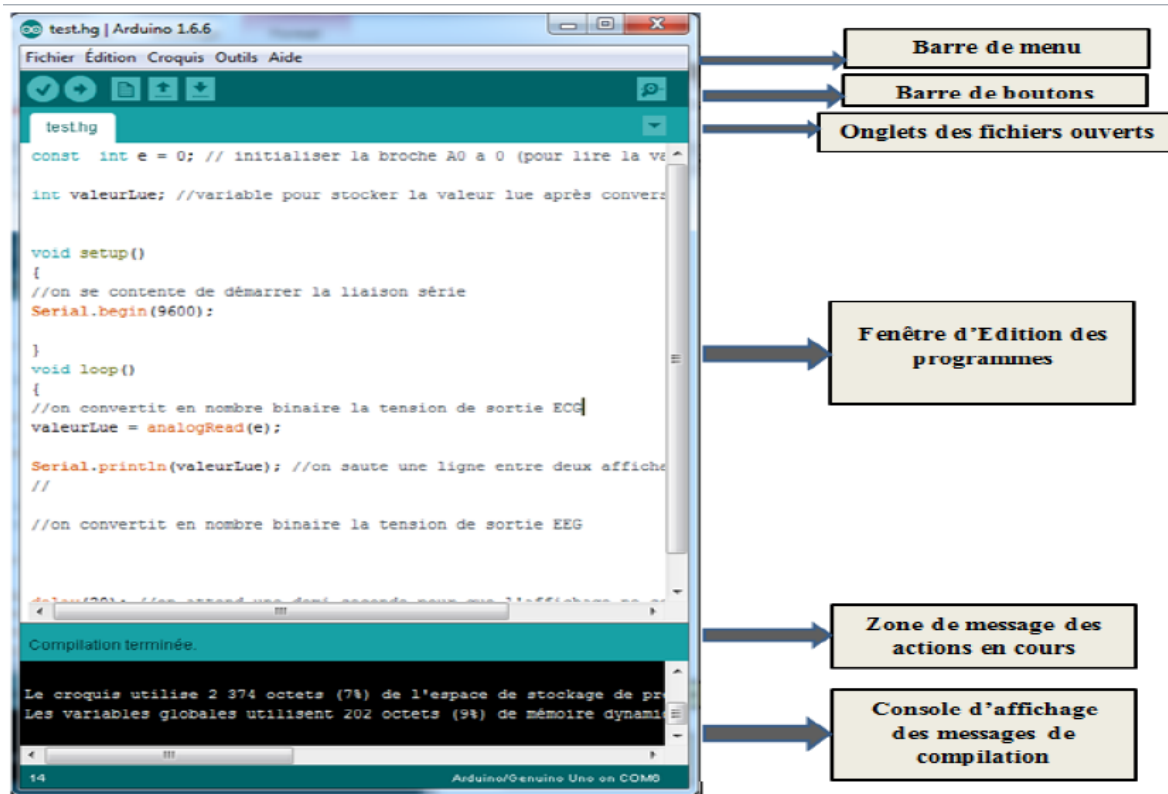


Figure II.15: Structure d'un programme en Arduino.

II.11.3 Principe de fonctionnement

Après le branchement de la carte Arduino avec un ordinateur, la première étape à effectuer est la sélection du type de carte dans l'environnement de développement. Une sélection du port USB actif branché avec la carte Arduino et également à considérer. Ce sont des étapes de configuration requises avant tout téléversement de firmware dans le microcontrôleur de la carte Arduino. Ensuite, l'utilisateur développe le programme à téléverser dans le microcontrôleur de la carte Arduino dans un environnement dédié. Le programme est compilé et téléversé s'il ne présente aucune erreur de compilation.

II.12 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons étudié les différents étages électroniques permettant la réalisation de notre projet. Cette étude va nous permettre de faire le meilleur choix des circuits afin de réaliser un électrocardiogramme.

Chapitre III

Résultat et discussion

III.1 Introduction

Ce chapitre présente le produit final et les différents circuits réalisés. Cela visualisé les signaux des différents étages et inclut un ensemble de tests des différentes étapes de circuit réalisé et les interpréter.

III.2 Le schéma bloc

Pour tous les matériels médicaux l'acquisition des données à partir d'un corps humain nécessite des électrodes qui conduisent le potentiel électrique soit sur la peau où avec un cathéter vers un amplificateur d'instrumentation qui représente la première étape de la mise en forme et qui sera suivie par le filtrage et l'amplification. Dans notre travail le schéma bloc choisi pour la détection du signal ECG est représenté dans la figure suivante:

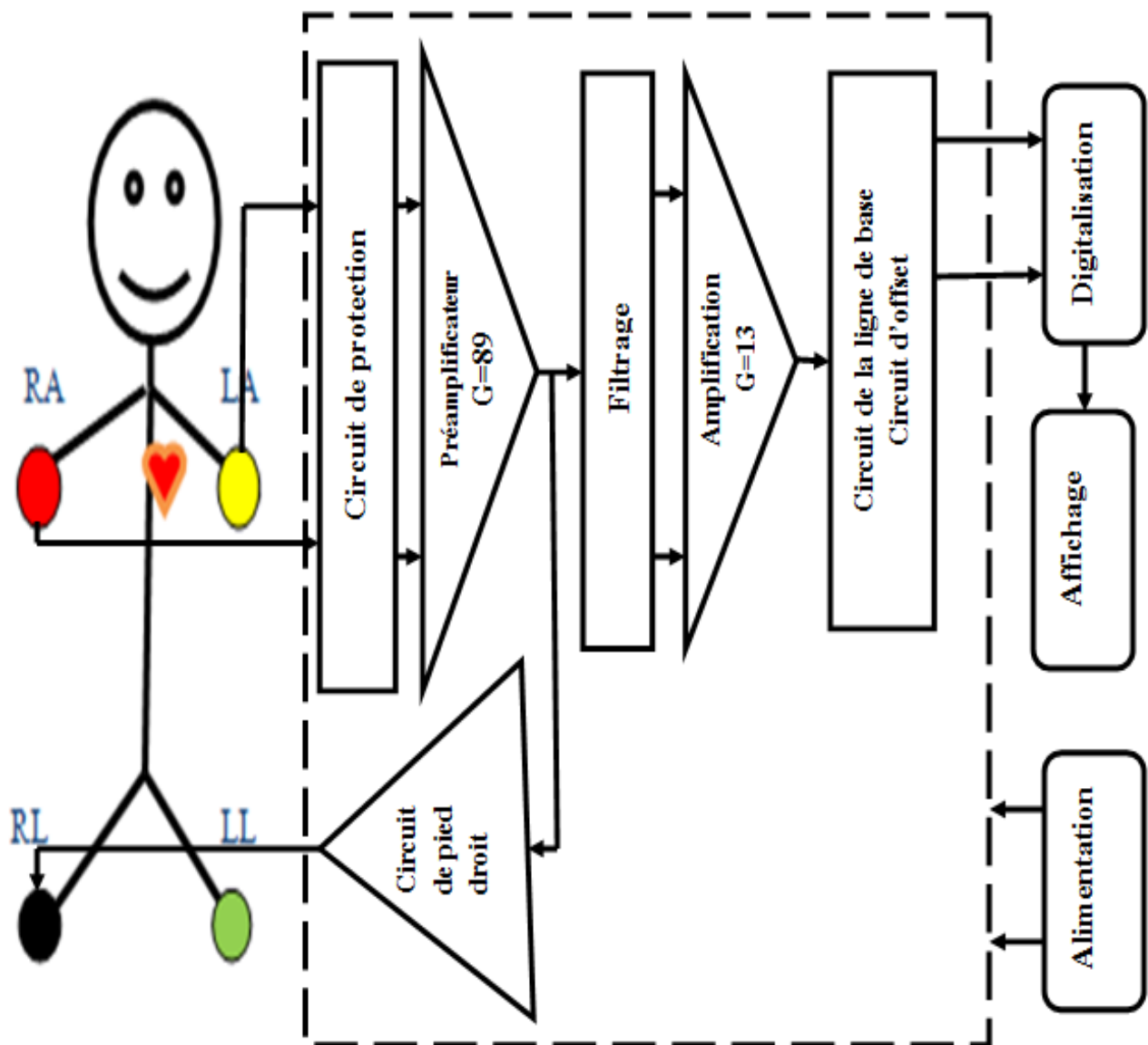


Figure III.1: Schéma bloc d'un électrocardiogramme.

III.3 Réalisation du circuit d'électrocardiogramme (ECG)

Le circuit de l'électrocardiogramme a été réalisé suivant le schéma annoncé précédemment, le signal a été visualisé sur l'oscilloscope. Le test de circuit sur la plaque d'essai dans laboratoire illustre sur les images suivantes :

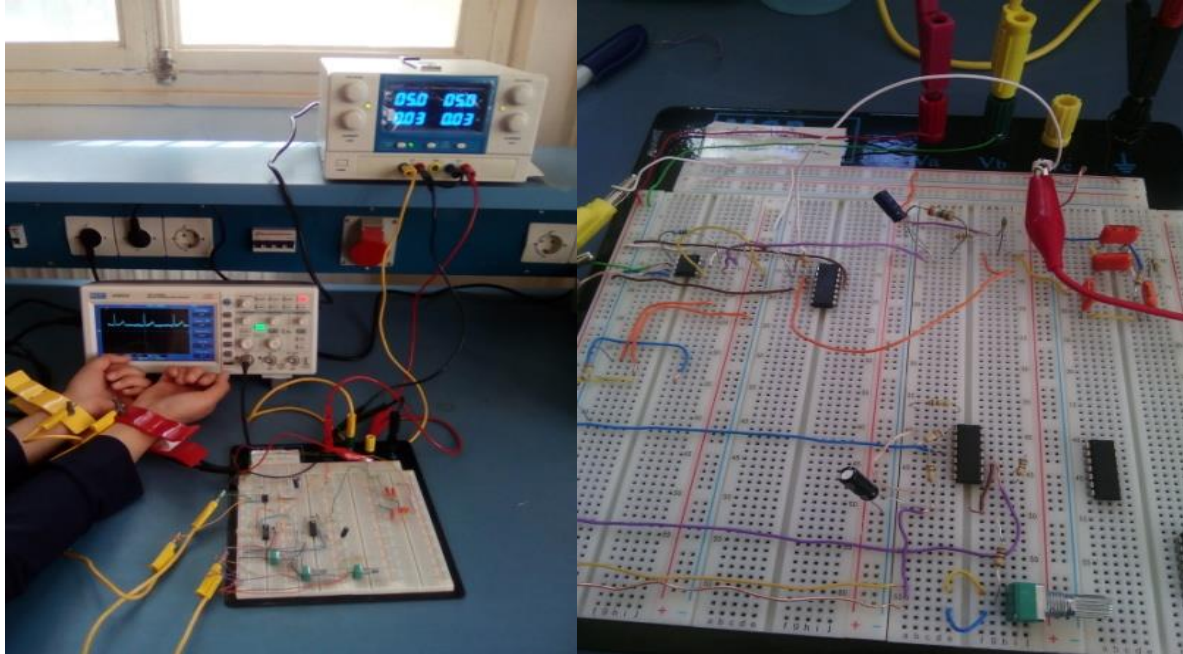


Figure III.2: Test du circuit ECG sur la plaque d'essai.

III.3.1 Détection

Dans cette réalisation, on a utilisé la dérivation standard d'Einthoven DI puisque tous les ondes sont bien déterminés et observables. Les deux électrodes sont reliées à les deux entrée de l'amplificateur d'instrumentation. L'une des électrodes est placée sur l'avant-bras gauche, la deuxième sur l'avant-bras droit et La troisième électrode sur le pied droit (électrode de référence). On utilise des électrodes permanent a plaque des surfaces et des démentions déterminés pour détecter le maximum d'informations. Un gel conducteur sera appliqué sur la peau pour assurer le maximum de conduction et améliorer la transmission électrique.

On constate que le signal issu des électrodes ne peut pas être directement relié à un afficheur, un conditionnement est alors nécessaire. Un conditionnement tels qu'une amplification et un filtrage doit être utilisé.

III.3.2 Conditionnement de signal

▪ Préamplificateur

Nous avons utilisé un amplificateur d'instrumentation de type **AD620** qui à un taux de réjection du mode commun (TRMC) très important et dans un large bande de fréquence.

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

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

Lorsqu' on utilise une résistance R_g de 560Ω , un gain de **89** est obtenu.

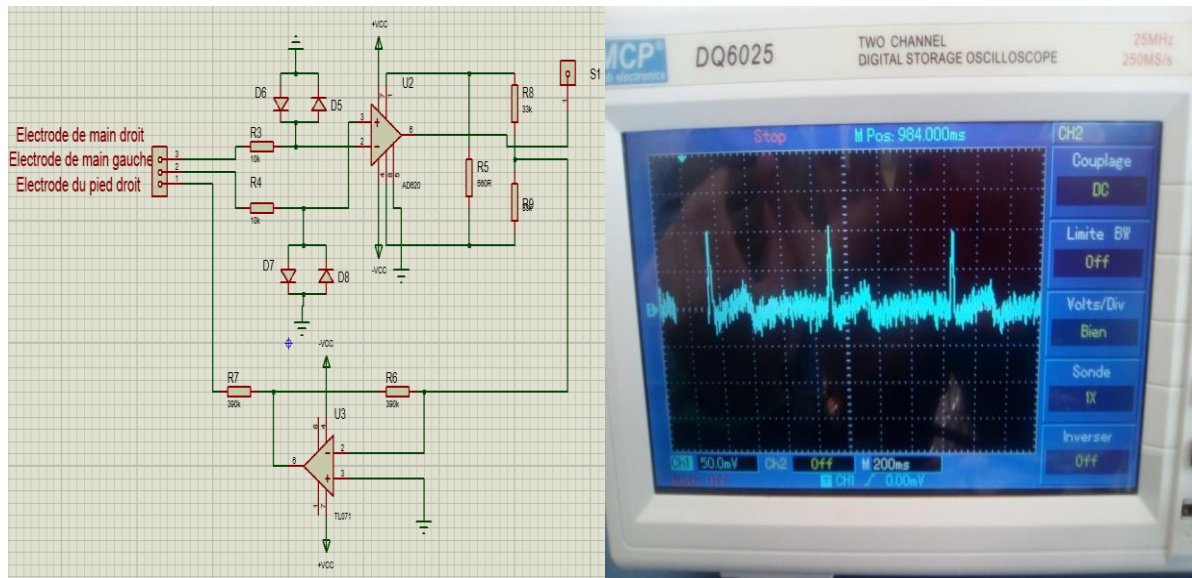


Figure III.3: A gauche, montage du circuit de préamplification. À droite, le signal ECG détecté.

■ Filtrage

○ Le premier filtrage

Nous avons choisi d'utiliser un filtre Passe-haut (CR) passif du premier ordre pour éliminer les faibles fréquences qui provient du mouvement des électrodes de fréquence de coupure:

$$f_c = 0.04 \text{ Hz}$$

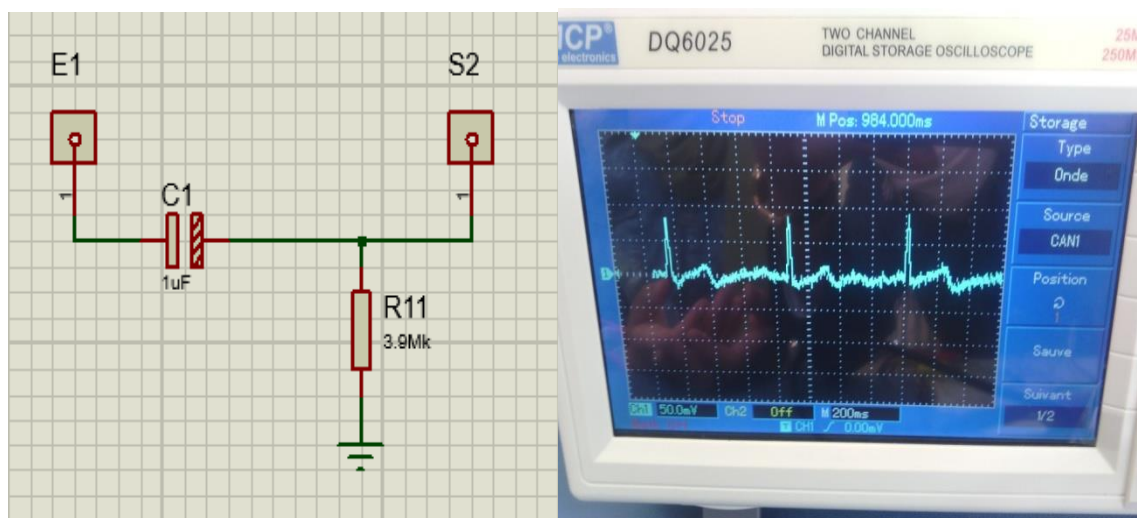


Figure III.4: A gauche, montage du filtre Passe-haut. À droite le signal ECG filtré.

○ Le deuxième filtrage

Nous avons choisit d'utiliser aussi un filtre Passe-bas (RC) passif du premier ordre pour éliminer les hautes fréquences de signal électromyogramme et des bruits électromagnétique de fréquence de coupure :

$$f_c = 159\text{Hz}$$

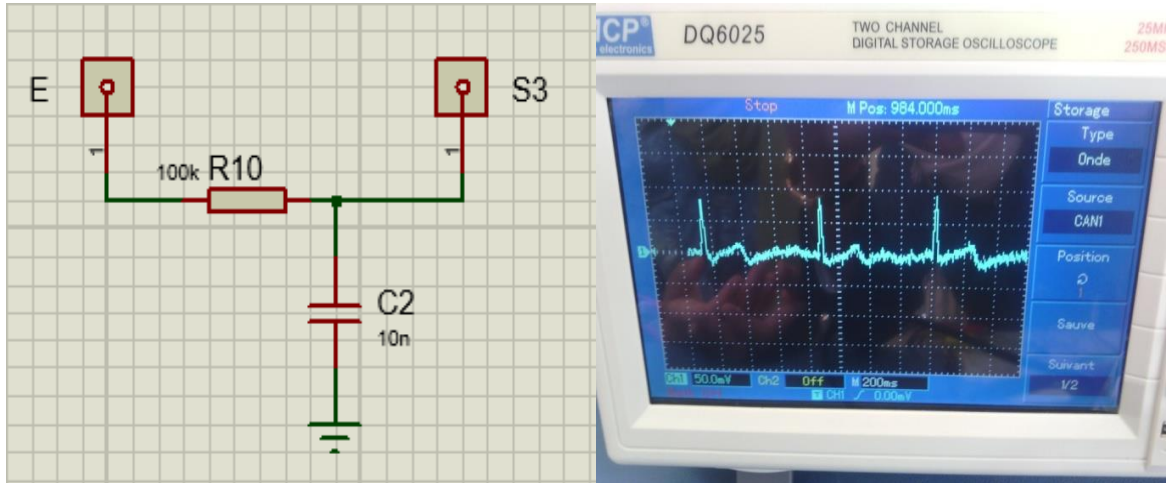


Figure III.5: A gauche, montage du filtre Passe-bas. À droite le signal ECG filtré.

○ Le troisième filtrage

C'est un filtre Rejeteur qui est utilisé pour éliminer le 50Hz, généré par le secteur perturbe et gêne la lisibilité du signal. La fréquence de coupure de ce filtre est :

$$f_c = 48\text{Hz}$$

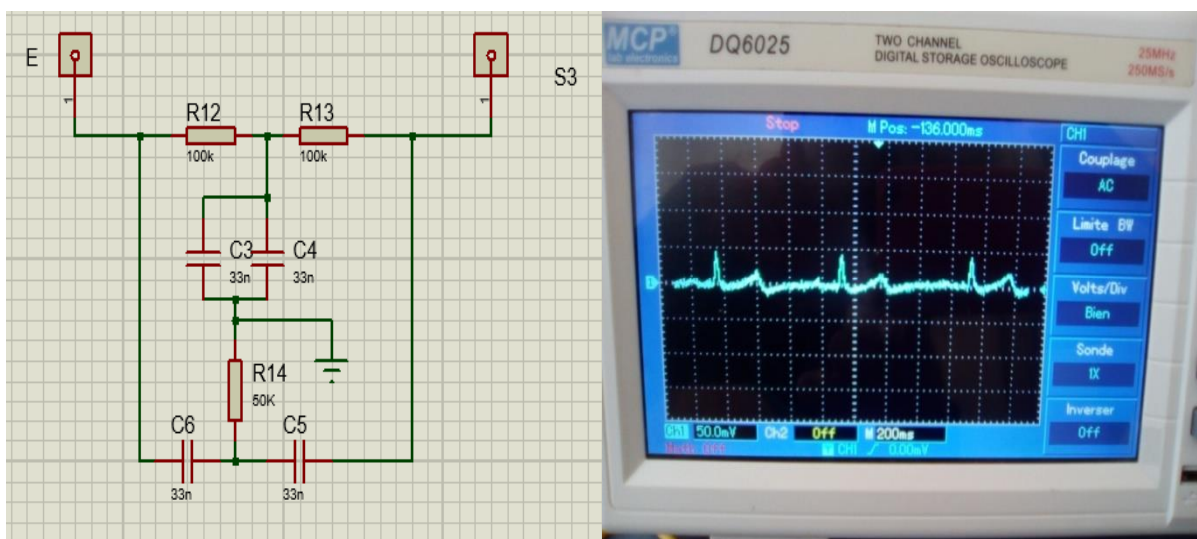


Figure III.6: A gauche, montage du filtre Rejeteur. À droite le signal ECG filtré.

III.3.3 L'amplification

Nous avons utilisé un simple amplificateur non inverseur de type TL071 et des résistances pour amplifier le signal avec un gain :

$$G = 1 + \left(\frac{100}{8,3}\right)$$

$$G = 13$$

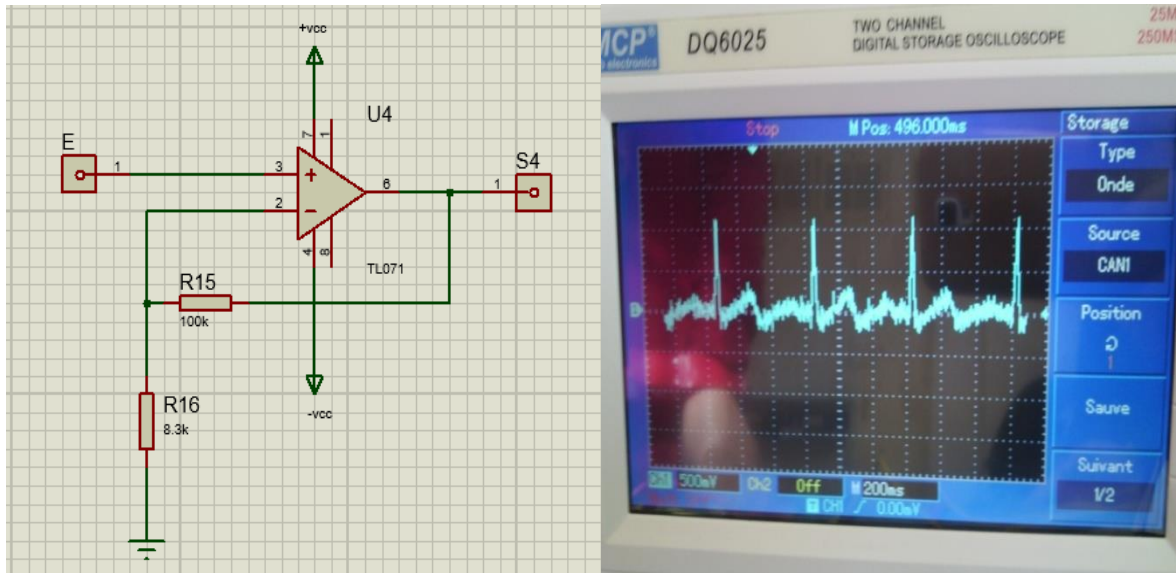


Figure III.7: A gauche, montage du circuit d'amplification. À droite le signal ECG amplifié.

III.3.4 Circuit de réglage de la ligne de base

Nous avons utilisés l'étage (U4 : A) de l'amplificateur TL084 et le potentiomètre RV2 pour régler le composant continu.

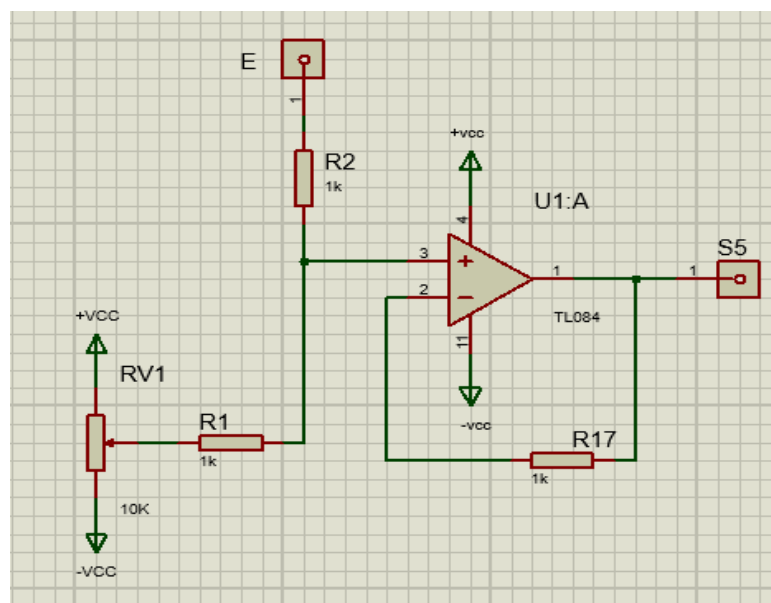


Figure III.8: Montage du circuit de la ligne de base.

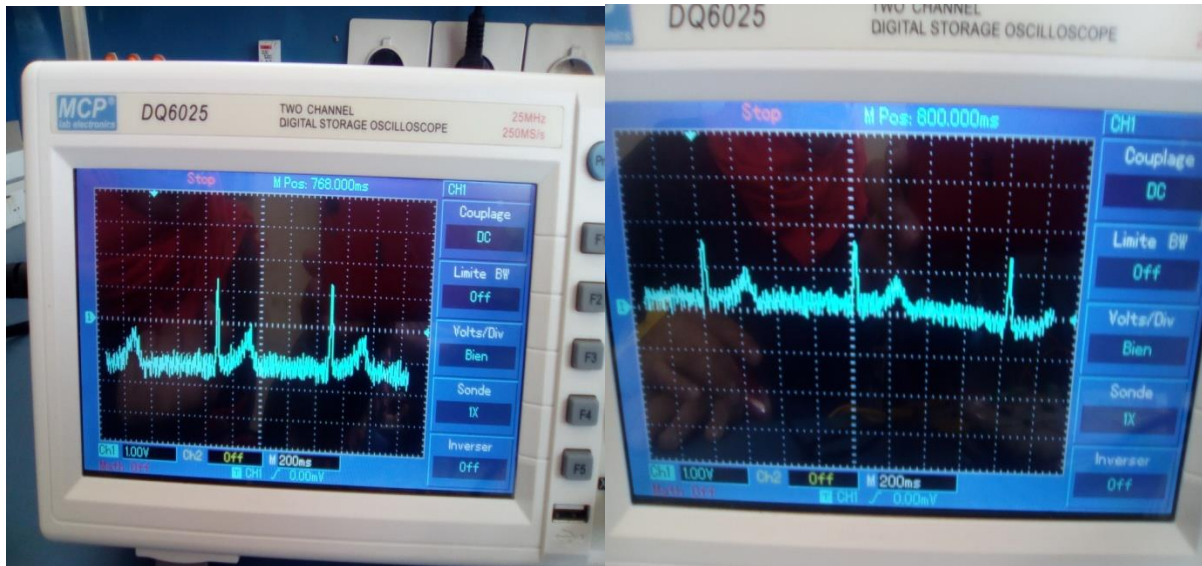


Figure III.9: A gauche le signal ECG avant le circuit de la ligne de base. A droite le signal ECG ajusté à la ligne de zéro.

III.3.5 Circuit d'offset

Comme nous avons indiqué au paravent, Avant la digitalisation de n'importe quel signal il doit être entre 0 et 5V au maximum, en utilisant donc le circuit d'offset suivant pour décaler le signal ECG en haut.

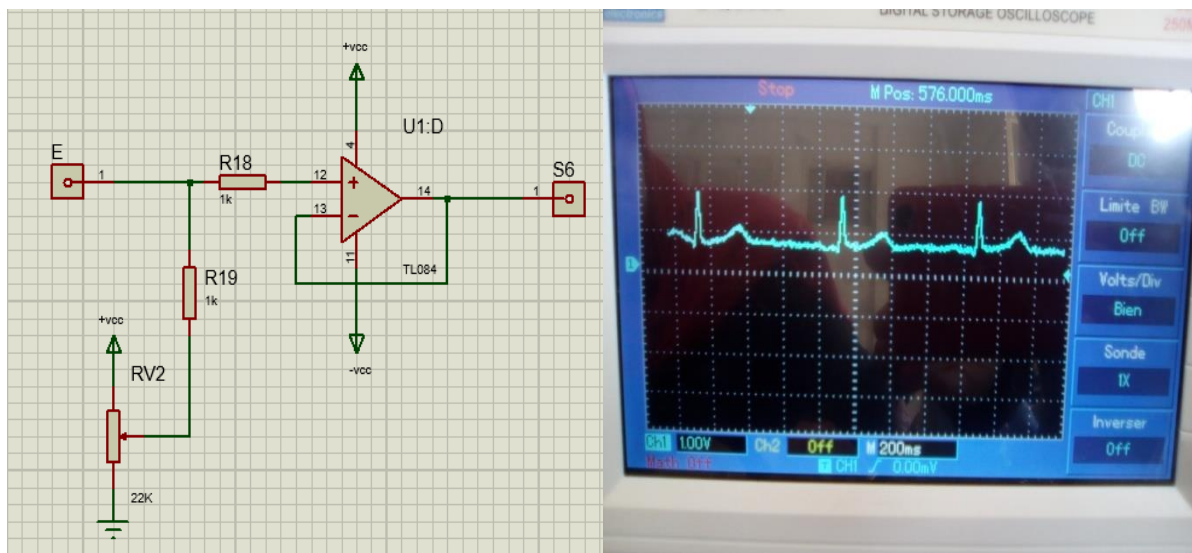
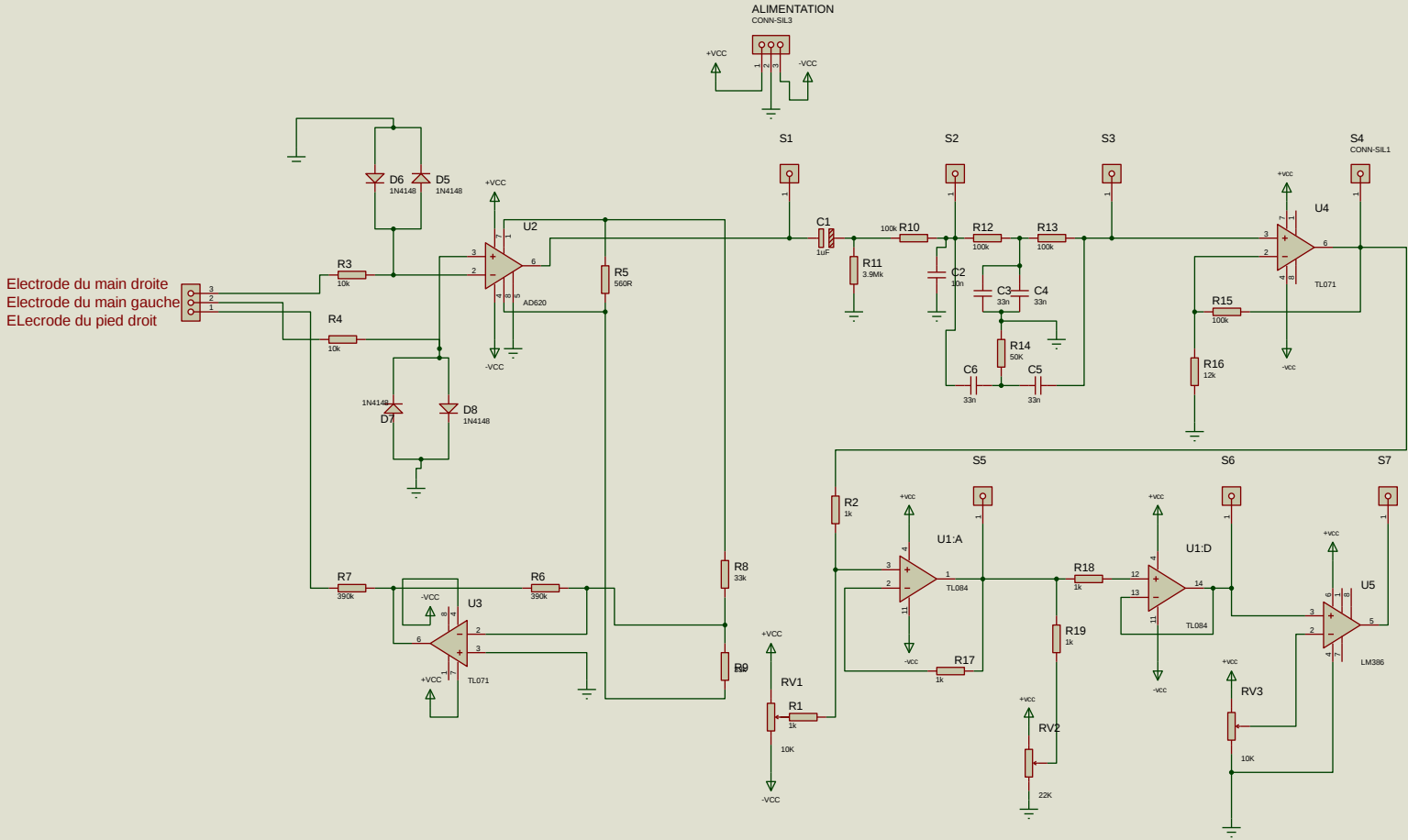


Figure III.10: A gauche, montage du circuit d'offset. À droite le signal ECG à la sortie de circuit d'offset

➤ Circuit global

Notre schéma électrique est illustré sur la figure ci-dessous :

Figure III.11: Schéma électrique de notre électrocardiographe.



➤ **Circuit imprimé**

Le circuit imprimé ainsi réalisé représenté comme suit :

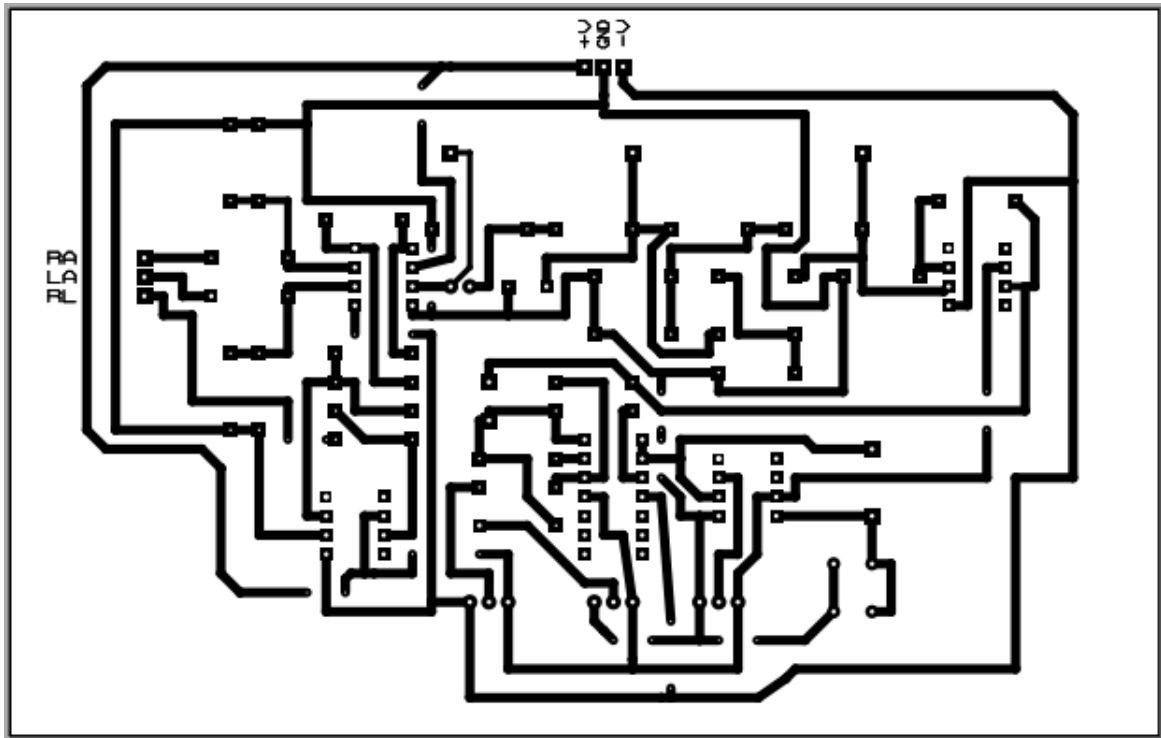


Figure III.12: Circuit imprimé réalisé de l'ECG

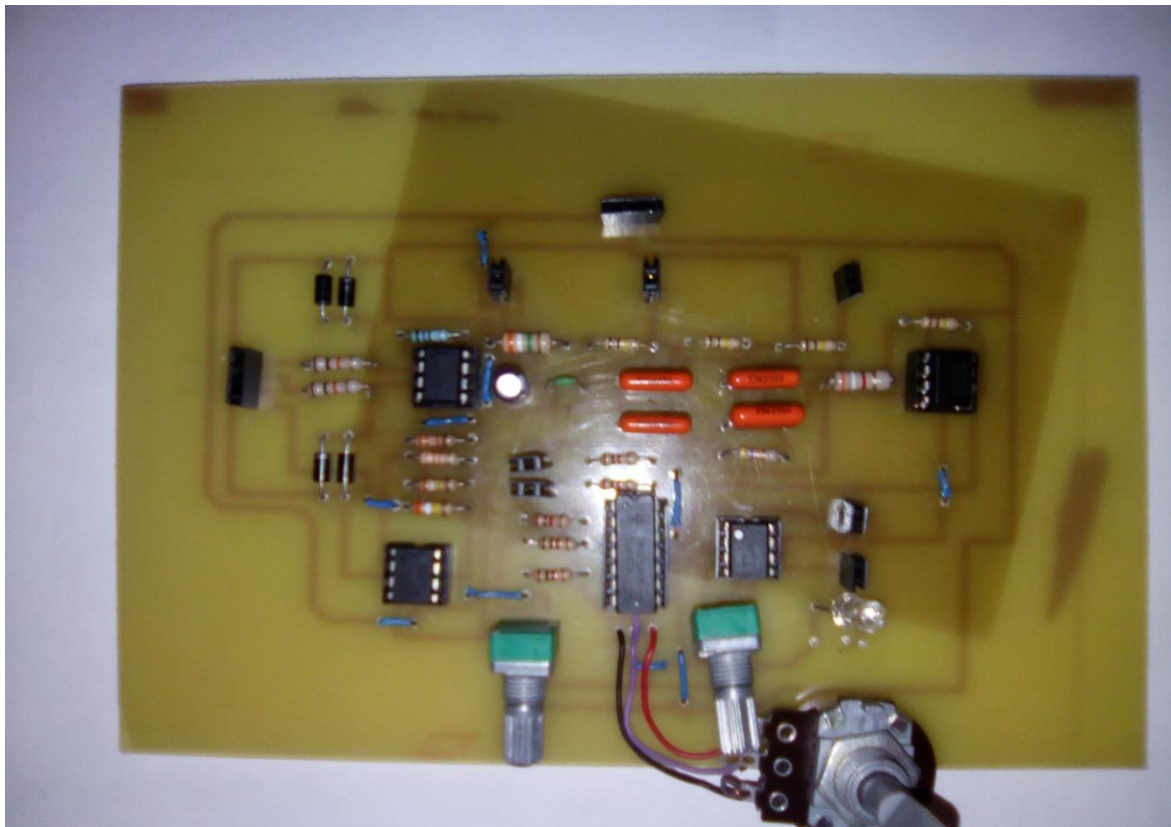


Figure III.13: L'image réelle de circuit imprimé.

La liste des composants choisie dans la réalisation de ce circuit est donnée dans le tableau suivant :

Circuits intégrés		Résistances		Condensateurs		Autres	
Nom	Nombre	Label	Valeur	Label	Valeur	Nom	nombre
AD620	1	R1=R2=R17 R18=R19	1K Ω	C1=C9	1 μ F	Diode IN7001	4
TL071	2	R3=R4	10K Ω	C2	10nF	LED	1
TL084	1	R5	560 Ω	C3=C4 C5=C6	33nF	Supports de CI	6
386D	1	R6=R7	390K Ω	C7=C8	10 μ F	Buser	1
ICL7660	1	R8=R9	33K Ω	C10	47 μ F	Pile 9V	1
7805	1	R10=R12 R13=R15	100K Ω				
		R11	3.9M Ω				
		R14	47K Ω				
		R16	8.3K Ω				

Tableau III.1: Tableau des composants du circuit réalisé.

III.3.6 Digitalisation du signal ECG

Dans le but de bien visualiser le signal ECG, on a réalisé une conversion analogique numérique à l'aide d'une carte Arduino. Le programme Arduino qui permet de faire cette conversation est le suivant :

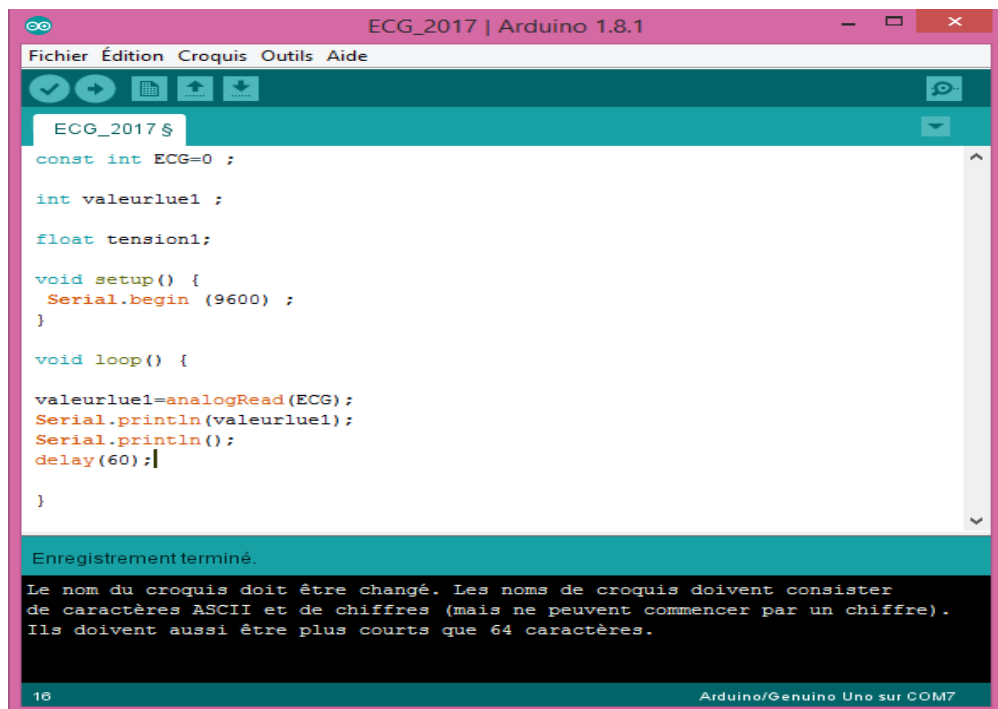


Figure III.14: Le programme Arduino.

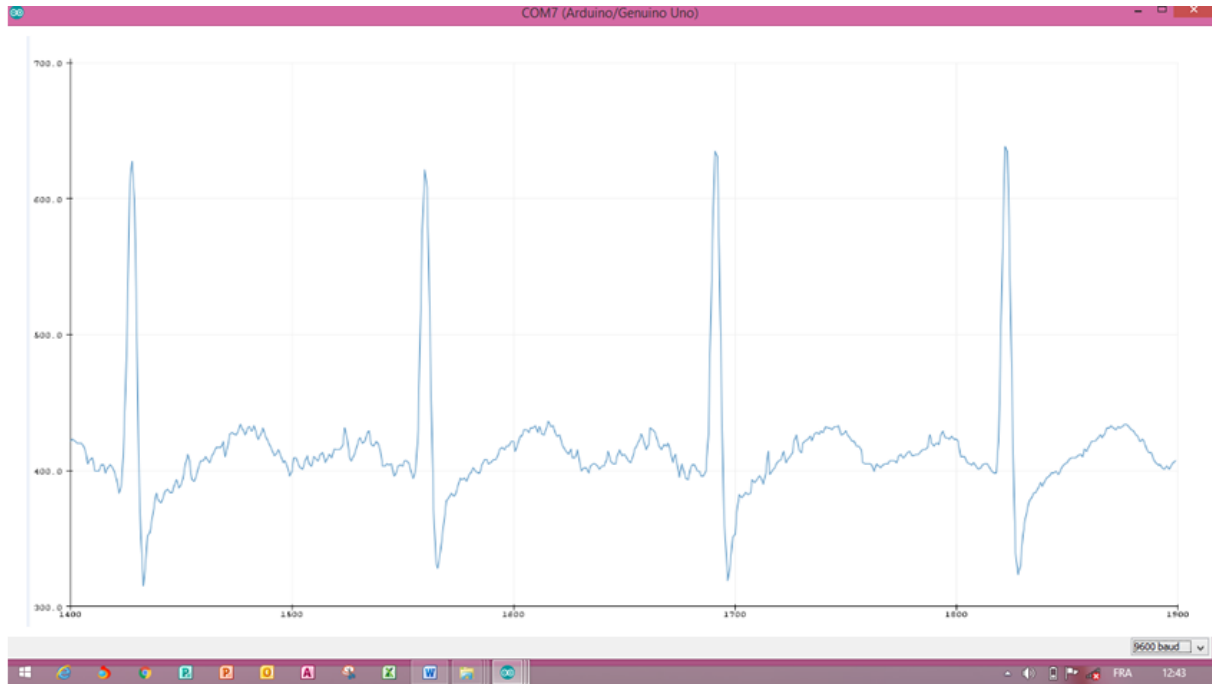


Figure III.15: Le signal numérique d'ECG.

III.4 Discussion des résultats

Après le test de fonctionnement de circuit, on a détecté le signal ECG sur oscilloscope et tous les ondes sont clairement visible telles que onde P, complexe QRS et l'onde T.

D'abord, le signal issu de l'amplificateur d'instrumentation est bruité de faible amplitude de 100 mV, pour cela, on a réalisé un filtrage passif de premier ordre d'une bande passante de [0,04Hz-159Hz]. Un filtre Rejeteur est utilisé pour éliminer le bruit de 50Hz, malheureusement ce filtrage a atténué l'amplitude du signal, pour cette raison une amplification est réalisé avec un gain de 13 donc on obtient un signal avec une amplitude de 1V. Ensuite, ce signal doit être transmis pour l'afficher sur ordinateur ce qui nécessite la remise entre 0 et 2.5V, en réalisant un circuit d'offset, alors notre signal est décalé à un échelle positif. Afin que la vérification du fonctionnement du circuit globale est terminé, une étape de digitalisation a l'aide d'une carte Arduino est suivit pour visualiser finalement le signal ECG sur ordinateur.

Maintenant, notre circuit est prêt à être utilisé sur des sujets, souhaitant contrôler le rythme cardiaque et détecter différents anomalies. A titre d'exemple, on prend le signal ECG de deux personnes en calculant leur rythme ;

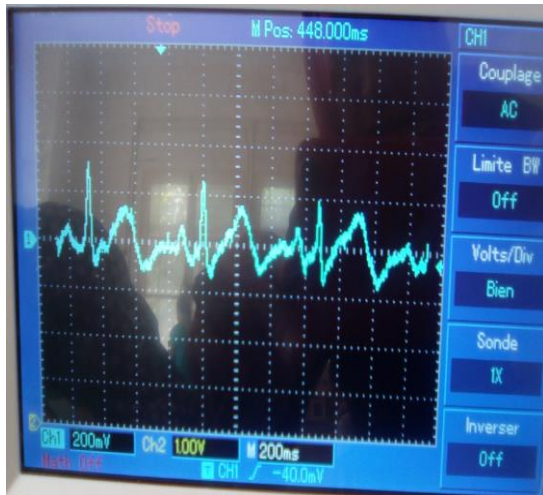


Figure III.16: Exemple (1) ECG de Z.H.

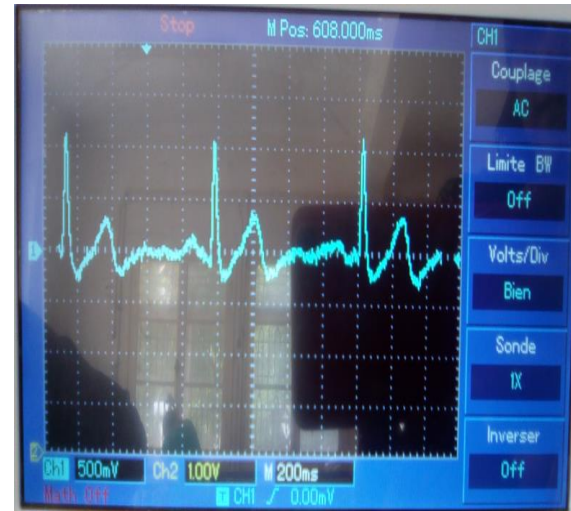


Figure III.17: Exemple (2) ECG de S.H.

▪ Calcule de rythme :

Le rythme cardiaque (bpm) = la fréquence cardiaque x 60.

La fréquence cardiaque (Hz) = $1/T$. Avec ; T : la période entre deux pics R.

	T (s)	Fréquence cardiaque (Hz)	Rythme cardiaque (bpm)
Exemple (1)	0,7	1 ,42	85
Exemple (2)	0,8	1,25	75

Tableau III.2 : Calcule du rythme cardiaque.

III.5 Conclusion

Dans ce chapitre, une évaluation pratique du dispositif a été réalisée dans le but de confirmer la fonctionnalité de nos circuits. Nous avons implémenté le système réalisé étage par étage en mettant en évidence la sortie de chaque étage. Le circuit est constitué d'un étage de pré-amplification, étage de filtrage, un étage d'amplification, étage de réglage de la ligne de base et un dernier étage pour ajuster le signal ECG afin de le digitalisé pour l'affichage.

Conclusion générale

CONCLUSION GENERALE

Dans ce projet de fin d'étude, on s'intéresse à l'enregistrement et l'acquisition de signal électrocardiogramme (ECG) qui donne une information essentielle dans le diagnostic des anomalies cardiaque. Il est considéré comme un examen de routine clinique dans n'importe quel diagnostic du système cardiovasculaire.

Dans notre travail, une étude théorique du signal électrocardiogramme a été menée, suivie d'une description détaillée du circuit de détection de l'activité cardiaque.

La conception de l'électrocardiographe a été passée par plusieurs étapes, d'abord on a détecté le signal ECG à l'aide trois électrodes, puis nous avons utilisé un amplificateur d'instrumentation du type AD620 comme étage d'entrée de signal issu de capteur. Le signal issu des électrodes ne peut pas être directement relié à un afficheur; un conditionnement est alors nécessaire. Un conditionnement tels que une amplification, un filtrage doit être utilisé pour rendre le signal visible et exploitable afin de l'afficher sur ordinateur à l'aide d'une carte Arduino (UNO). La dernière étape de notre étude, consacre à la visualisation de signal des différents étages graduellement. Cette visualisation a été dirigé par un ensemble de tests des différents étapes comprise dans notre circuit et les interpréter. Les résultats que nous avons obtenus confirment que le circuit électronique développé peut servir comme outil utile permettant la détection de signal électrocardiogramme (ECG).

Pour rendre notre dispositif plus fiable, on peut faire des améliorations comme : l'utilisation d'une interface graphique, un traitement numérique de signal et une amélioration des logiciels pour détecter les anomalies cardiaques. On peut aussi utiliser un afficheur graphique pour que notre dispositif soit portable.

Notre projet de fin d'étude nous a permis d'aborder une grande partie de l'électronique qui est l'instrumentation biomédicale et nous a permis d'exploiter tous nos acquis obtenus durant notre cursus universitaire, il a été une expérience pratique qui pourra nous ouvrir les portes vers le monde professionnel.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] : TAOULI Sidi Ahmed « Analyse de la variabilité de l'intervalle QT et de sa corrélation avec le rythme cardiaque du signal Electrocardiogramme ECG » Université Abou Baker Belkaid, Tlemcen, année 2012-2013, Thèse doctorat en électronique.
- [2] : <http://sites.estvideo.net/cardioaf/pageshistorique2.html>.
- [3] : <http://www.ecglibrary.com/ecghist.htm>.
- [4] : <http://www.ednes.com/ecgex/phistoire.htm>.
- [5] : LAID Zakaria et DRAOUI Ayyoub « Filtrage adaptatif de signal électrocardiogramme(EGC) » Université Abou Baker Belkaid, Tlemcen, Année 2013-2014, Master en génie biomédical.
- [6] : Gerard J. Tortora et Nicholas P. Anagnostakos (1924-1981) ‘ ‘Principe d'anatomie et de physiologie’’ Collégial Et Universitaire(CEC), centre éducatif et culturel inc 8101, boul.métropolitain, Montréal(Québec) H1J1J9.
- [7] : BEREKSI REDUIG Fethi « conception et réalisation d'un dispositif d'exploration fonctionnelle cardiovasculaire » Université Abou Baker Belkaid Tlemcen, Année 2011-2013 projet national de recherche.
- [8] : GUEDOUARI Mouhamed.Nadjib et BOUANEM Karim « Etude et réalisation d'un Electrocardiogramme » Université MhamedBougraBoumerdas, Année 2013, Master Imagerie et Appareillage Biomédical.
- [9] : M. ASSOUS Said et M. ZIAR Adjel « Etude et réalisation d'une carte d'acquisition du signal Electrocardiogramme E.C.G » Université Abou Baker Belkaid, Tlemcen, Année 1995-1996, Ingénieur d'état en électronique.
- [10] : HAMADOU El Mehdi et BENDEHNOUN Ali « Développement et réalisation pratique d'un Electrocardiographe ECG » Centre Universitaire d'Ain Témouchent, Année 2013-2014, Master en électronique.
- [11] : BENALI Radhwane « Analyse du signal ECG par réseau adaptif d'ondelettes en vue de la reconnaissance de pathologies cardiaques » Université Abou Baker Belkaid, Tlemcen, Année 2012-2013, Thèse doctorat en électronique.
- [12] : BENBAKHTI Brahim et BEN AISSA Mohamed « Etude et Conception d'une carte d'acquisition des signaux ECG. PCG et UCG » Université Abou Baker Belkaid, Tlemcen, Année 1998-1999, Ingénieur d'état en électronique.
- [13] : D. Jennings, A. Flint, B.C.H. firton and L.D.M,Nokes 1995. « Introduction to MedicalElectronicsApplications » chapter4 physiological instrumentation,School of Engineering University of Wales, College of Cardiff.

- [14] : Farhan Amr Abdou Ahmed et AljaberiMajdiJaber « Etude et réalisation d'un électrocardiographe trois dérivations » Université Abou Baker Belkaid, Tlemcen, Année 2013, Master en génie biomédicale.
- [15] : BenachourFethi et El Mougari Ahmed Fayssal « Réalisation d'un circuit pour la détection des battements cardiaques » Université Abou Baker Belkaid, Tlemcen, Année 2013, Master en génie biomédicale.
- [16] : Nathan M Kesto «Electrocardiography circuit Desing »4/5/2013 .PDF.
- [17] : Edward J. Berbari, « PrinciplesofElectrocardiography » IndianaUniversity-PurdueUniversity.
- [18] : Salahi Zohra et Khannoussi Halima, «conception et réalisation de circuit demise en forme des signaux electrophysiologiques» Université Abou Baker Belkaid, Tlemcen. Année 2016, Master en génie biomédicale.
- [19]:Mémoire de Si Yahia Karima et KaddourMokhtaria« Conception et Réalisation d'un dispositif d'exploration fonctionnelle cardio-vasculaire », juin 2016. Université Abou Baker Belkaid, Tlemcen, Année 2016, Master en génie biomédicale.

ANNEXES

AD620

FEATURES

EASY TO USE

Gain Set with One External Resistor

(Gain Range 1 to 1000)

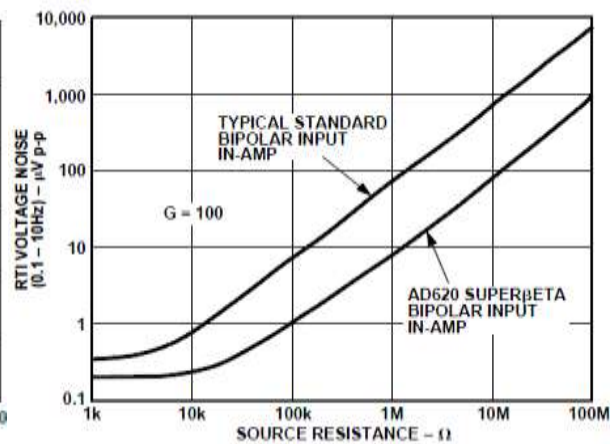
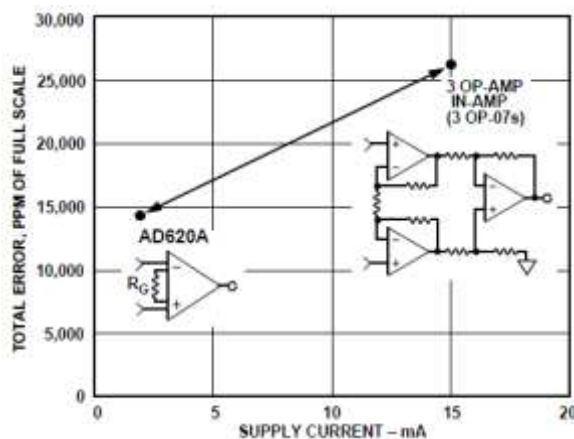
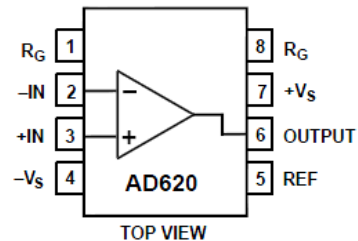
Wide Power Supply Range (± 2.3 V to ± 18 V)

Higher Performance than Three Op Amp IA Designs

Available in 8-Lead DIP and SOIC Packaging

Low Power, 1.3 mA max Supply Current

CONNECTION DIAGRAM

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

TL071

Features

- Wide common-mode (up to V_{CC}^+) and differential voltage range
- Low input bias and offset current
- Low noise $e_n = 15$ nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ (typ)
- Output short-circuit protection
- High input impedance JFET input stage
- Low harmonic distortion: 0.01 % (typ)
- Internal frequency compensation
- Latch-up free operation
- High slew rate: 16 V/ μ s (typ)

Description

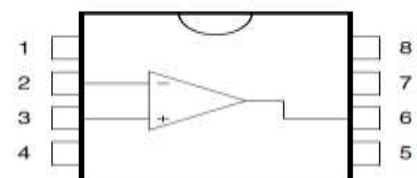
The TL071 is a high-speed JFET input single operational amplifier. This JFET input operational amplifier incorporates well matched, high-voltage JFET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit.

The device features high slew rates, low input bias and offset currents, and low offset voltage temperature coefficient.



N
DIP8
(Plastic package)

Pin connections
(Top view)



- 1 - Offset null 1
- 2 - Inverting input
- 3 - Non-inverting input
- 4 - V_{CC}^-
- 5 - Offset null 2
- 6 - Output
- 7 - V_{CC}^+
- 8 - N.C.

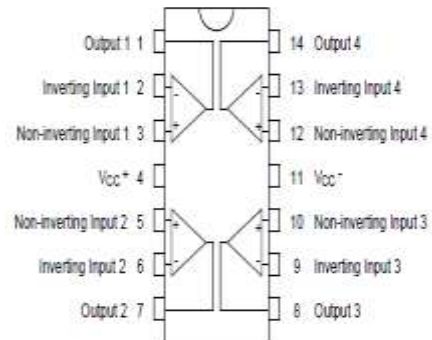
TL084

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

DESCRIPTION

The TL084, TL084A and TL084B are high speed J-FET input quad operational amplifiers incorporating well matched, high voltage J-FET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit.

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

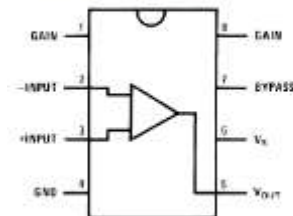


386

Features

- Battery operation
- Minimum external parts
- Wide supply voltage range: 4V–12V
- Low quiescent current drain: 4mA
- Voltage gains from 20 to 200
- Ground referenced input
- Self-centering output quiescent voltage
- Low distortion: 0.2% ($A_v = 20$, $V_s = 6V$, $R_L = 8\Omega$, $P_O = 125mW$, $f = 1kHz$)
- Available in 8 pin SOP package and DIP package

Small Outline,
Dual in Line Package



Pin Connection

ICL7660

FEATURES

- Simple Voltage Conversion, Including
 - Negative Converter
 - Voltage Doubler
- Wide Operating Range...1.5 V to 10 V
- Requires Only Two External (Noncritical) Capacitors
- No External Diode Over Full Temperature and Voltage Range
- Typical Open-Circuit Voltage Conversion Efficiency...99.9%
- Typical Power Efficiency...98%
- Full Testing at 3 V

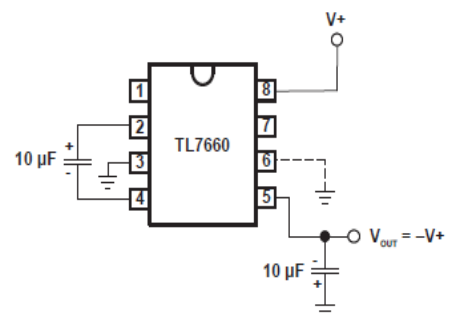


Figure 3. Simple Negative-Voltage Converter