



جامعة أبو بكر بلكايد - تلمسان



Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

Mémoire de projet de fin d'études

Pour l'obtention du Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

Présenté par : BELHADJ Mourad Abed et FARTAS Anis

Encadreur : M. BENALI Radhwane

**Exploration fonctionnelle cardiaque à travers la
détection simultanée d'électrocardiogramme
et du phonocardiogramme**

Présenté le 29/09/2020

Devant le Jury

Mr BEREKSI Reguig Fethi

Université de Tlemcen

Président

Mme HABIBES Naima

Université de Tlemcen

Examineur

Remerciements

Nous remercions en premier lieu Allah, notre dieu le tout puissant qui nous a donné la patience, le courage, la force et la santé pour accomplir ce travail.

Un immense remerciement à notre prophète MOHAMMED paix et bénédiction sur lui.

Nous remercions tous le staff médical Algérien et tous les autres acteurs grâce à leurs efforts, leurs sacrifices et leurs constances face à la pandémie actuelle de COVID-19.

*Nous tenons à remercier notre encadreur Monsieur « **Benali Radhwne** », pour leur conseils, leur encouragement, son encadrement professionnel, leur suivi et sa rigueur qui nous aider durant notre travail, merci infiniment.*

*Nos sincères remerciements aux membres du jury « **Mr BEREKSI Reguig Fethi** –Président– » et « **Mme HABIBES Naima** –Examineur– », qui ont accepté d'évaluer ce modeste travail.*

Nous adressons de même notre gratitude à nos parents à leurs forts soutiens, leurs grand patience et sacrifices pour nous, que dieu vous accorder le paradis.

Nous remercions tous nos enseignants qui ont contribué par leur collaboration et sympathie durant tout notre cursus.

A ceux qui Nous ont soutenus de près ou de loin pour la réalisation de ce travail, un grand merci.

Dédicace

Je dédie ce travail à :

*Ma tendre mère et mon cher père
Qui m'ont toujours encouragé à faire plus
de réussites dans mes études, Qui ont veillé à
ce que je sois, et ce que je suis devenu
maintenant.*

*A mes frères « Mohamed », « Mokhtar »
« Ibrahim », « Lakhal Ibrahim Anouar »,*

« Karim Benameur » Et « Béréte Moriba ».

*Et mes Sœurs « Ilham », « Nour el Houda Moulay », « Sarah
Moulay », « Djaouida Boukhatem », « Naïmi Bouchra
Ghania », « Saïda Bougherab », « Elkebich Khadija wafaa »,
« Yasmine Benouali », « Lilia Ait abdesslam », « Rachedi
Assma », « Abedi Hadjer », « Kadid Ilham ».*

A « Benelhadj Djelloul leïla » et « Omran hanya ».

Pour leur grand amour et leur soutien.

*Et mes grandes mères « Mékadim Fatena » et « Mékadim
Aïcha » ainsi que mon frère « Kacimo » qui sont défunts.*

*Sans oublier toute ma famille chacun de son
nom.*

*Ainsi tous ceux que j'aime et tous ceux qui
m'aiment.*

Belhadj Mourad Abed

Dédicace

*Avec l'aide de dieu clément, on a pu réaliser ce modeste mémoire qui est le fruit d'un long et dure travail.
Je dédie ce travail avec grande joie et cœur ouvert à mes très chers parents
qui m'ont soutenu et encouragé avec leurs présences et leurs participations
actives durant mes études. Un grand merci pour eux.
A mon frère Hamza et mes sœurs Zakia et Amina et tout la famille Fartas pour leurs soutien morale.
A Mes tantes paternelles et maternelles pour leurs soutiens inconditionnels.
Je voudrai bien dédier ce travail à mes amies mghit Shuaib, Bourega Mohamed, AbdelKarim Fedal, ahmed ZaZia, Brahim abbas ousama et Bazemlal Farouk Hadj Nacer et à tous mes collègues de l'université de Tlemcen avec qui j'ai passé de bons moments de joie et de détente.
A tous, ceux que j'ai cités et à ceux qui ne sont pas cités, à tous qui m'ont apporté à un moment ou un autre un aide à la conduite de ce travail : un grand merci du fond de mon cœur.*

Fartas Anis

Sommaire

Remerciement	
Dédicace	
Dédicace	
Sommaire	
Liste des figures	
Résumé	
Introduction générale	12

Chapitre 01 : généralité sur l'électrocardiogramme et le phonocardiogramme

1.1 Introduction	15
1.2 Anatomie du corps humain	15
1.3 Système cardiovasculaire.....	15
1.4 Le cœur	15
1.4.1 Les vaisseaux coronaires.....	16
1.4.2 Les valves cardiaques.....	17
1.5 Le fonctionnement du cœur	18
1.5.1 La circulation du sang.....	18
1.5.2 Conduction électrique du cœur.....	18
1.6 L'Electrocardiogramme.....	20
1.6.1 Définition.....	20
1.6.2 Caractéristiques du signal Electrocardiogramme.....	20
1.6.3 Les dérivations électrocardiographiques.....	20
1.6.3.1 Dérivations standard.....	21
1.6.3.2 Dérivations précordiales.....	22
1.7 Phonocardiographie	22
1.7.1 Phonocardiogramme.....	23
1.7.2 Auscultation Cardiaque	23

1.7.2.1 Les foyers d'auscultation.....	23
1.7.3 Les bruits Cardiaques.....	24
1.7.4 Les souffles cardiaques	27
Conclusion	27

Chapitre 02 : Etude théorique de système à réaliser

2.1 Introduction.....	29
2.2 Le circuit de l'électrocardiogramme.....	29
i. Le capteur d'ECG	29
ii. Mise en forme de signal Electrocardiogramme ECG.....	30
a) Pré-amplification.....	30
b) Filtrage de signal Electrocardiogramme ECG.....	32
c) L'amplification.....	34
d) Le Circuit d'offset	35
2.3 Le circuit du phonocardiogramme PCG.....	36
i. Le capteur du PCG	37
ii Mise en forme du PCG.....	40
a)Amplification	40
b)Filtrage du PCG.....	40
iii.circuit d'offset du PCG.....	40
2.4 Digitalisation.....	40
Conclusion	43

Chapitre 03 : Réalisation de système et les résultats pratiques obtenus

3.1 Introduction	45
3.2 Electrocardiogramme.....	45
3.2.1 Pré-amplification.....	45
3.2.2 Filtrage.....	47

3.2.2.1 filtre passe haut actif	47
3.2.2.2 filtre passe basse actif.....	48
3.2.2.3 filtre réjecteur.....	49
3.3 Amplification.....	50
3.4 Circuit d'offset.....	51
3.5 Circuits de protection.....	51
3.5.1 Circuit limiteur	51
3.5.2 Circuit de l'électrode du pied droit.....	52
3.6 Le Phonocardiogramme.....	53
3.6.1 Le microphone	53
3.6.2 L'amplification.....	53
3.6.3 Le filtrage.....	54
3.7 Proteus.....	56
3.7.1 ISIS.....	56
3.7.2 ARES.....	57
Conclusion.....	59
Conclusion générale	60
Références	61
Annexe.....	63

Listes des figures

Figure.1.1 : Système cardiovasculaire.....	15
Figure. 1.2 : Section du cœur illustrant sa configuration interne et le circuit suivi par le sang.....	16
Figure.1.3 : Artères coronaires (vues en scanner).....	16
Figure. 1.4 : les valves cardiaques.....	17
Figure. 1.5 : fonctionnement d'un cœur.....	18
Figure.1.6 : le Nœud sino-auriculaire.....	18
Figure.1.7 : le Nœud auriculo-ventriculaire.....	19
Figure. 1.8 : Faisceau de His.....	19
Figure. 1.9 : Réseau de Purkinje.....	19
Figure. 1.10 : Electrocardiogramme.....	20
Figure. 1.11 : la dérivation standard bipolaire.....	21
Figure. 1.12 : les dérivations standard unipolaires.....	21
Figure. 1.13 : les dérivations précordiales.....	22
Figure. 1.14 : Phonocardiographe cardiosim.....	22
Figure 1.15 : Signal phono-cardiographique.....	23
Figure. 1.16 : Foyers d'auscultations cardiaques.....	24
Figure. 1.17 : Position temporelle du bruit S1 par rapport au signal ECG.....	25
Figure. 1.18 : Tracé des oscillations de bruit B1.....	25
Figure.1.19 : Position temporelle du bruit B2 par rapport au signal ECG.....	26
Figure.1.20 : Position temporelle du bruit B3 par rapport au signal ECG.....	26
Figure.1.21 : Position temporelle du bruit B4 par rapport au signal ECG.....	27
Figure. 2.1 : Schéma bloc d'électrocardiogramme réalisé.....	29
Figure. 2.2 : Les types des électrodes.....	30
Figure. 2.3 : Un amplificateur différentiel classique avec 1 AOP.....	30
Figure. 2.4 : Un amplificateur différentiel classique avec 2 AOP.....	31
Figure. 2.5 : Premier étage différentiel à deux amplis.....	31
Figure.2.6 : Montage différentiel à trois amplis.....	32
Figure.2.7 : Gabarit d'un filtre passe bas idéal.....	33
Figure.2.8 : Gabarit d'un filtre passe haut idéal.....	33

Listes des figures

Figure.2.9 : Gabarit d'un « filtre passe bande » idéal.....	33
Figure.2.10 : Gabarit d'un filtre « coupe bande » idéal.....	33
Figure.2.11 : Principe d'amplification.....	34
Figure.2.12 : Schéma équivalent d'un AOP.....	34
Figure.2.13 : Amplificateur non inverseur.....	35
Figure. 2.14 : Circuit d'offset.....	36
Figure. 2.15 : Schéma bloc d'un phonocardiogramme.....	36
Figure. 2.16 : Un stéthoscope.....	37
Figure. 2.17 : Microphone dynamique.....	37
Figure.2.18 : Microphone statique.....	38
Figure.2.19 : Microphone piézoélectrique (à contact).....	38
Figure.2.20 : Microphone à électret.....	39
Figure.2.21 : Microphone à électret à capsule de deux pattes.....	39
Figure.2.22 : Microphone à électret à capsule de trois pattes.....	39
Figure. 2.23 : Courbe analogique et le résultat de sa conversion numérique	41
Figure. 2.24 : Carte Arduino.....	42
Figure. 2.25 : Interface graphique de logiciel Arduino IDE.....	43
Figure.3.1: Schéma d'un amplificateur d'instrumentations à trois étages.....	45
Figure.3.2 : Réalisation d'un amplificateur d'instrumentations à trois étages sur plaque d'essai.....	45
Figure.3.3 : Branchement de TL084.....	46
Figure.3.4 : Test de fonctionnement d'amplificateur d'instrumentation réalisé.....	46
Figure. 3.5 : Signal ECG pré-amplifié.....	46
Figure. 3.6: Schéma électrique d'un filtre passe haut actif.....	47
Figure 3.7 : Filtre passe haut actif réaliser sur plaque d'essai.....	47
Figure 3.8: Réponse fréquentielle du filtre passe haut actif.....	47
Figure. 3.9 : Schéma électrique d'un filtre passe basse actif.....	48
Figure. 3.10 : Filtre passe basse actif réaliser sur plaque d'essai.....	48

Listes des figures

Figure.3.11 : Réponse fréquentielle du filtre passe basse actif.....	48
Figure. 3.12 : Branchement d'UA741.....	49
Figure.3.13 : Visualisation de la réponse fréquentiel du filtre réjecteur.....	49
Figure.3.14 : Schéma d'un amplificateur non-inverseur.....	50
Figure.3.15 : Un amplificateur non-inverseur réalisé sur plaque d'essai.....	50
Figure.3.16 : Test de fonctionnement de l'amplificateur.....	50
Figure.3.17 : schéma de Circuit d'offset.....	51
Figure.3.18: schéma de Circuit limiteur.....	51
Figure.3.19 : Schéma de Circuit d'électrode de pied droit.....	52
Figure.3.20 : Schéma du circuit d'Electrocardiogramme réalisé.....	52
Figure.3.21 : Schéma du circuit de conditionnement de microphone.....	53
Figure.3.22 : Amplificateur de signal PCG.....	53
Figure.3.23 : Branchement de TL081.....	53
Figure.3.24 : Filtre passe basse passif pour le signal PCG.....	54
Figure.3.25 : Réponse fréquentielle du filtre passe basse passif réaliser.....	54
Figure.3.26 : Filtre haut actif pour le signal PCG.....	54
Figure.3.27 : Réponse fréquentielle du filtre passe haut actif réaliser	55
Figure.3.28 : Schéma de phonocardiogramme réalisé.....	55
Figure.3.29 : Signa phonocardiogramme obtenu.....	56
Figure.3.30: Les différentes sections de l'ISIS.....	56
Figure.3.31: Les différentes sections de l'ARES.....	57
Figure.3.32: Circuit imprimé de l'électrocardiogramme.....	58
Figure.3.33 : Visualisation en 3D du circuit de l'électrocardiogramme.....	58
Figure.3.34: Circuit imprimé de Phonocardiogramme.....	58
Figure.3.35: Visualisation en 3D du circuit de Phonocardiogramme.....	59

Résumé

Les signaux cardiaques les plus importants pour diagnostiquer l'état du système cardiovasculaire sont le signal électrocardiogramme ECG et le signal phonocardiogramme PCG.

Le signal ECG représente l'activité électrique du cœur nécessaire pour ses contractions à travers des électrodes placées sur le poignet Gauche, Poignet droit et pied droit ainsi que la poitrine.

Le signal phonocardiogramme représente l'activité mécanique par l'enregistrement des bruits cardiaques à l'aide d'un microphone placé sur la poitrine du sujet

La détection de ces paramètres physiologiques nécessite de développer et étudier des circuits analogiques de mise forme qui contiennent essentiellement l'amplification et le filtrage pour mieux visualiser ces signaux.

Dans ce projet, nous nous intéressons à la conception et la réalisation d'un circuit de monitoring cardiaque par l'enregistrement simultané du signal électrocardiogramme ECG avec le signal phonocardiogramme PCG plus une étape concernant la collection de plusieurs enregistrements sur des sujets différents et faire une études statistiques sur ces enregistrements selon plusieurs critères comme l'effort physique, le sexe ou encore l'âge visons la corrélation entre ces deux signaux.

Cette dernière étape n'est pas faite à cause de pandémie international due au corona virus.

Mots clés : Les signaux cardiaques, système cardiovasculaire, le signal électrocardiogramme, le signal phonocardiogramme, cœur, bruits cardiaques, microphone, électrodes, corrélation, pandémie, corona virus.

Abstract

The most important heart signals for diagnosing the state of the cardiovascular system are the ECG electrocardiogram signal and the PCG phonocardiogram signal.

The ECG signal represents the electrical activity of the heart necessary for its contractions through electrodes placed on the left wrist, right wrist and right foot as well as the chest.

The phonocardiogram signal represents mechanical activity by recording heart sounds using a microphone placed on the subject's chest

The detection of these physiological parameters requires the development and study of analog shaping circuits, which essentially contain amplification, and filtering to better visualize these signals.

In this project, we are interested in the design and realization of a cardiac monitoring circuit by the simultaneous recording of the ECG electrocardiogram signal with the PCG phonocardiogram signal, plus a step concerning the collection of several recordings on different subjects, and make a statistical study on these recordings according to several criteria such as physical effort, sex or age aiming at the correlation between these two signals. This last step is not done because of an international pandemic due to the corona virus.

Keywords : Cardiac signals, cardiovascular system, electrocardiogram signal, phonocardiogram signal, heart, heart sounds, microphone, electrodes, correlation, pandemic, corona virus.

Introduction générale

Physiologiquement, nous pouvons définir le corps humain comme un ensemble de systèmes qui fonctionnent individuellement ou collectivement pour remplir des fonctions qui assurent l'équilibre et la survie pour un être vivant, l'un de ces systèmes est le système cardiovasculaire.

Ce système garantit que toutes les cellules du corps reçoivent les éléments dont elles ont besoin pour remplir leur fonction et leur rôle individuellement, dans les tissus ou les organes.

Le cœur est la base de ce système, c'est une masse musculaire constituée de quatre cavités cardiaques qui se contractent et se relâche de manière synchronisée, sous l'effet de toute une série d'impulsions électriques générées par le nœud sinusal.

Dans une gamme très vaste des pathologies qui peuvent atteindre le corps humain, des modifications et des changements anormaux souvent apparaissent au niveau de système cardio-vasculaire, principalement dans le cœur.

L'exploration fonctionnelle de ce système est donc essentielle pour établir un bon diagnostic chez un patient en déterminant la présence de ses anomalies. Cette exploration peut être faite à travers plusieurs instruments et différentes méthodes dont chacune d'elle à ses avantages et ses inconvénients, les plus connues et utilisés sont l'Electrocardiogramme « ECG » et le Phonocardiogramme « PCG ».

L'Electrocardiogramme est l'examen le plus fréquemment utilisé dans l'exploration cardio-vasculaire, il sert à enregistrer et mesurer l'activité électrique du cœur et le représenter sous forme d'un graphe soit sur un papier ou sur un écran d'un moniteur de surveillance.

Le phonocardiogramme est un examen complémentaire de l'électrocardiogramme, il est dédié pour enregistrer l'activité mécanique du cœur qui est due à la fermeture et l'ouverture des valves cardiaque au cours de la propulsion de sang et l'écoulement de ce dernier dans les cavités cardiaques et de celle-ci vers le reste de l'organisme.

Récemment, plusieurs études et recherches ont été faites pour évaluer ces deux systèmes d'exploration et de faire comprendre la corrélation entre les informations acquises par eux.

Dans le même contexte, ce projet de fin d'étude présente la réalisation d'un système électronique destiné à la détection, mise en forme et l'acquisition de signal électrocardiogramme et celle de phonocardiogramme en même temps, et qui peuvent être exploités par la suite par des algorithmes pour extraire quelques paramètres d'importance clinique et les utiliser dans une étude pratique selon différents critères (sexe, l'âge, l'effort physique...etc.).

Ce travail est structuré dans trois « 03 » chapitres comme suite :

Le premier chapitre représente une description générale de l'anatomie de système cardiovasculaire et des notions de base exprimant l'importance des signaux électrocardiogramme et phonocardiogramme et leurs origines.

Le deuxième chapitre est consacré pour une étude théorique plus détaillée concernant l'ensemble des blocs qui constitue le système.

Le troisième chapitre contient tout la partie pratique de travail, depuis les simulations numériques des différents blocs, leurs testes pratique de validation arrivant à la conception des circuits imprimé et la visualisation global de système réalisé.

Notre manuscrit sera terminé par une conclusion générale.

Chapitre 01

Généralité sur l'électrocardiogramme et le phonocardiogramme

1.1 Introduction

Dans ce premier chapitre, des informations sur le corps humain d'un point de vue anatomique vont être présentés. De plus certains systèmes physiologiques qui fonctionnent ensemble ou individuellement pour assurer la survie de l'être humain seront aussi étudiés. Aussi, l'analyse de l'importance des signaux électrocardiogramme et phonocardiogramme dans le diagnostic des maladies cardiovasculaires est abordée.

1.2 Anatomie du corps humain

Le corps humain est composé d'un grand nombre de cellules qui s'unissent pour former ce que nous appelons les tissus.

Le tissu contient un certain nombre de cellules qui ont la même composition structurale et fonctionnelle.

Ces tissus se combinent pour former des organes ou d'autres éléments nécessaires à la partie structurale du corps.

Les organes forment des systèmes qui fonctionnent de façon complémentaire et qui assurent le bon état d'un organisme tel que le système nerveux, le système musculaire, le système respiratoire, le système digestif, le système urinaire, le système immunitaire.

1.3 Système cardiovasculaire

Le système circulatoire, ou système cardiovasculaire, est un système qui transporte le sang et les nutriments, ainsi que l'oxygène et certaines hormones, vers différentes cellules du corps.

Ce système se compose du cœur, qui est le composant principal ainsi que du sang. Les vaisseaux sanguins tels que les veines, les artères et les capillaires ainsi que les poumons.

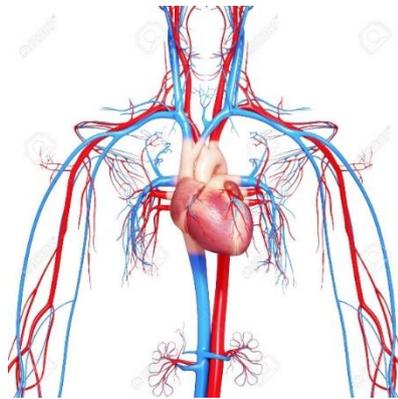


Fig. 1.1 : système cardiovasculaire

1.4 Le cœur

Le cœur est un organe formé essentiellement d'un muscle, le myocarde, lequel est entouré d'un "sac" séreux, le péricarde et tapissé à l'intérieur par une fine membrane, l'endocarde. Le cœur comprend quatre cavités : deux cavités droites, formées par l'oreillette et le ventricule droit et deux cavités gauches, formées par l'oreillette et le ventricule gauche. Les cavités droite et gauche sont totalement séparées par une cloison (septum) [1].

Il est situé dans le médiastin antérieur, la partie médiane et antérieure du thorax, et mesure 12,5cm de longueur, 8,5 cm de largeur dans sa partie la plus large et 6,5 cm d'épaisseur.

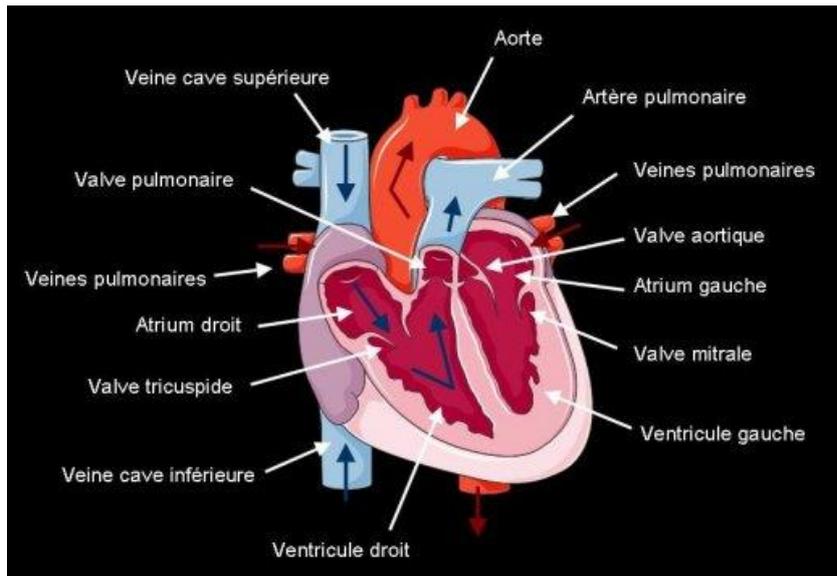


Fig. 1.2 : Section du cœur illustrant sa configuration interne et le circuit suivi par le sang

1.4.1 Les vaisseaux coronaires

Les vaisseaux coronaires assurent la circulation systémique propre au cœur, divisé en parties droite et gauche comme illustré sur la figure (1.3) :

La coronaire gauche son segment initial est le tronc de la coronaire gauche (1). Il se divise en 2 branches principales, l'artère inter-ventriculaire antérieure (2) qui donnera naissance aux diagonales et septales pour vasculariser la paroi antérieure du ventricule gauche et une grande partie du septum inter-ventriculaire, et l'artère circonflexe (3) qui donne naissance aux marginales et vascularise la paroi postéro-latérale du ventricule gauche.

La coronaire droite (4) se divise en inter-ventriculaire postérieure et rétro-ventriculaire gauche pour vasculariser le ventricule droit, la paroi inférieure du ventricule gauche, un segment inférieur du septum inter-ventriculaire et l'essentiel du tissu nodal [2].



Fig. 1.3 : Artères coronaires (vues en scanner)

1.4.2 Les valves cardiaques

Les valves cardiaques sont au nombre de quatre, La valve mitrale, La valve tricuspide, La valve aortique et La valve pulmonaire, diffèrent entre elles en fonction de leur emplacement dans le cœur et sont nécessaires pour assurer un travail efficace et naturel du cœur lors du pompage du sang.

- **La valve mitrale** son nom provient de sa forme de "mitre", chapeau ecclésiastique, se situe dans le cœur gauche, entre l'oreillette et le ventricule, Composé de deux cuspides latérale et appelée la petite valve, la cuspide septale est appelée la grande valve, permet de contrôler l'écoulement du sang de l'oreillette gauche vers le ventricule gauche.
- **La valve tricuspide** situe dans le cœur droit, entre l'oreillette et le ventricule, Composée comme son nom l'indique de trois cuspides une cuspide antérieure, l'autre septale et une cuspide inférieure, ces dernières permettent de faire circuler le sang dans un seul sens lors elles se séparent et bloquer le passage du sang de ventricule droit vers l'oreillette droit lors elles se réunissent.
- **La valve aortique** sépare entre le ventricule gauche et l'artère aortique, sers à laisse passer le sang vers l'aorte à partir de ventricule gauche et d'empêcher son reflux dans le sens inverse, Elle est composée de trois valvules, une valvule dorsale, une valvule antérolatérale gauche et une autre valvule antérolatérale droite.
- **La valve pulmonaire** cette valve est traverser par le sang désoxygéné lors leur passage de ventricule droit vers les poumons, elle est constitué d'une valvule antérieure, une valvule dorso-latérale gauche et une valvule dorso-latérale droite.

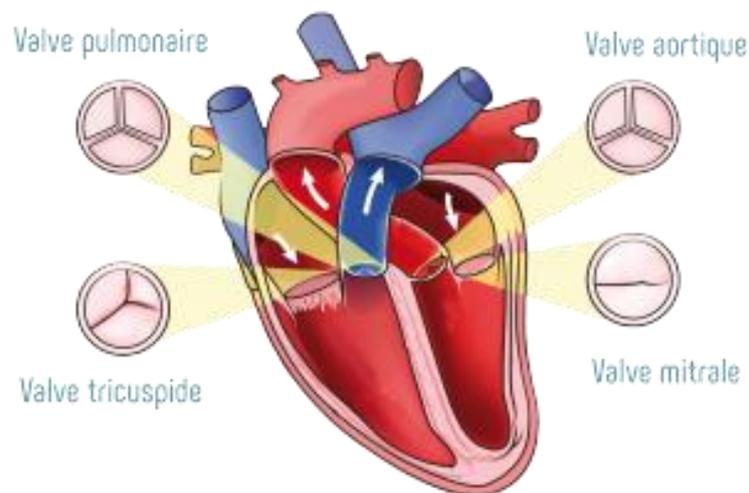


Fig. 1.4 : les valves cardiaques

1.5 Le fonctionnement du cœur

1.5.1 La circulation du sang

Le sang appauvri en oxygène atteint l'oreillette droite à travers la veine cave supérieure venant des organes supérieurs, et de la veine cave inférieure venant des organes inférieure de l'organisme, Les sinus coronaires transportent du sang qui alimentait auparavant le cœur lui-même, puis ce sang va s'écouler vers le ventricule droit à travers la valve tricuspide, le ventricule droit éjecte le sang à travers la valve pulmonaire dans l'artère pulmonaire, dans les poumons, le sang s'enrichit en oxygène et libère du dioxyde de carbone alors que l'oreillette gauche reçoit le sang oxygéné revenant des poumons par les 4 veines pulmonaires et s'écoule dans le ventricule gauche par la valve mitrale.

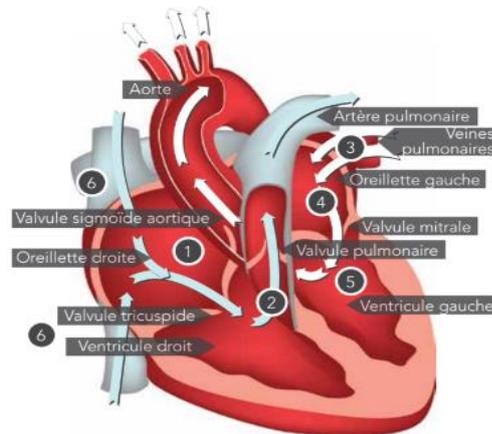


Fig.1.5 : fonctionnement d'un cœur

1.5.2 Conduction électrique du cœur

Le processus de pompage du sang, que ce soit entre ou à l'extérieur des cavités cardiaques, se fait en stimulant le muscle cardiaque par un signal électrique qui prend naissance dans le nœud sinusal situé dans l'oreillette droite, passant par diverses parties et éléments du système de conduction électrique du cœur, cette impulsion contribue à la contraction des oreillettes droite et gauche pour pomper le sang aux deux ventricules, ses dernières sont dans un état de relaxation puis les oreillettes se relâchent, et les ventricules gauche et droit se contractent, à leur tour, permettent de pomper le sang depuis les cavités cardiaques vers le reste de l'organisme. Le système de conduction électrique du cœur comporte :

Nœud sinusal, ou nommé aussi le nœud de Keith et Flack, c'est un ensemble des cellules spécialisées, autorhythmique, situé au sommet de l'oreillette droite, sous forme d'un croissant, représente le lieu de naissance de l'influx électrique qui déclenche les contractions cardiaques [3], il permet aussi à travers le faisceau de Bachman de conduire ces impulsions électriques vers les deux oreillettes gauche et droite c'est pour ça ces deux cavités sont les premières à se contracter pendant le cycle cardiaque.

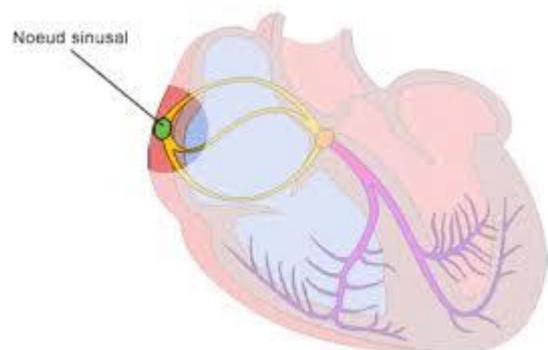


Fig.1.6 le Nœud sino-auriculaire

Bandelettes auriculaires : Son nombre est de trois : voie sino-nodale antérieure, voie moyenne, voie postérieure, aide à transmettre l'influx électrique à partir des deux oreillettes vers le Nœud auriculo-ventriculaire. Nœud auriculo-ventriculaire.

Nœud auriculo-ventriculaire, c'est une structure de 0.5 de diamètre, situé dans le septum atrioventriculaire au niveau du triangle de Koch, reçoit l'influx électrique et le transmet au faisceau de His avec un ralentissement de 40 ms pour protéger les ventricules contre des rythmes supraventriculaires trop rapides [3].

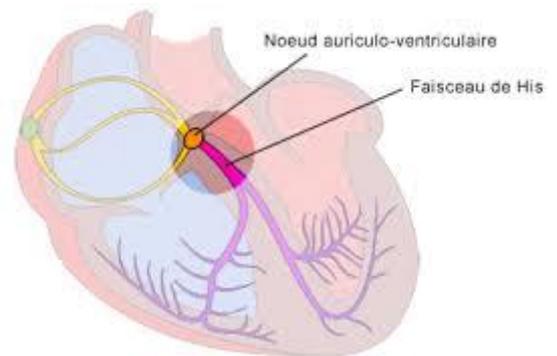


Fig.1.7 le Nœud auriculo-ventriculaire

Faisceau de His, Il doit son nom au cardiologue suisse W. His Jr. qui l'a découvert en 1893, ce faisceau débute à la fin du nœud AV et se divise en deux branches, gauche et droite, La branche gauche se divise rapidement en deux héli-branches, antérieure et postérieure, et la branche droite reste homogène sur tout son trajet, sa fonction première est de diffuser l'influx électrique vers ces broches pour arriver au réseau de Purkinje.

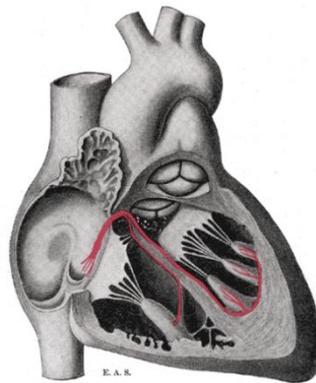


Fig. 1.8 : Faisceau de His

Réseau de Purkinje, ensemble des fibres musculaires parcourant les ventricules, permettant à l'influx électrique de se propager dans les ventricules et de terminer son cheminement causer des contractions de ces deux cavités inférieures du cœur.

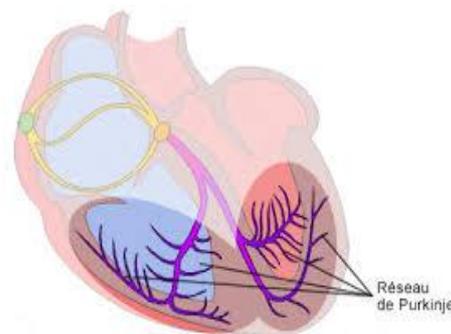


Fig. 1.9 : Réseau de Purkinje

1.6 L'Electrocardiogramme

1.6.1 Définition

L'électrocardiogramme correspond à l'enregistrement, la représentation graphique ainsi que la mesure de l'activité électrique de cœur, par la détection des impulsions électriques à l'origine des contractions cardiaques, ces dernières sont détectées à distance de cœur, sur la peau, en utilisant des capteurs biomédicaux le plus souvent sont des électrodes posées sur la poitrine du patient, ses poignets et ses chevilles, permettent d'enregistrer une différence de courant électrique entre deux points, donc on parle ici sur les dérivations bipolaires avec deux électrodes, ou bien d'enregistrer directement le courant électrique au moyen d'une seule électrode, on parle donc sur les dérivations unipolaires.

1.6.2 Caractéristiques du signal Electrocardiogramme

Un tracé typique du signal est représenté dans la figure 10 ci-dessous, on peut remarquer cinq ondes caractéristiques appelé P, Q, R, S, et T respectivement.

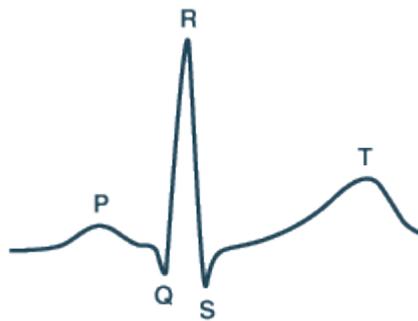


Fig. 1.10 : Electrocardiogramme

L'onde P, cette onde correspond à la dépolarisation des deux cavités cardiaques supérieures, il précède le complexe QRS, chez un adulte sain cette onde est positive en DI, DII, AVF, V4 à V6 et négative en AVR, amplitude inférieure ou égale 2.5 mV, largeur 0.12 secs, aspect biphasique habituel en V1, surtout visible en DII et V1.

Complexe QRS, se composent de trois ondes accolées Q, R, et l'onde S, lié à la dépolarisation des ventricules gauches et droit, chez un adulte sain ce complexe est caractériser par un amplitude inférieur à 25-30 mV en dérivations précordiales et inférieur à 5 mV en dérivations périphériques avec un largeur environ 0,12 sec.

L'onde T, caractérise la repolarisation des ventricules, elle a une amplitude de 5 mV en périphérie et de 10 mV en précordial.

1.6.3 Les dérivations électrocardiographiques

Les dérivations électrocardiographiques représentent l'enregistrement, de la différence de potentiel électrique entre deux points, que ce soit entre deux électrodes (dérivation bipolaire) ou entre un point virtuel et une électrode (dérivation unipolaire), Il est important de savoir que les dérivations cardiaques

ne doivent pas être constatées séparément mais avec l'ensemble de l'électrocardiogramme car chaque dérivation est un point de vue différent du même stimulus électrique. [4].

1.6.3.1 Dérivations standard

Ces dérivations apportent des informations sur le comportement de signal électrocardiogramme selon le plan frontal, et se divisent en deux grandes parties bipolaires et l'autre unipolaire.

a) Dérivations standard bipolaire

DI : mesure bipolaire entre le poignet droit(-) et poignet gauche(+)

DII : mesure bipolaire entre le poignet droit(-) et la jambe gauche(+)

DIII : mesure bipolaire entre le poignet gauche(-) et jambe gauche(+)

Ces trois dérivations forme entre eux un triangle nommé « triangle de Einthoven », celle-ci montre que : $DII = DIII + DI$

Qui nous permet de déterminer si les électrodes sont bien placées ou l'électrocardiogramme est mal réalisé [5] [6].

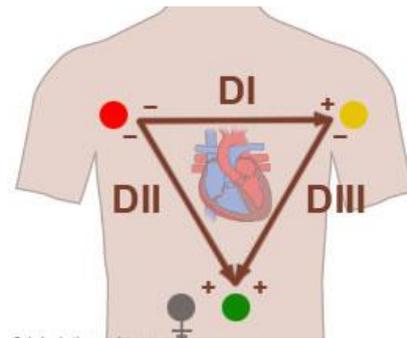


Fig. 1.11 : la dérivation standard bipolaire

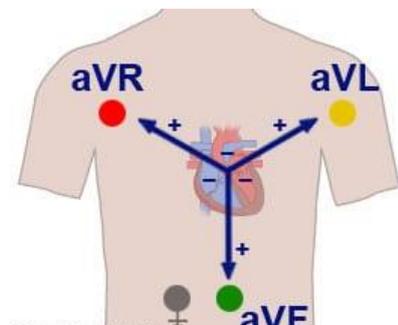
b) Dérivations standard unipolaire

aVR : Potentiel absolu du bras droit.

aVL : Potentiel absolu du bras gauche

aVF : Potentiel absolu de la jambe gauche.

Ces dérivations se servent des mêmes électrodes qu'Einthoven. Mais ici, chaque électrode est prise comme pôle positif avec pour référence négative les deux autres électrodes [4].



unipolaires

1.6.3.2 Dérivations précordiales

Sont au nombre de six dérivations unipolaires, permettent de mesurer la différence de potentiel électrique selon le plan horizontal, les électrodes qui nous permet d'enregistrer cette différence sont placées de la manière suivante :

V1: 4ème espace intercostal, bord droit du sternum (ligne parasternale)

V2: 4ème espace intercostal, bord gauche du sternum (ligne parasternale)

V3: à mi-distance entre V2 et V4

V4: 5ème espace intercostal, ligne médio-claviculaire

V5: à mi-distance entre V4 et V6, sur la ligne axillaire antérieure

V6: même niveau horizontal que V4 et V5, ligne axillaire moyenne [7] [8].

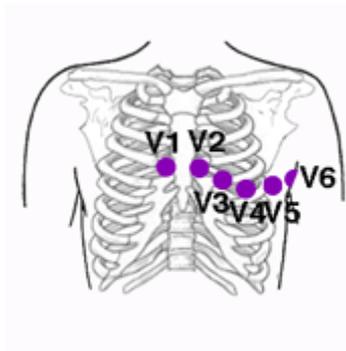


Fig. 1.13 : les dérives précordiales

1.7 Phonocardiographie

Le Phonocardiographe (PCG) est un appareil qui obtient des enregistrements de sons cardiovasculaire, grâce à une technique non invasive de traçage des bruits du cœur au moyen de stéthoscope et un microphone qui se place sur la poitrine du patient, à la hauteur du cœur et serve à l'auscultation des sons produits par le cœur et les poumons.

Les enregistrements de sons sont évalués, sur l'écran de papier (PCG) ou d'un ordinateur (simulation).



Fig. 1.14 : Phonocardiographe cardiosim

Une phonocardiographie est prescrite lorsque le médecin perçoit à l'auscultation au stéthoscope des bruits anormaux. Ces bruits surajoutés peuvent être un souffle dû à un rétrécissement d'une valvule ou à une régurgitation du sang en amont de la valvule, ou encore un éclat ou un dédoublement d'un bruit dû à la fermeture retardée d'une des valvules [9] [10].

Les vibrations acoustiques générées au cours de la révolution cardiaque ne sont pas toutes audibles ce qui nécessite une amplification et un filtrage des bruits cardiaques afin de mettre en évidence la contribution de chacune des valves cardiaques sous forme d'un signal acoustique, connu comme signal phono-cardiographique (PCG).

1.7.1 Phonocardiogramme

Le signal phonocardiographe (PCG) est une représentation temporelle des bruits apparaissant durant une révolution cardiaque.

Généralement, le tracé Phonocardiographique (Figure.15) est composé essentiellement des bruits B1 et B2, qui apparaissent respectivement au début des phases systolique et diastolique de chaque cycle cardiaque, et parfois il contient aussi le B3 et B4 qui sont normales chez les sujets jeunes, mais pathologique chez les personnes âgées.

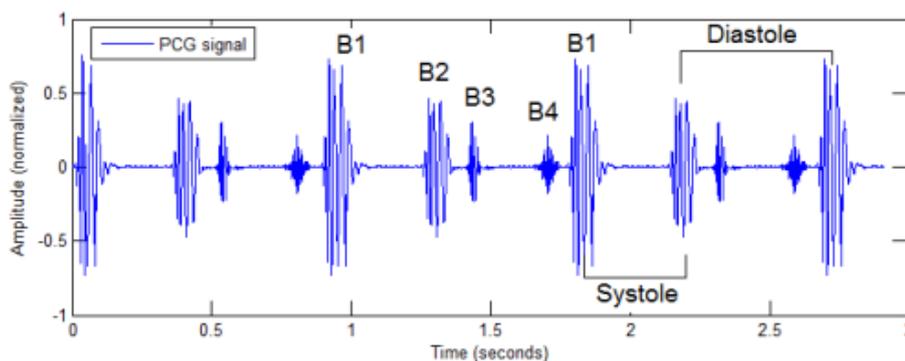


Fig 1.15 : Signal phono-cardiographique

1.7.2 Auscultation Cardiaque :

L'auscultation est une étape fondamentale lors de l'examen du patient. Elle consiste essentiellement à l'écoute des bruits qui se produisent à l'intérieur de l'organisme par l'ouïe humaine à travers un stéthoscope pour apprécier les niveaux d'amplitude acoustique de chacun des claquements valvulaires afin de permet au médecin d'estimer l'état de santé du cœur du patient [11].

1.7.2.1 Les foyers d'auscultation :

Il existe quatre types de bruits cardiaques connus par **B1**, **B2**, **B3** et **B4**, qui peuvent être auscultés et visualisés sur un signal PCG. Ces mesures seraient obtenues en mettant le stéthoscope en tout point de la surface thoracique, avec un maximum d'intensité et de netteté dans la région précordiale, il existe des points particuliers de la surface thoracique au niveau desquels chaque bruit est entendu d'une manière sinon exclusive mais préférentielle [12]. Les zones d'audition optimale sont :

→**Région Aortique** : située sur sternum, à hauteur des 2° et 3° espaces intercostaux, correspondant au foyer d'auscultation principal des sigmoïdes aortiques.

→**Région pulmonaire** : symétrique par rapport à la région aortique entre le deuxième espace et le troisième espace intercostal gauche, Le long du sternum, correspondant aux valvules sigmoïdes pulmonaires.

→**Région tricuspide** : située dans la région de l'appendice xiphoïde, entre le quatrième espace et le cinquième espace intercostal, il fournit une bonne audibilité pour Bk1, B2 et B3, ainsi que d'autres sons provenant de la valve tricuspide.

→**Région Mitrale** : située entre le cinquième espace et le sixième espace intercostal gauche au niveau de la pointe du cœur [13].

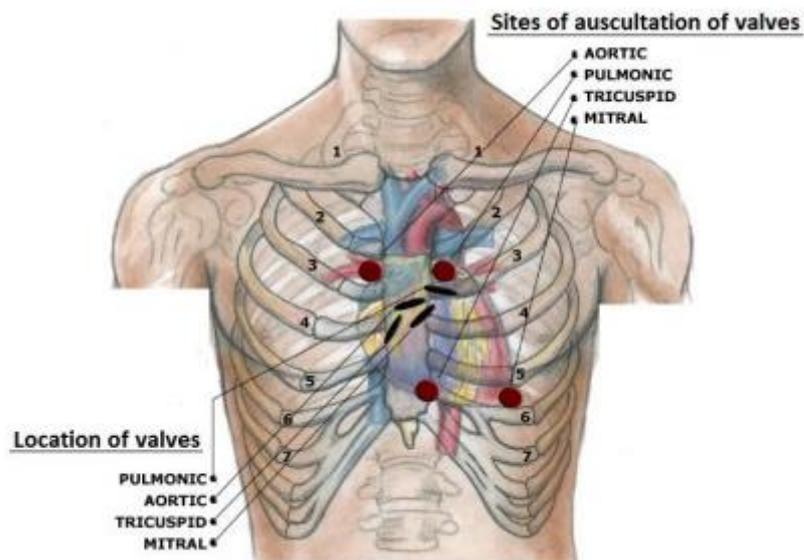


Fig 1.16 Foyers d'auscultations cardiaques

1.7.3 Les bruits Cardiaques :

→**Le bruit B1** :

Le premier bruit, ou B1 est caractérisé par son Amplitude forte et sa durée longue (100-200ms) par rapport aux autres sons (B2, B3, B4), son Spectre de fréquence se situe principalement entre 10-200 Hz.

Il correspond à la contraction du myocarde au début de la systole ventriculaire et à la fermeture des valves auriculo-ventriculaires mitrale et tricuspide. Ce premier son est fait de deux composantes : la composante mitrale M1 qui précède la composante tricuspide T1. Ce délai entre M1-T1 a une importance clinique majeure et est considéré comme physiologique si moins de 30 ms chez un sujet sain, au-dessus de cette valeur, il peut indiquer une rupture pathologique du B1. Le bruit B1 coïncide avec l'apparition du complexe QRS dans le signal ECG [15].



Fig. 17 Position temporelle du bruit S1 par rapport au signal ECG

On remarque que ce bruit est constitué de quatre groupes de vibrations, comme illustré dans la (figure.18) :

1. Oscillations de faible amplitude et de basse fréquence, non audibles, elles correspondent au début de la contraction ventriculaire.
2. Oscillations de grande amplitude, audibles correspondant aux fermetures des valvules auriculo-ventriculaires mitrale (M1) et tricuspide (T1).
3. Oscillations de grande amplitude, audibles correspondant à l'ouverture des sigmoïdes.
4. Oscillations de faible amplitude et de basse fréquence, non audibles, dues à l'écoulement turbulent du sang dans l'aorte et l'artère pulmonaire, brusquement dilatée au début de l'éjection ventriculaire [15] [16].

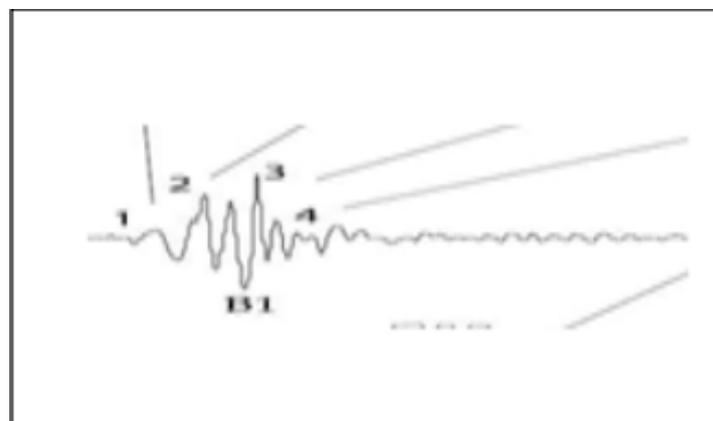


Fig 1.18 Tracé des oscillations de bruit B1

→Le bruit B2 :

Le bruit **B2** marque la fin du régime systolique et le début du régime diastolique est le résultat de la fermeture des valves sigmoïdes. Ce deuxième bruit est fait de deux composantes **A2** et **P2**, dont la première correspond à la fermeture de la valve aortique et la deuxième correspond à la fermeture de la valve pulmonaire. La composante aortique **A2** précédant la composante pulmonaire **P2**. Ce délai entre **A2-P2** peut correspondre à une maladie s'il est assez long. La durée entre **A2** et **P2** dans des conditions normales (sujet sain) est inférieure à **30ms**. Chacune des deux composantes **A2** et **P2** dure environs **50ms**. Le bruit **B2** se produit juste après l'onde **T** du signal ECG [18].



Fig.1.19 Position temporelle du bruit S2 par rapport au signal ECG

Il est essentiellement composé de deux groupes de vibrations :

1. vibrations de faible amplitude non audible à cause des tourbillons sanguins précédant la fermeture des sigmoïdes.
2. vibrations audibles de hautes fréquences dues aux fermetures des sigmoïdes aortique et pulmonaire, notées respectivement A2 et P2. [15]

→ **Le bruit B3 :**

Correspond à la fin du remplissage rapide du ventricule juste après le bruit B2. Il est dû à la distension brutale du muscle ventriculaire sous l'effet du flux du sang ventriculaire sous l'effet du flux du sang venu des atriums. Il est habituellement de basse fréquence et peut s'entendre normalement chez l'enfant ou chez l'adulte au-dessous de 30 ans. Au-delà de cet âge, sa présence a un signe pathologique. B3 se produit pendant l'intervalle TP juste après l'onde T.



Fig.1.20 Position temporelle du bruit S3 par rapport au signal ECG

→ **Le bruit B4 :**

B4 est de faible fréquence et amplitude, se produit à la fin du régime diastolique. Il est dû à la vibration et la contraction rapides des ventricules et des atriums durant la fin du pompage du sang vers les ventricules. Ce bruit est inaudible mais peut en cas de pathologie constituer le bruit de galop pré-systolique. Les bruits B3 et B4 accompagnent souvent d'autres maladies cardiaques congénitales. Il se produit au cours de l'intervalle PR et se précède de B1 [18] [19] [20].

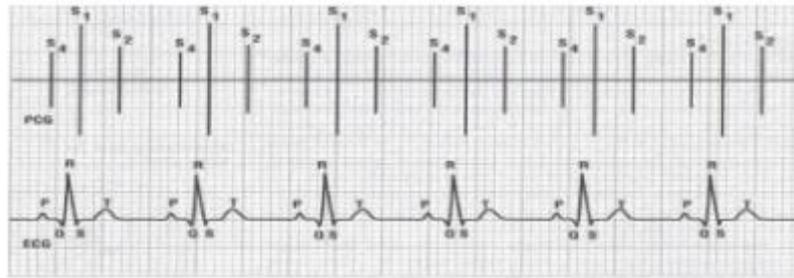


Fig. 1.21 Position temporelle du bruit S4 par rapport au signal ECG

1.7.4 Les souffles cardiaques

Les souffles sont des vibrations prolongées dues à un écoulement turbulent du sang, ce sont des sons de haute fréquence résultant de la circulation sanguine turbulente. Le flux turbulent est causé par des anomalies telles que la constriction ou les fuites des valves cardiaques, ils sont décrits selon la position dans le cycle cardiaque qui se divisent en deux :

→ **Les Souffles systoliques** : se produisent entre B1 et B2 et sont classés comme début, milieu ou fin de systole.

→ **Les Souffles diastoliques** : se produisent entre B2 et B1 et sont classés comme début, milieu ou fin de diastole.

Parmi les différents souffles systoliques on peut citer : Le souffle du rétrécissement valvulaire aortique, le souffle de rétrécissement valvulaire pulmonaire, Le souffle d'insuffisance mitrale, Le souffle d'insuffisance tricuspidiennne, Le souffle de la communication inter ventriculaire..., et pour les souffles diastoliques on peut citer : Le souffle d'insuffisance valvulaire aortique, rétrécissement mitral, rétrécissement tricuspidiennne [14].

Conclusion

L'étude menée dans ce premier chapitre nous permet de comprendre en détail l'anatomie et le fonctionnement du système cardiovasculaire qui est responsable de faire circuler le sang dans le corps humain.

Les paramètres cardiaques liés à ce fonctionnement que sont les signaux électrophysiologiques (l'électrocardiogramme ECG et le phonocardiogramme PCG) sont aussi étudiés dans ce chapitre pour mieux les apprécier car ils seront comme objectifs d'être détectés par des circuits qui seront présentés dans la suite de ce travail.

Chapitre 02

Etude théorique de système à réaliser

2.1. Introduction

Dans ce deuxième chapitre, nous allons étudier les différents blocs de notre système nécessaire pour la détection de l'activité électrique et mécanique du cœur à travers les signaux physiologiques ECG et PCG.

La détection de ces paramètres physiologiques nécessite des circuits électroniques de mise en forme constituée principalement par des étages d'amplification et de filtrage, et d'une partie d'acquisition de données réalisées à base d'une carte universelle Arduino Uno.

2.2 Le circuit de l'électrocardiogramme

La figure (22) ci-dessous, montre le schéma bloc général pour la réalisation d'un circuit d'électrocardiogramme.

Ce dernier contient un étage de pré-amplification, un étage de filtrage, et un autre étage pour amplifier l'information obtenu et un circuit d'offset pour faciliter leur digitalisation.

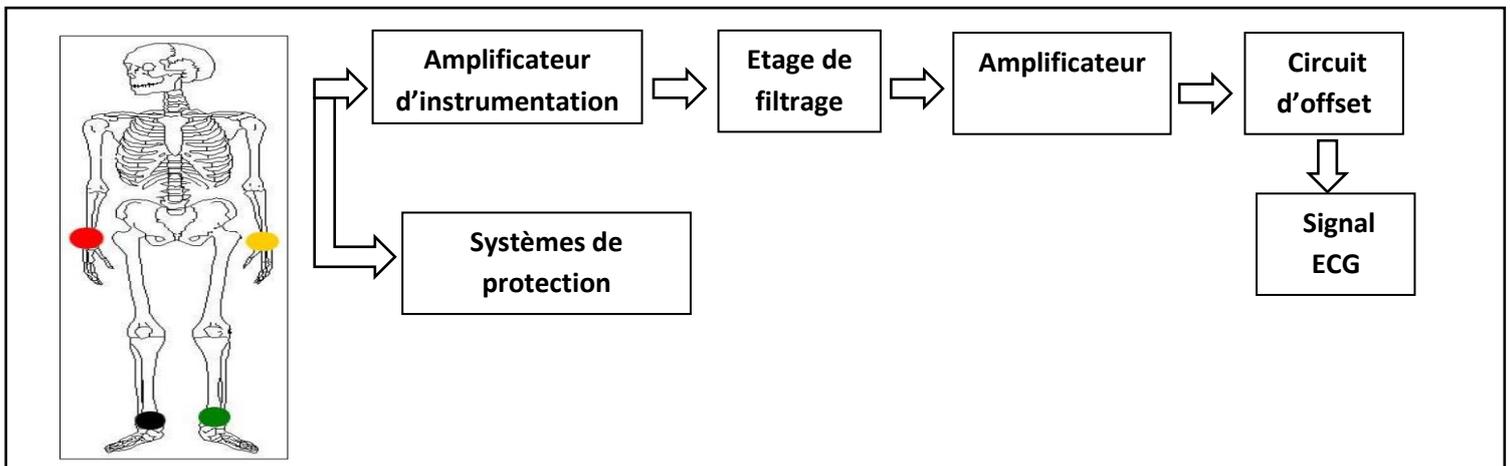


Fig. 2.1 : Schéma bloc d'électrocardiogramme réalisé

i. Le capteur d'ECG

Dans un processus de diagnostic et de traitement efficaces des patients, la collecte de données qui fournissent des informations très importantes sur les antécédents médicaux d'une personne est la première étape, et est assurée par des capteurs biomédicaux qui diffèrent entre eux selon la grandeur médicale à mesurer.

Pour le cas d'un électrocardiogramme la grandeur c'est un signal électro-physiologique de faible amplitude, donc l'utilisation des électrodes métalliques comme des capteurs est le meilleur choix.

L'électrode désigne un élément conducteur électrique utilisé dans un système générateur ou comme récepteur de courant électrique, dans le domaine médical.

Ces électrodes sont placées sur le corps et permettent donc l'enregistrement des potentiels bioélectriques issus de l'organisme.

Il existe plusieurs types des électrodes qui sont utilisé dans le secteur de santé pour la détection d'ECG comme illustré sur la figure(23), les plus utilisé parmi eux sont :

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

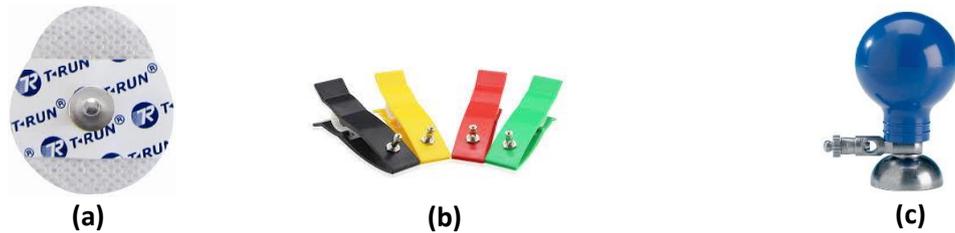


Fig 2.2 : Les types des électrodes
 (a) Electrode à usage unique, (b) Electrode à pinces, (c) Electrode à ventouse

ii. Mise en forme de signal Electrocardiogramme ECG

a) Pré-amplification

Un amplificateur d'instrumentation est un élément électronique destiné au traitement des signaux de faible amplitude comme les signaux bioélectrique tell que le signal électrocardiogramme.

Il est généralement fabriqué à base d'un ou de plusieurs amplificateurs opérationnels, il existe aussi sous forme d'un circuit intégré chez de nombreux fabricants (Texas Instruments, AnalogDevices, LinearTechnology, etc.),

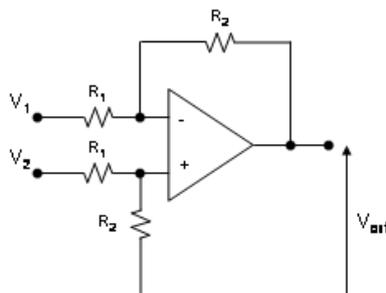
Ces amplificateur auront plusieurs avantages, commencent par leur simplicité de mise en œuvre, la précision, la réduction de la taille des circuits et plus particulièrement un taux de réjection en mode commun très élevés.

▪ Un amplificateur différentiel classique (1 AOP)

L'amplificateur différentiel classique est réalisé à partir d'un amplificateur opérationnel, utilisé en mode linéaire, le gain de ce montage est exprimé par la relation Suivante :

$$G_d = \frac{R_2}{R_1} \dots \dots \dots (1).$$

Ce montage est principalement utilisé lorsque les contraintes de complexité, de coût, de taille, de faible consommation sont importantes, son taux de réjection en mode commun est faible (égale à R_1+R_2).



▪ **Un amplificateur différentiel classique avec 2 AOP**

La figure (25) ci-dessous montre un schéma d'un amplificateur différentiel on utilisant deux AOP, Le Gain est donc :

✚ Sans R3 : $G_d = \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) \dots\dots\dots(2).$

✚ Avec R3 : $G_d = \left(1 + \frac{R_2}{R_1} + 2 * \frac{R_2}{R_3}\right) \dots\dots(3).$ cette résistance va nous permettent de contrôler le gain [10].

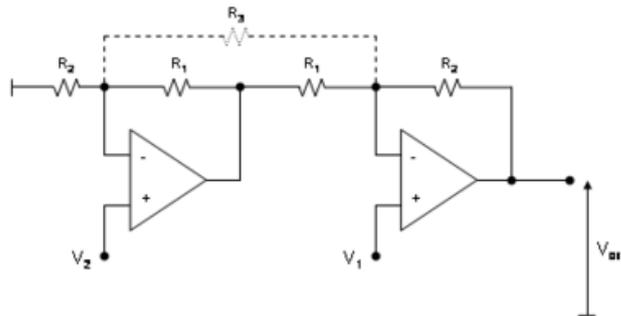


Fig 2.4 : Un amplificateur différentiel classique avec 2 AOP

▪ **Un amplificateur d'instrumentation à trois étages**

Afin d'améliorer les performances d'un amplificateur différentiel, et éliminer ou minimiser le plus possible les inconvénients des montages précédents, on va basculé vers un montage d'un amplificateur d'instrumentations constitué de trois étages avec un meilleur taux de rejection en mode commun, des impédances d'entrer égales et très grand le plus possible, ainsi la facilité d'ajuster leur gain, et ça ce qu'on à faire pour réaliser un amplificateur d'instrumentation utiliser dans notre électrocardiogramme.

La figure (26) ci-dessous, illustre le schéma de la Premier étage de ce montage qui contient deux AOP avec :

∴ La tension de mode commun à l'entrée

Du montage est :

$$V_{MCe} = \frac{e_1 + e_2}{2} \dots\dots\dots(4).$$

∴ la tension de mode commun en sortie VMCs est :

$$V_{MCs} = \frac{V_{s1} + V_{s2}}{2} = \frac{e_1 + e_2}{2} = V_{MCe} \dots\dots\dots(5).$$

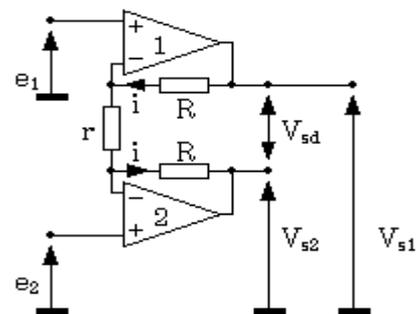


Fig. 2.5 : Premier étage différentiel à deux amplis

Alors que la deuxième figure, représente le montage complet en ajoutant un montage différentiel classique en sortie du premier étage.

Le Gain est donné par la relation suivant :

$$V_s = (e_2 - e_1) A_{vd2} \frac{(2R + r)}{r} \dots\dots\dots(6).$$

Où A_{v2} est le gain différentiel du deuxième étage, on remarque que ce gain est ajustable à travers la résistance 'r' [12].

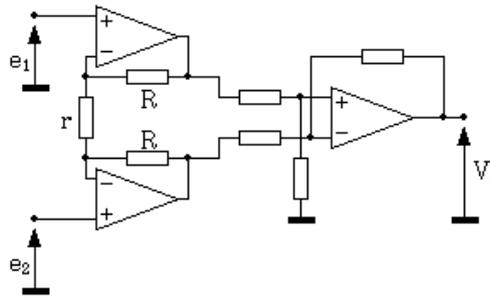


Fig 2.6 : Montage différentiel à trois amplis.

Caractéristique d'un amplificateur d'instrumentation

- ✓ TRMC (taux de réjection en mode commun) important.
- ✓ Le gain en mode différentiel A_d est important.
- ✓ Le gain en mode commun A_c est faible.
- ✓ Gain Important.
- ✓ Bande passante importante.
- ✓ Impédance d'entrée important.
- ✓ Faible impédance de sortie.

b) Filtrage de signal Electrocardiogramme ECG

Dans l'électronique, le fonctionnement d'un circuit dépend de la tension, l'intensité de courant et aussi la fréquence, le terme filtre correspond à un élément qui peut appliquer des modifications sur le signal, principalement ces modifications concernant l'amplitude de ce dernier, autre mot dit que les signaux des fréquences non voulues sont atténués.

▪ Classification des filtres

On peut distinguer deux grandes familles des filtres sont les suivant :

***Filtre Analogique**, ces filtres se divisent eux même en deux catégories selon les composants qui sont utilisés dans chacune d'elles, on trouve :

→ **Filtres passif**, il est constitué à partir des composants passifs comme les Résistance, les Capacités et les Bobines, ces composants ne nécessitent pas une alimentation pour qu'il fonctionne [21].

→ **Filtres actif**, celle-ci contient à la fois des composants passifs qu'on a déjà mentionné et d'autres composants actifs comme les amplificateurs opérationnels (AOP), cette catégorie nécessite une alimentation pour qu'il fonctionne.

***Filtre Numérique**, le plus souvent sont des algorithmes et des instructions informatiques dédiées au traitement du signal, sont faites à base des éléments micro-programmables, ils nécessitent d'abord une préfiltration analogique de signal avant leur utilisation.

On peut aussi différencier entre les filtres par rapport à leur réponse en fréquence et on trouve donc :

→ **Filtre passe Bas**, il atténue les fréquences qui sont supérieures à la fréquence de coupure et ne laisse passer que les fréquences inférieures à la fréquence de coupure.

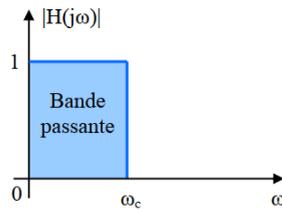


Fig 2.7 : Gabarit d'un filtre passe bas idéal

→ **Filtre passe Haut**, comme son nom indique, le fonctionnement de ce filtre est fait de telle manière qu'il laisse passer tous les signaux ont une fréquence supérieure à leur fréquence de coupure et en même temps il atténue l'amplitude des signaux a des fréquences inférieures à celle-ci.

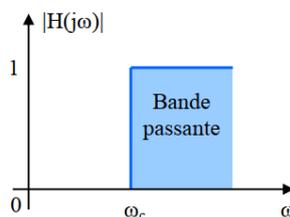


Fig 2.8 : Gabarit d'un filtre passe haut idéal

→ **Filtre passe Bande**, contient deux fréquences de coupure par rapport à les deux premiers, il laisse passer les signaux avec des fréquences qui sont compris entre les deux fréquences de coupure, et faire atténuer le reste des fréquences, on peut réaliser un filtre avec ces caractéristiques on mai en premier lieux un filtre passe haut puis un deuxième filtre passe bas, en fait ce montage la de façon que les deux filtres sont en cascade [22].

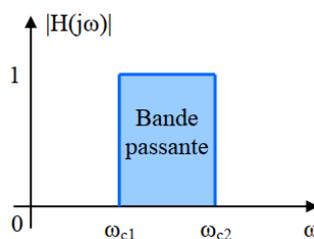


Fig 2.9 : Gabarit d'un « filtre passe bande » idéal.

→ **Filtre coupe Bande**, contrairement au filtre passe Bande, l'amplitude des signaux atténué par ce filtre correspond à celle qui ont des fréquences compris entre les deux fréquences de coupure de ce filtre, on peut le réaliser lui-même utilisant un filtre passe Bas en cascade avec un filtre passe Haut [23].

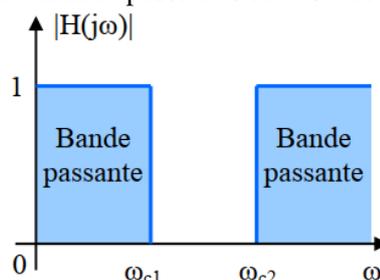


Fig 2.10 : Gabarit d'un filtre « coupe bande » idéal.

Pour notre système et par ce que notre signal électrocardiogramme, et le signal phonocardiogramme sont noyées dans une gamme importante des signaux parasites, et bien que la gamme fréquentiel de ce signal peut arriver jusqu'à $f=300\text{Hz}$ pour l'ECG et $f=400\text{Hz}$ pour le PCG dans des cas pathologiques.

Puisqu'une composante continue peut apparaître dans l'allure de chacune de ces signaux, on a besoin d'un filtre passe band pour chaque système de détection d'où les fréquences de coupure doit être fixé selon ces critères de ces deux signaux.

c) L'amplification

L'amplification d'un signal est assimilée à la multiplication de ce dernier par un facteur de multiplication, ce facteur en pratique est appelé un Gain d'amplification symboliser par « G ».

On peut nommer un amplificateur tout éléments discret et simple tell que le transistor ou un circuit intégré qui reçoit à son entrer un signal $x(t)$, et donne un signal $y(t)$ identique mais avec une amplitude plus grand que celle de $x(t)$.



Fig 2.11 : Principe d'amplification

(Le signal d'entré $x(t)$, en bleu, est amplifié et devient alors le signal de sortie $y(t)$, rouge)

▪ Amplificateur opérationnel(AOP)

L'amplificateur opérationnel doit son nom, au fait qu'a l'origine il fut utilisé dans les calculateurs analogiques pour effectuer des opérations, il nés au début des années 60, quand on a commencé à intégrer plusieurs transistors et résistances sur le même substrat de silicium, cette technologie a permis de bâtir des montages complexes, et de les faire tenir sur une petite plaquette de silicium encapsulée dans un boîtier (généralement à 8 broches) [24] [25] [26].

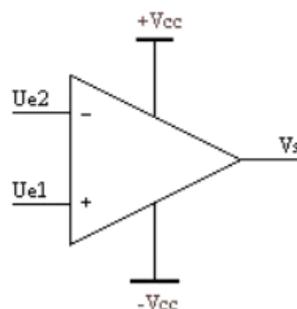


Fig 2.12 : Schéma équivalent d'un AOP

Il comporte deux entrées et une seule sortie, une entrée inverseuse avec un signe (-) et l'autre c'est une entrée non-inverseuse avec un signe (+), par ailleurs, puisqu'il est considéré comme un élément actif, il comporte aussi deux autres broches destinées pour leur alimentation respectivement (+Vcc) et (-Vcc).

▪ **Amplificateur non inverseur**

Les amplificateurs opérationnels interviennent dans une gamme très large des applications en électronique, on peut les utiliser pour modéliser certain opération mathématique comme l'addition, la soustraction, l'intégration, la dérivation et d'autres, souvent on utilisant comme des suiveurs pour assurer l'adaptation en impédance entre les différentes étages électronique, ou aussi dans les étages d'amplification, le montage illustrer dans la figure ci-dessous est le plus utiliser dans ces étages [27].

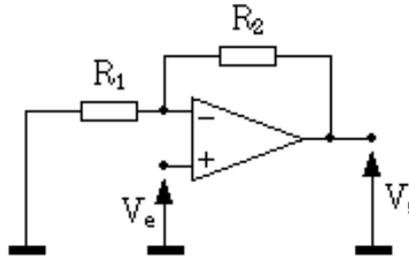


Fig 2.13 : Amplificateur non inverseur

Lorsqu'on injecte un signal d'entrer à travers l'entrer non-inverseur de l'amplificateur opérationnel, d'où la sortie de celle-ci est reliev à leur entrer inverseur passant par la résistance « R2 », cette entrer inverseur est aussi reliev à la masse à travers la résistance « R1 ».

Grâce à l'opportunité donner par les amplificateurs opérationnels concernant leur impédance d'entrer qui est suffisamment grand, on peut considérer que le courant qui travers l'entrer inverseur est négligeable devant le courants qui travers les deux résistances « R1, R2 ».

En régime linéaire on a « $V_+ = V_-$ », donc :

$$V_- = V_s \left(\frac{R_1}{R_1 + R_2} \right) \dots\dots(7). \quad \Longrightarrow \quad G = 1 + \left(\frac{R_2}{R_1} \right) \dots\dots(9)$$

$$V_+ = V_e \dots\dots(8).$$

La tension de sortie V_s est donc bien supérieur, et de même signe, d'où son appellation amplificateur non-inverseur. C'est donc un montage à gain réglable $\{G = \left(\frac{R_2}{R_1}\right) + 1\}$, surtout si l'on place des potentiomètres à la place de R1 et/ou R2.

d) Le Circuit d'offset

Le signal électrocardiogramme et le phonocardiogramme sont deux signaux électro-physiologiques bipolaire, ils comportent donc deux parties l'une positive et l'autre négative en tension lorsqu'on prend le **Zéro** volt comme un niveau de repérage (la ligne de base).

La digitalisation est faite correctement pour les signaux qui sont compris en général entre **0V et 5V** lors l'utilisation des convertisseurs analogique numérique des cartes arduino.

Pour le but de digitaliser ces deux signaux bioélectriques sans perdre de l'information utile, il faut faire décaler le signal pour qu'il soit inclus dans cette gamme de tension de digitalisation en termes d'amplitude.

Pour décaler un signal il suffit d'ajouter une composante contenue à celle-ci, en pratique il existe plusieurs possibilités et outils qui nous permettent d'exécuter cette opération, le plus simple à réaliser et à utiliser c'est l'additionneur.

Un additionneur c'est un circuit électronique à base d'un amplificateur opérationnel et comme on a déjà mentionné précédemment sur ces amplificateurs, il représente l'élément de base dans la conception d'un tel circuit qui réalise une opération mathématique, dans notre cas cette opération est l'addition d'une tension contenue à un signal bipolaire pour le décaler. Le schéma est illustré dans la figure (35) suivante :

Avec :

$$V_+ = \frac{\frac{V_1}{R} + \frac{V_2}{R}}{\frac{2}{R}} = \frac{V_1 + V_2}{2} \dots\dots(10).$$

$$V_- = V_s \left(\frac{R}{2R} \right) = \frac{V_s}{2} \dots\dots(11).$$

$$\text{or } V_+ = V_- \Rightarrow V_s = V_1 + V_2 \dots\dots(12).$$

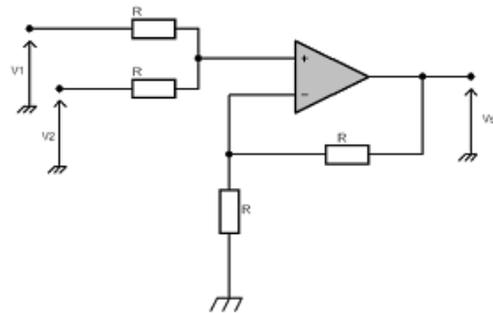


Fig 2.14 : Circuit d'offset

Notre signal à décaler représenté ici par **V2**, et la tension qu'on veut ajouter représenté par **V1**, celle-ci peut être variable selon nos besoins grâce à un diviseur de tension ajoutant un potentiomètre à ce circuit, le signal décaler est exprimer par la dernière équation obtenue : →« **Vs = V1+V2** ».

2.3Le circuit du phonocardiogramme PCG :

La figure (36) ci-dessous, montre le schéma bloc général pour la réalisation d'un Phonocardiogramme, ce dernier contient un étage de détection à base d'un microphone utiliser en tant qu'un capteur de bruit cardiaque, un étage de mise en forme comporte le filtrage et l'amplification de l'information obtenu et un circuit d'offset pour faciliter leur digitalisation.

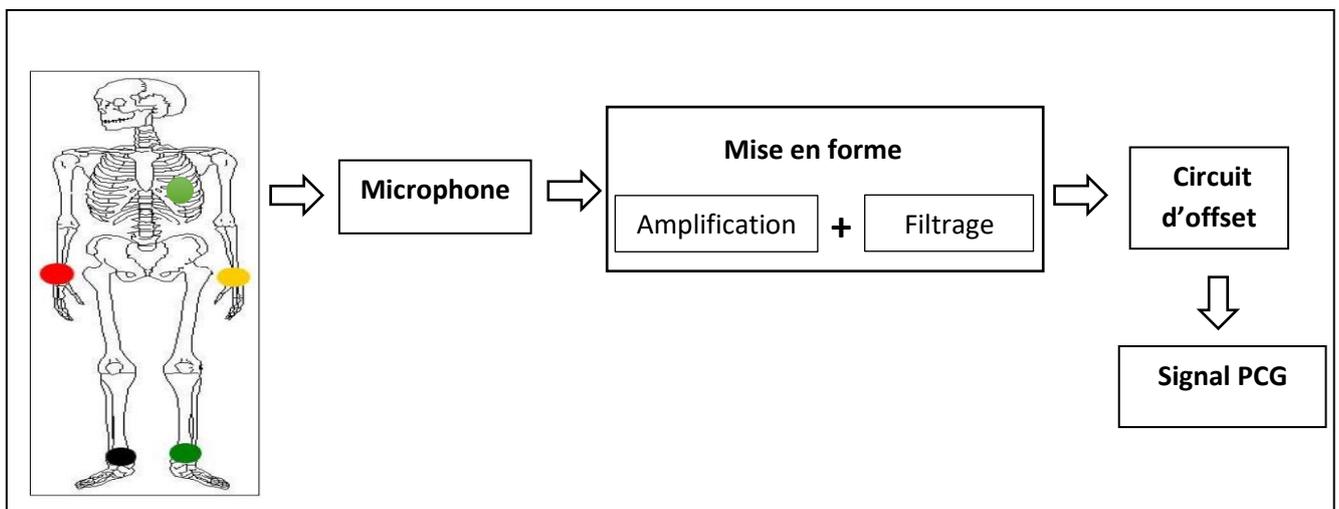


Fig 2.15 : Schéma bloc d'un phonocardiogramme

i. Le capteur du PCG

▪ Le stéthoscope

Le stéthoscope est utilisé pendant l'auscultation du malade, il est composé d'un dispositif qui permet de capter, d'amplifier et de transmettre le son à l'oreille du médecin qui ausculte.

Il est constitué de plusieurs organes réunis qui vont donner au stéthoscope sa fonction entière [28].

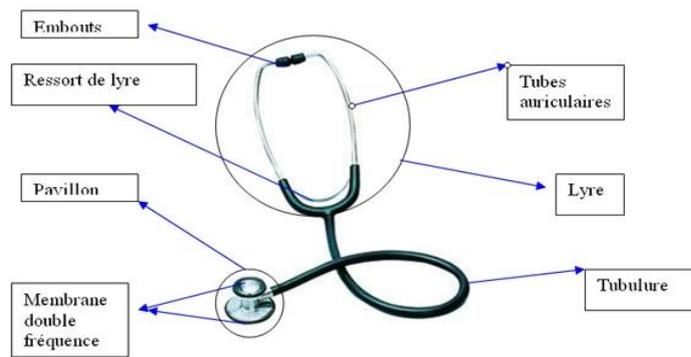


Fig 2.16 : Un stéthoscope

Pour réaliser une auscultation, le pavillon est posé sur la partie du corps à ausculter, la membrane qui s'y trouve va capturer et transmettre les vibrations sonores vers la tubulure, qui va à son tour transmettre le son vers la lyre et les embouts auriculaires [29].

▪ Le microphone

Le microphone est un capteur qui sert à convertir l'énergie du son (sous forme de pression) en signal électrique. Un microphone peut détecter des ondes acoustiques dans les milieux gazeux ou liquides. Il existe plusieurs types de microphones, notamment : les microphones dynamiques, statiques, piézoélectriques, et à électret.

→ *Microphones dynamiques*

Ce type de microphone se compose d'une membrane en plastique ou en métal qui est liée à un aimant qui se trouve au milieu d'une bobine en cuivre, comme illustré sur la Figure. Les vibrations sonores percutent la membrane ce qui provoque le déplacement en va et vient de l'aimant, ce qui permet de créer une tension qui varie aux bornes de la bobine. Cette tension est l'image du mouvement de l'aimant et donc de la membrane. Ce type de microphone a une capacité de supporter les fortes pressions sonores mais à une faible sensibilité [11] [30] [31].

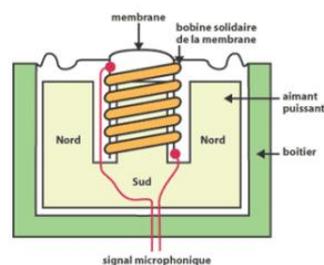


Fig 2.17 : Microphone dynamique

→ *Microphones statiques ou à condensateur*

A la différence de microphone dynamique, le microphone électrostatique ne met pas en jeu un dispositif mobile solidaire d'une bobine, mais il se compose d'un diaphragme flottant qui se forme de deux armatures de condensateur, comme illustré sur la Figure. Ses deux derniers peuvent se rapprocher et s'éloigner par l'impact de la variation de pression provoquée par l'onde sonore, ce qui résulte d'une variation de distance entre les deux plaques qui modifie la capacité du condensateur. A la sortie, un signal électrique dont les variations sont à l'image de celles de la pression acoustique est récupéré [11] [30] [31].

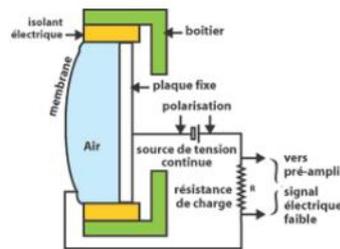


Fig 2.18 : Microphone statique

Le corps du microphone renferme un préamplificateur et un transformateur de sortie pour d'une part élever le niveau du signal et d'autre part abaisser l'impédance de sortie du microphone. Ce type de microphone nécessite une alimentation externe pour la polarisation des deux armatures du condensateur. Ils sont susceptibles de délivrer une tension de sortie très importante à une sensibilité considérable et un faible bruit, ce qui permet un enregistrement de haute qualité [11].

→ *Microphones piézoélectriques*

Les microphones piézoélectriques, dits également à contact, exploitent le phénomène décrit et quantifié par l'effet piézoélectrique qui stipule que lorsqu'une force appliquée sur certains matériaux dit piézoélectriques (quartz par exemple), induit une déformation donnant naissance à une tension électrique (Figure.40).

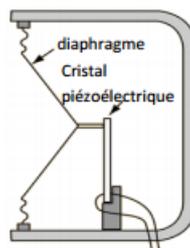


Fig 2.19 : Microphone piézoélectrique (à contact)

En subissant le signal acoustique, la membrane vibre et comprime le cristal. Grâce au phénomène de piézoélectricité, une tension est engendrée en sortie. Ce type de microphones est caractérisé par une bonne sensibilité, mais à un coût important [11].

→ *Microphones électret*

Ce microphone fait partie de la famille électrostatique. Ce type de microphone est doté d'un matériau diélectrique appelé électret qui présente un état de polarisation permanent d'une charge qui diminue au fil du temps (Figure.41)

La polarisation donne un comportement capacitif à l'électret. L'impédance de sortie est alors très élevée, ce qui requiert l'utilisation d'un convertisseur courant tension afin de pouvoir recueillir un signal en sortie.

Les microphones à électret commercialisés comportent un transistor à effet de champ intégré qui assure le rôle de convertisseur courant tension et permet une bonne adaptation en impédance. Par voie de conséquence, ce type de microphone nécessite une alimentation externe en tenant compte d'une polarisation correcte lors de l'utilisation. Les microphones à électret sont caractérisés par une taille réduite et un coût relativement faible [11].

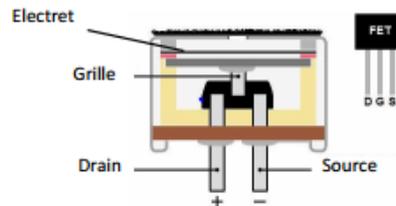


Fig 2.20 : Microphone à électret

Deux types de microphones à électret existent : les microphones à électret à capsule de deux et de trois pattes. Pour le premier type, la broche d'alimentation est commune à la broche de sortie, comme illustré sur (la Figure 42).

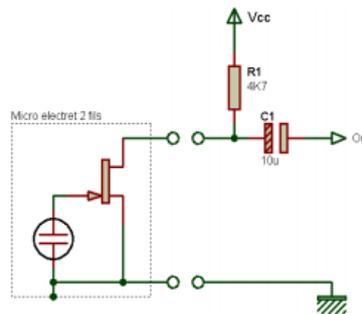


Fig 2.21 : Microphone à électret à capsule de deux pattes

Pour le deuxième type, une patte spécifique d'alimentation est prévue tout en gardant la possibilité de câbler ce microphone comme étant celui de deux pattes, comme illustré sur (la Figure 43).

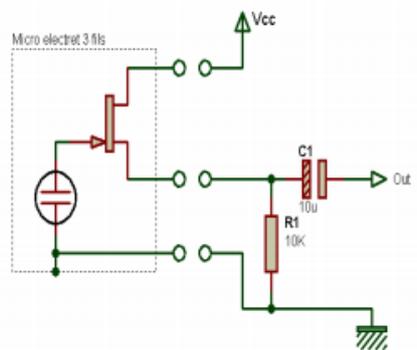


Fig 2.22 : Microphone à électret à capsule de trois pattes

ii) Mise en forme du PCG

a) Amplification

Le signal phono-cardiographique recueilli à partir d'un microphone est très faible, de l'ordre de quelques microvolts, alors, une amplification est nécessaire. Différents circuits d'amplification peuvent être utilisés pour augmenter le niveau du signal du microphone, cependant l'ensemble utilise l'amplificateur opérationnel comme élément principal.

L'amplificateur employé dans notre circuit est un amplificateur non-inverseur réalisé autour d'un amplificateur opérationnel *TL081*, celle-ci est réalisée à base d'un transistor à effet de champs (FET : FieldEffect Transistor). De ce fait, l'entrée non-inverseur de cet amplificateur offre une impédance d'entrée très élevée.

b) Filtrage du PCG

Le signal phonocardiogramme utile est souvent noyé dans des bruits, la réalisation d'un système de filtration analogique est nécessaire, basé sur l'utilisation de deux filtres en cascade, l'un est passe haut, et l'autre passe basse, où la bande passante du système est formée par les fréquences de coupure des deux filtres, et qu'il doit prendre en considération la gamme fréquentielle de signal phonocardiogramme.

iii) circuit d'offset du PCG

On a besoin d'ajouter une tension continue pour faire décaler le signal PCG détecté, ce décalage est nécessaire pour la digitalisation d'un signal bipolaire dans le cas où le convertisseur analogique numérique utilisé est celui de la carte Arduino UNO.

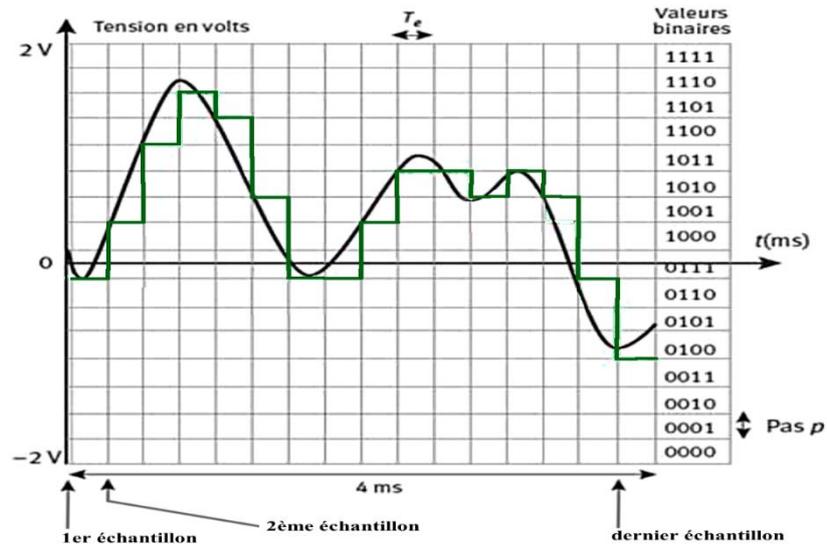
Dans ce but, l'amplificateur opérationnel donne la solution à travers un additionneur, on peut aussi utiliser un potentiomètre pour ajuster la composante continue qui sera ajoutée au signal phonocardiogramme.

Un autre amplificateur opérationnel *TL081* est mis en œuvre pour assurer le montage d'un additionneur pour le décalage de signal PCG.

2.4 Digitalisation

On désigne par le terme « Digitalisation » tous les processus qui servent à transformer en un code informatique tous les procédés et les outils traditionnels.

En électronique, l'effet de la digitalisation apparaît clairement lorsqu'on fait convertir les données logiques vers des données numériques pour faciliter par la suite l'application des procédés de traitement, d'amélioration et de correction sur les données obtenues. Elle contribue aussi à la conservation, la protection, et facilite aussi l'échange du contenu numérique à tout moment et n'importe où. Pour plusieurs intervenants, ces opérations qui ont été un peu difficiles à faire de manière analogique classique, dernièrement, deviennent plus développées et rapides à appliquer avec une excellence d'efficacité grâce à la digitalisation et leurs développements.



**Fig 2.23 : Courbe analogique (en noir)
et le résultat de sa conversion
numérique (en vert)**

Pour cela, on utilise plus souvent ce qu'on appelle les convertisseurs analogique numérique «CAN», ce sont des éléments électronique qui reçoit à son entrer une grandeur analogique, souvent une tension ou un courant, et donne à son sortie une code informatique binaires avec des uns et des zéros, ce code doit être proportionnel à la grandeur d'entrée, ce fonctionnement passe par deux étapes, l'échantillonnage et la quantification [32].

Cette opération est plus simple lorsqu'on utilise les convertisseurs celles de carte Arduino, ils nous donnent la possibilité d'une meilleure coordination entre la partie électronique et composants, et la partie de programmation et contrôle de fonctionnement.

▪ **Système Arduino**

C'est un système électronique programmable qui comporte deux outils différent, mais pour un bonne fonctionnement l'une est dépendent de l'autre.

Il a été conçu par un groupe de six développeurs sont : *Massimo Banzi, David Cuartielles, Tom Igoe, Gianluca Martino, David Mellis et Nicholas Zambetti*, ce groupe est pensé à créer un système qui rassemble l'électronique avec la programmation, moins chère, disponible, compatible avec une large gamme d'applications et permet aux débutants comme les professionnels de créer et développer des applications simple ou complexe dans le domaine électronique [33].

→**Carte Arduino**

C'est un support en époxy, rigide avec des pistes en cuivre disposé sur l'un de ces côté leur but est d'assurer la connexion électrique entre les différents composants qui constituent cette carte arduino.

La figure (45) montre quelque composant principal d'une carte Arduino de type UNO et en trouve donc :

- Le microcontrôleur, il permet de stocker le programme dans sa mémoire, et puis les exécuter.
- Alimentation, cette carte nécessite une alimentation contenue environ **5V**, été assurer par deux chemin, soit par le port USB, ou par une alimentation externe utilisant Power jack DC.
- Les connectiques, assure la connexion entre la carte arduino et le monde extérieure, ils sont diviser en deux types, les premières sont appelé des entrées/sortie numérique et les autres sont appelé des entrées/sortie analogique, il existe aussi d'autres pour le transfert des données (Rx, Tx), une broche génère une tension contenue de 5V et une autre généré 3.3V, broche pour Ground.
- Botton de Reset, pour initialiser le programme lors d'un bug.

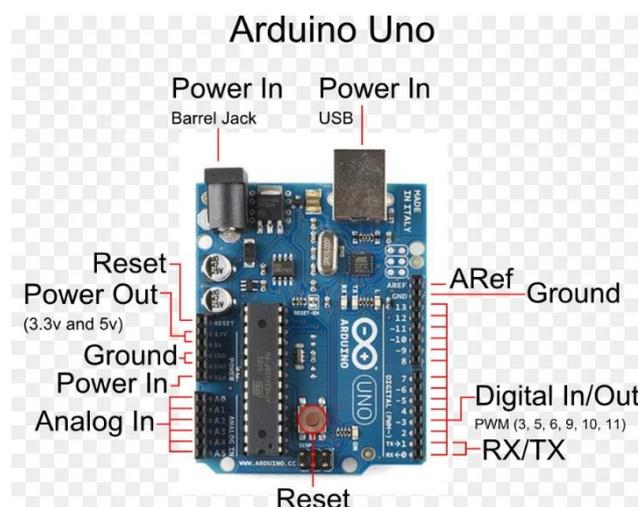


Fig 2.24 : Carte Arduino

Les broche où est écrit "Analog IN", contient un nombre de six convertisseur analogique numérique à approximation successive de 10 bit, donc, il peut lire 2^{10} valeurs.

→Le logiciel

Un logiciel c'est un outil informatique qui nous permette d'obtenir des fonctionnalités supplémentaire qui ne sont pas présent à l'origine d'un ordinateur, il simplifie la communication entre l'utilisateur et la machine grâce à un ensemble des instructions et des programme créer par l'utilisateur en utilisant un langage compatible avec un logiciel donné, à condition que cette série d'instructions doit être interprétable par la machine à l'intermédiaire de ce logiciel. Dans le cas de l'arduino, il existe déjà un logiciel gratuit et téléchargeable depuis l'internet, avec un langage proche du langage C ou C++, leur interface graphique est représenter dans la figure (46) suivant :

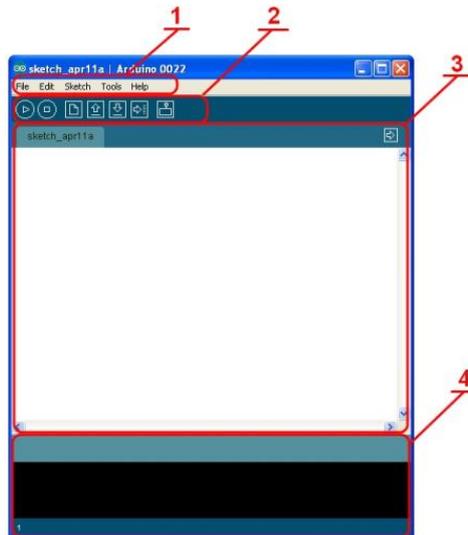


Fig 2.25 : Interface graphique de logiciel Arduino IDE

Comme il montre cette figure, on peut diviser l'interface graphique de ce logiciel en quatre zone, sont les suivant :

- **Zone 01**, contient les options de configuration du logiciel.
- **Zone 02**, contient les boutons qui vont nous servir lorsque l'on va programmer la carte Arduino.
- **Zone 03**, contient le programme que nous allons créer.
- **Zone 04**, C'est le débogueur

Conclusion :

Ce chapitre représente une description théorique de tous les blocs qui s'unissent pour donner naissance à un système dédié à la détection, mise en forme et acquisition des deux signaux ECG et PCG en même temps.

Les informations de base mentionnées dans ce chapitre sont nécessaires pour comprendre le fonctionnement et le rôle de chaque bloc dans le système.

Le chapitre qui suite contient la partie de la réalisation de ces blocs et l'étude pratique faite pour s'assurer ces données théorique, ainsi que la compatibilité et l'adaptation entre les différentes étapes.

Chapitre 03

**Réalisation de système et les résultats pratiques
obtenus**

3.1 Introduction

Ce chapitre représente les différentes étapes pratiques qui ont été faite afin de réaliser l'ensemble des étages qui forment entre eux un système permettant à la fois la détection, la mise en forme et l'acquisition en même temps du signal électrocardiogramme ECG et celle du signal phonocardiogramme PCG.

Chaque étage a été étudié par une simulation utilisant des outils informatiques tels que l'ordinateur et le logiciel de simulation, puis une phase expérimentale réalisée sur des plaques d'essai avec des tests pour assurer leur bon fonctionnement et leur compatibilité avec les autres étages.

3.2 Electrocardiogramme

3.2.1 Pré-amplification

Le signal détecté par les électrodes est de faible amplitude, donc pour qu'il doit être exploitable il nécessite une pré-amplification, été assuré par un amplificateur d'instrumentation à trois étages, réaliser à base d'un circuit intégrer TL084 qui contient un nombre de quatre (4) amplificateurs opérationnelles, la figure (47) ci-dessous montre le schéma utilisé pour réaliser cet étage :

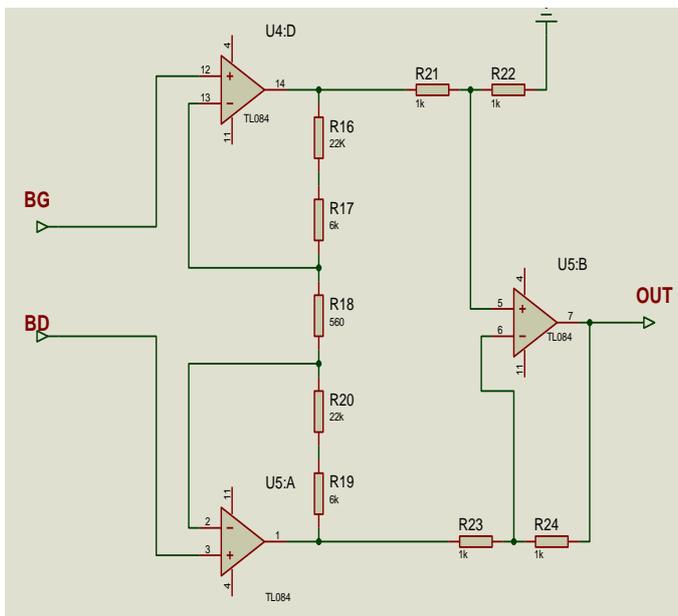


Fig 3.1 : Schéma d'un amplificateur d'instrumentations à trois étages

(BD : bras droit, BG : bras gauche)

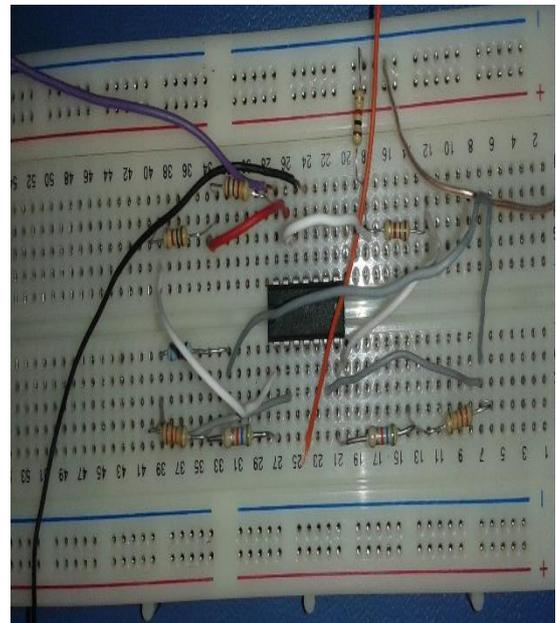


Fig 3.2 : Réalisation d'un amplificateur d'instrumentations à trois étages sur plaque d'essai

Le gain utilisé est égale à 101 :

$$G = \left(1 + \frac{2R}{R_g}\right) \dots \dots (13)$$

$$= \left(1 + 2 * \frac{28000}{560}\right)$$

$$= 101$$

Pour assurer ce montage on a utilisé le **TL084**, c'est un circuit intégré fabriqué par la société Texas Instruments, contient quatre AOP à l'intérieur, se caractérise par :

- ✚ Tension d'alimentation..... $\pm 18V$
- ✚ Tension d'entrer..... $\pm 15V$
- ✚ Tension d'entrer différentielle..... $\pm 30V$
- ✚ Gamme de température d'aire libre... -40 à +125 °C

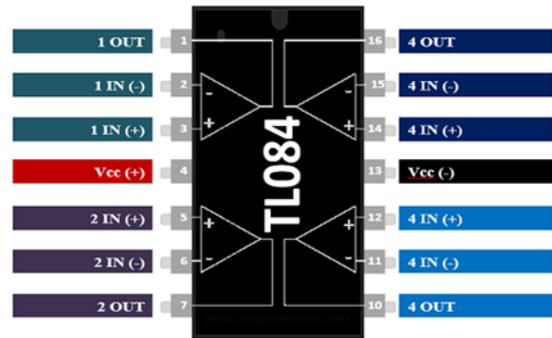


Fig 3.3 : Branchement de TL084

En pratique, et pour assurer que notre amplificateur d'instrumentation est fonctionné correctement on a injecté à l'entrer un signal sinusoïdal avec une amplitude égale à 20 mv crêt à crêt, l'amplitude de signal de sortie est donc de 2V crêt à crêt en amplitude.

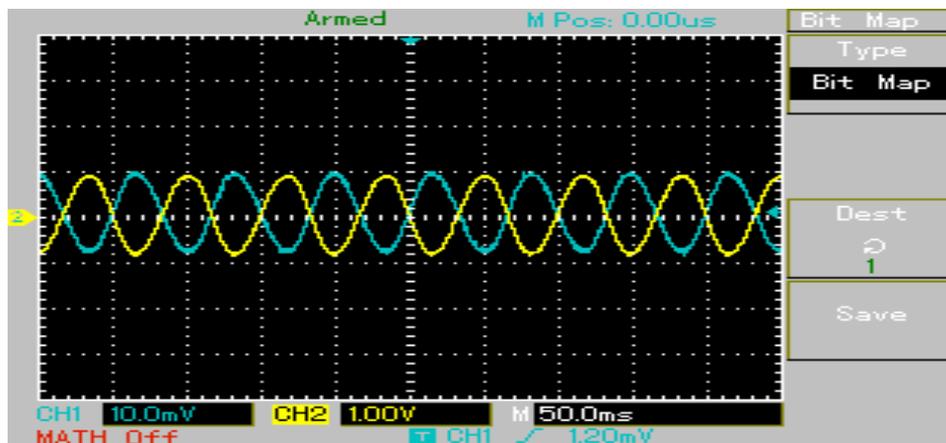


Fig 3.4 : Test de fonctionnement d'amplificateur d'instrumentation réalisé

Le signal Électrocardiogramme pré amplifié obtenu en pratique est représenté dans la figure suivante :

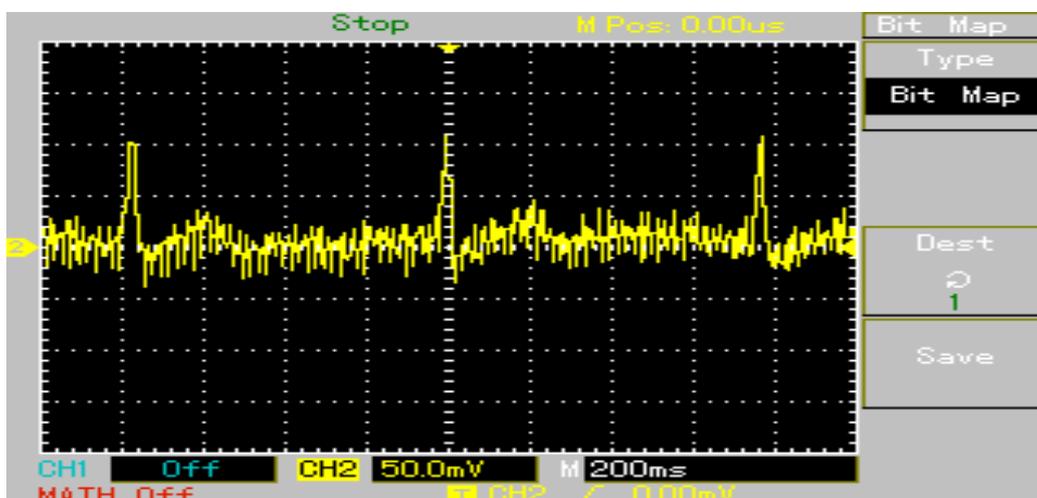


Fig 3.5 : Signal ECG pré-amplifié

3.2.2 Filtrage

Le signal obtenu contient généralement un composant contenu et des bruits de basse et de hautes fréquences qui durent soient au mouvement de la cage thoracique lors de la respiration, ou de champ électromagnétique généré par d'équipements qui peut être existés autour du sujet ou chez lui-même comme des smartphones par exemple, ou même les réseaux de secteur d'alimentation.

donc pour améliorer l'allure de signal Électrocardiogramme détecter, on a besoin d'un filtre qui atténue l'amplitude de ces signaux indésirables sans modifier l'information clinique portée par le signal électrocardiogramme détecter.

3.2.2.1 filtre passe haut actif

Pour atténuer l'amplitude des bruits de basse fréquence on a utilisé un filtre analogique passe haut actif, de structure « Sallen & Key », avec des caractéristiques des filtres du type Butterworth, leur fréquence de coupure est de $f_c = 0.03 \text{ hz}$, le schéma de circuit utilisé est la suivante :

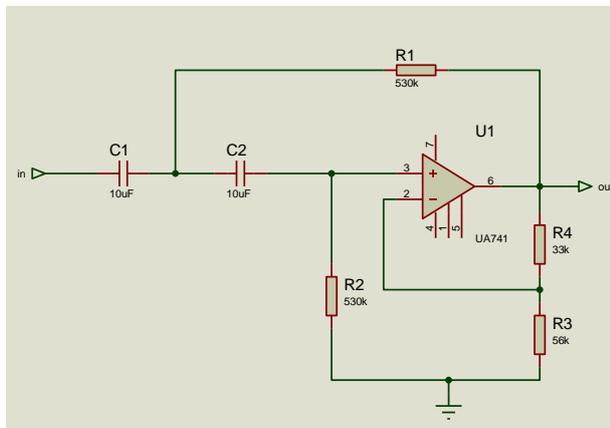


Fig 3.6 : Schéma électrique d'un filtre passe haut actif

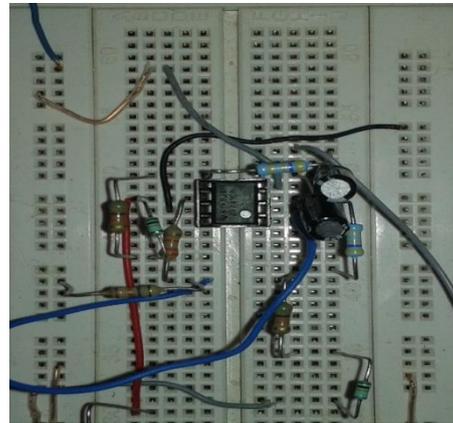


Fig 3.7 : Filtre passe haut actif réaliser sur plaque d'essai

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} \dots \dots (14).$$

$$R_1 = R_2 = 530K\Omega \quad C_1 = C_2 = 10\mu F \quad \Longrightarrow \quad f_c = 0.03Hz$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \dots \dots (15).$$

La réponse fréquentielle de ce filtre obtenue par le logiciel d'électronique « Proteus » et elle est bien montrée dans la figure (54).

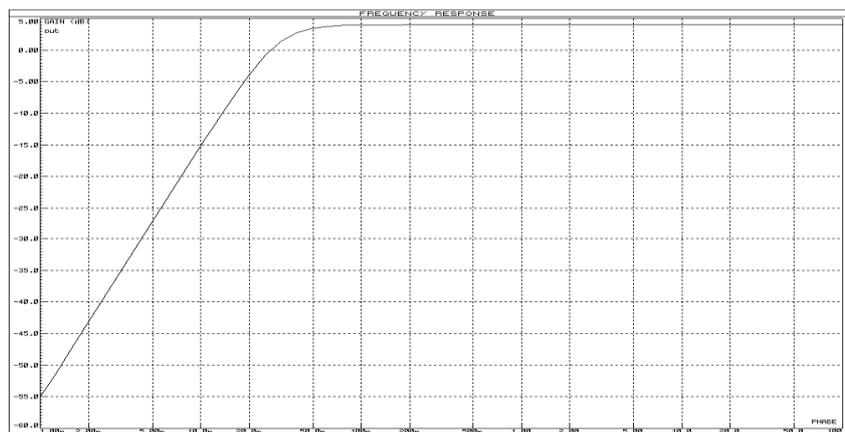


Fig 3.8 : Réponse fréquentielle du filtre passe haut actif

3.2.2.2 Filtre passe basse actif

Pour les signaux de haute fréquence on a utilisé un filtre analogique passe bas actif de même structure et caractéristique que la première, cette dernière leur fréquence de coupure est $f_c=106.2 \text{ Hz}$ va nous permet d'atténuer l'amplitude des signaux inutiles de haute fréquence sans modifier le comportement se signale qui porte l'information clinique, le schéma utilisé est représenté au-dessous :

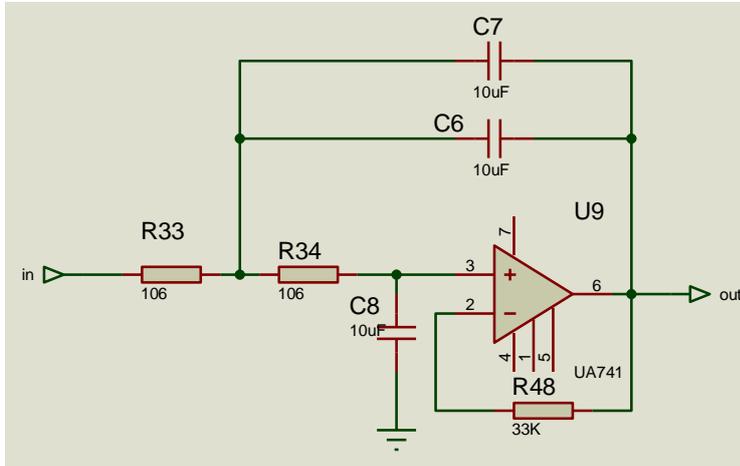


Fig 3.9 : Schéma électrique d'un filtre passe basse actif

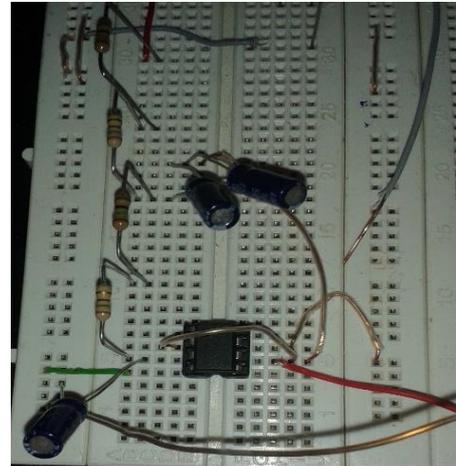


Fig 3.10 : Filtre passe basse actif réaliser sur plaque d'essai

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1R_2C_1(C_2+C_3)}} \dots\dots(16)$$

$$\Rightarrow f_c = 106.2 \text{ Hz}$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi R\sqrt{C_1(C_2 + C_3)}} \dots\dots(17).$$

$$R_1 = R_2 = 106\Omega \quad C_1 = C_2 = C_3 = 10\mu F$$

La réponse fréquentielle de notre filtre est représentée graphiquement dans la figure (57) suivante :

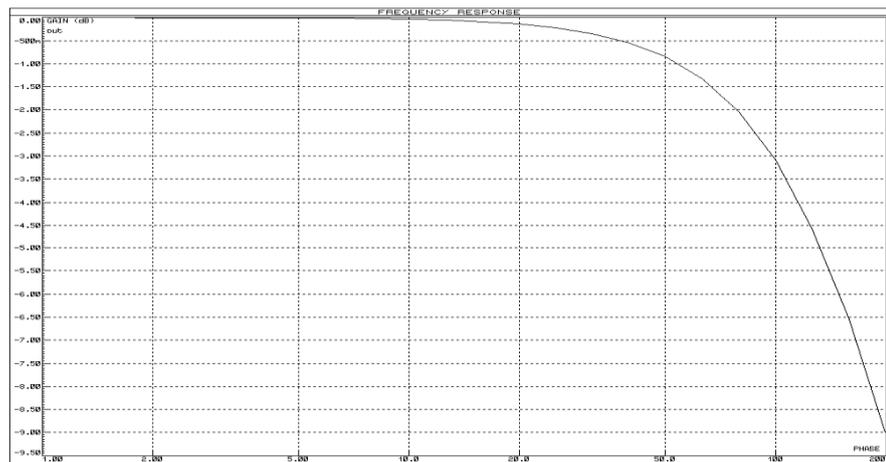


Fig 3.11 : Réponse fréquentielle du filtre passe basse actif

Le circuit intégré utilisé dans les deux filtres c'est l'**UA741**, il est caractérisé par :

- Un gain élevé.
- Une large gamme de tensions de fonctionnement.
- Un réseau de compensation interne (6 dB / octave).
- stabilité dans les circuits en boucle fermée.

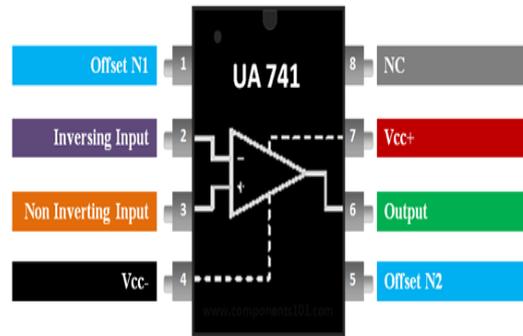


Fig 3.12 : Branchement d'UA741

3.2.2.3 Filtre réjecteur

Le bruit du secteur il a une fréquence de **50 Hz**, pour un signal le plus net possible il faut éjecter ce bruit, pour cela on a utilisé un filtre numérique de deuxième ordre et de type butterworth sur MATLAB qui rejete cette fréquence depuis le signal électrocardiogramme qu'été digitalisé et enregistré.

Comme la figure (59) montre, ce filtre est de bonne réponse fréquentielle, leur Bande coupant allé de $f_{c1}=47.2$ Hz jusqu'à $f_{c2}= 52.4$ Hz, avec une sélectivité importante. Ce filtre donne à nous plusieurs avantages tels que la simplicité des circuits du système à réaliser ainsi que leur grande performance en matière de fonctionnement, la réduction de coût et minimisait les erreurs dues à la tolérance des composants électroniques utilisés.

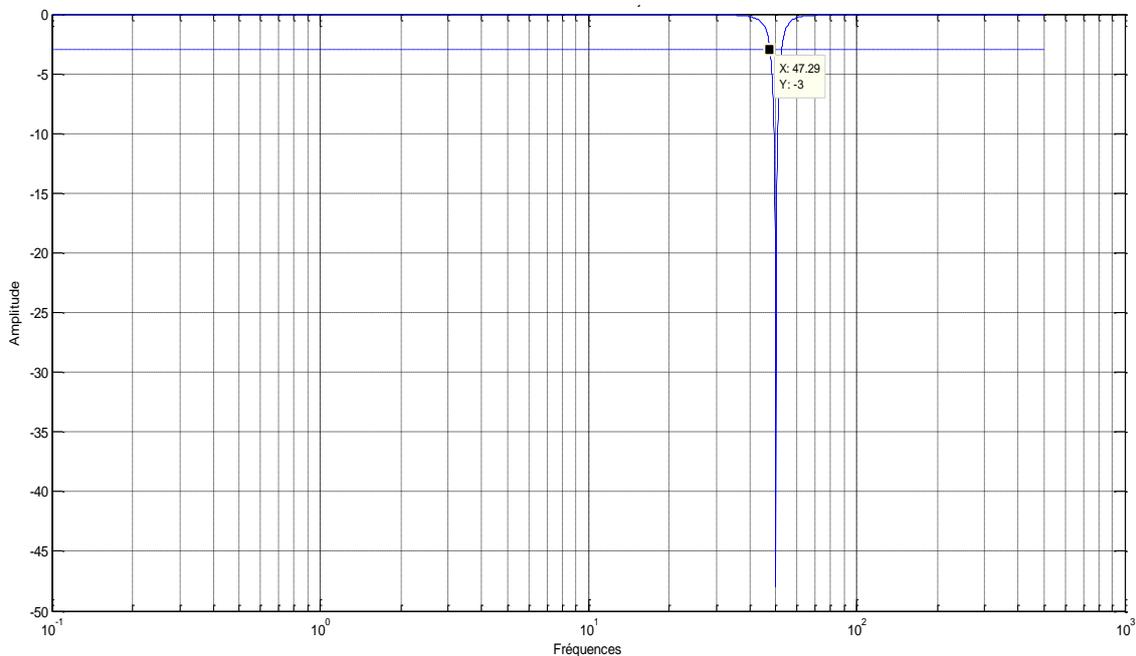


Fig 3.13 : Visualisation de la réponse fréquentiel du filtre réjecteur

3.3 Amplification

Après le filtrage, le signal obtenu nécessite une amplification pour qu'elle doit être prêt pour la phase de la digitalisation qui suite, pour cela on a utilisé un amplificateur non inverseur réalisé à base d'un des amplificateurs opérationnelles du circuit intégré **TL084** selon le schéma suivant :

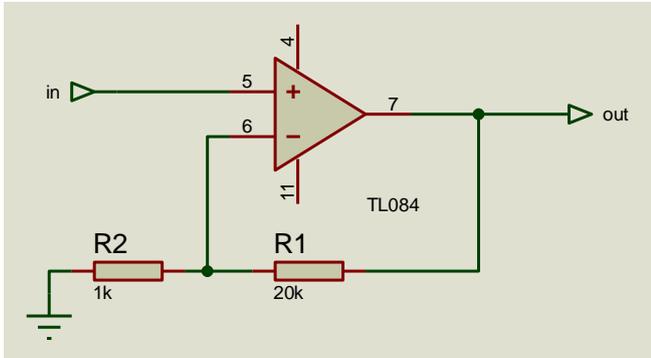


Fig 3.14 : Schéma d'un amplificateur non-inverseur

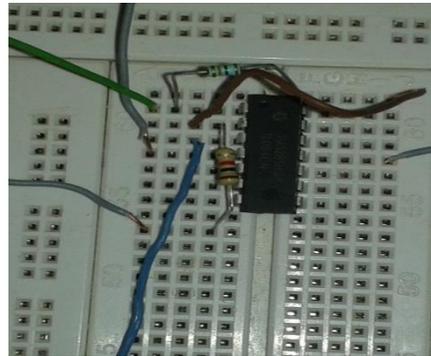


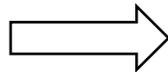
Fig 3.15 : Un amplificateur non-inverseur réalisé sur plaque d'essai

Le gain utilisé est 21, on le calcule comme suite :

$$G = 1 + \left(\frac{R1}{R2}\right) \dots\dots(9).$$

$$R2 = 1K\Omega$$

$$R1 = 20K\Omega$$



$$G = 21$$

Le bon fonctionnement de notre amplificateur réalisé est assuré par un test pratique, on injecte à leur entrer non inverseur un signal de 20 mvs (crêt à crêt) en amplitude, et on obtient en sortie un signal avec une amplitude égale à 400 mvs (crêt à crêt), comme il montre cette figure () ;

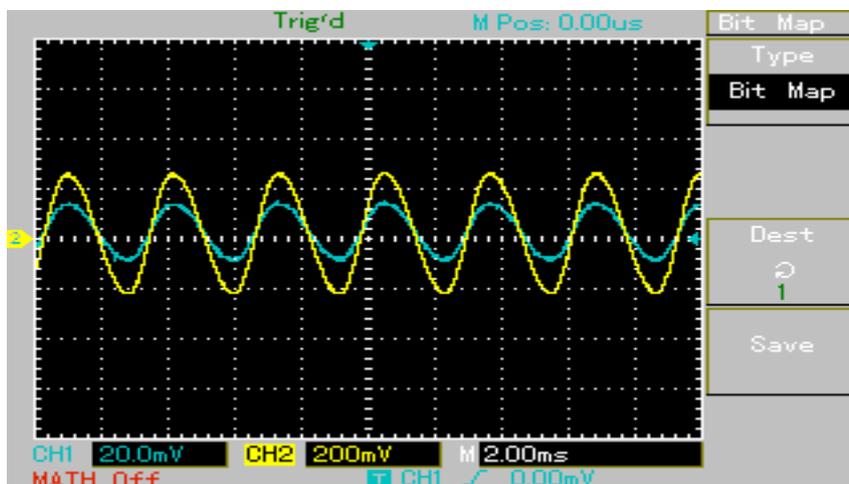


Fig 3.16 : Test de fonctionnement de

3.4 Circuit d'offset

C'est le dernier étage dans la conception de notre électrocardiogramme, il est utilisé pour décaler le signal détecté avant d'arriver à l'entrée de la carte Arduino, car cette dernière prend en compte que les signaux qui comprennent entre $0V$ et $5V$ pour les digitaliser par leur convertisseur analogique numérique « CAN », connaissant que notre signal est bipolaire, il faut donc ajouter un composant continu pour le décaler, utilisant un potentiomètre pour ajuster ce composant.

Ce circuit est plus simple qu'un additionneur, réalisé à base d'un des amplificateurs opérationnels de **TL084**, avec un gain d'amplification égale à $G=1$, d'où la sortie est : $V_s=V_1+V_2$

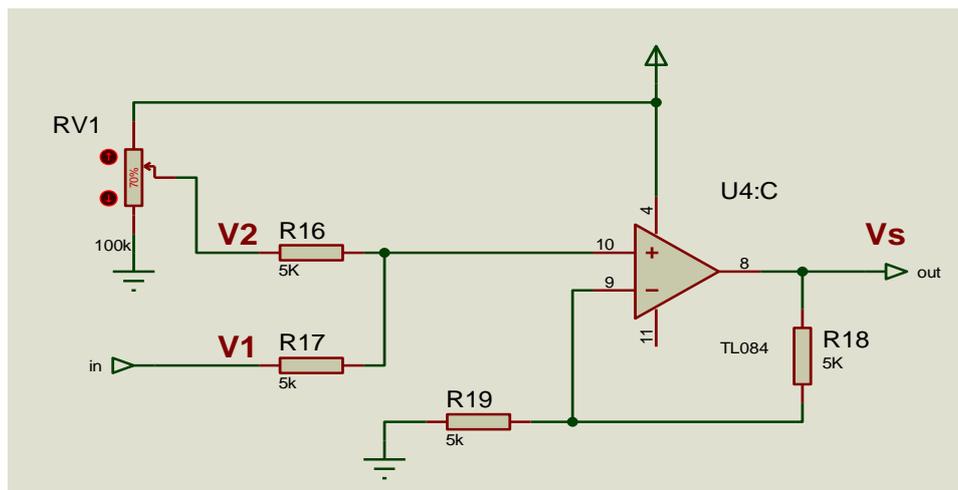


Fig 3.17 : Circuit d'offset

3.5 Circuits de protection

La protection est un point essentiel dans tous les systèmes qui utilisent l'énergie électrique dans leur fonctionnement, et tant que notre système inclus dans cette catégorie et entre en contact direct avec le sujet, donc on est obligé d'assurer la sécurité du système lui-même ainsi que du sujet.

3.5.1 circuit limiteur

On a utilisé un circuit limiteur à partir des diodes en opposition pour protéger le système contre les hautes tensions qui peuvent circuler à travers les électrodes et présentent un risque d'endommager les composants de la chaîne d'acquisition qui suit.

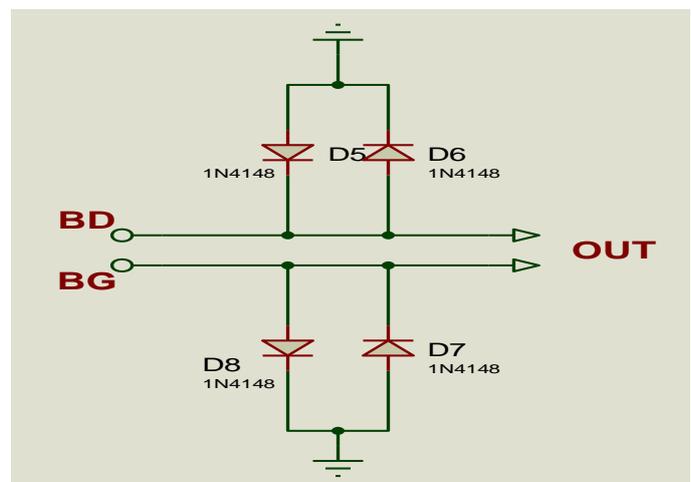


Fig 3.18 : Schéma de Circuit limiteur

(BD : bras droit, BG : bras gauche)

3.5.2 Circuit de l'électrode du pied droit

Notre sujet n'est pas relié directement vers la terre, mais à travers un circuit d'électrode de pied droit, cette électrode est connectée à un amplificateur auxiliaire, la tension en mode commun est détecté par les deux résistances «RA», cette tension puis ça va être inversé par l'amplificateur auxiliaire et réinjecter vers le corps du sujet par l'électrode de pied droit.

Cette tension négative crée un effet de compensation avec la tension en mode commun qui limite celle-ci à des valeurs inférieures, lors d'une tension anormale apparaît entre le patient et la terre due au courant de fuite, l'amplificateur auxiliaire se sature et isole le patient de la terre.

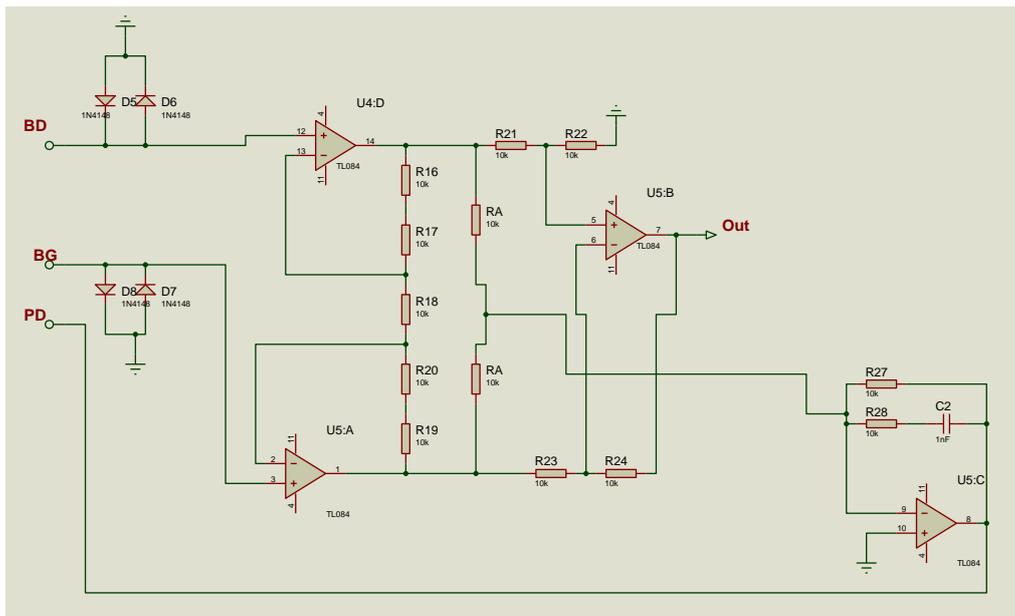


Fig 3.19 : Schéma de Circuit d'électrode de pied droit

(BD : bras droit, BG : bras gauche, PD : pied droit)

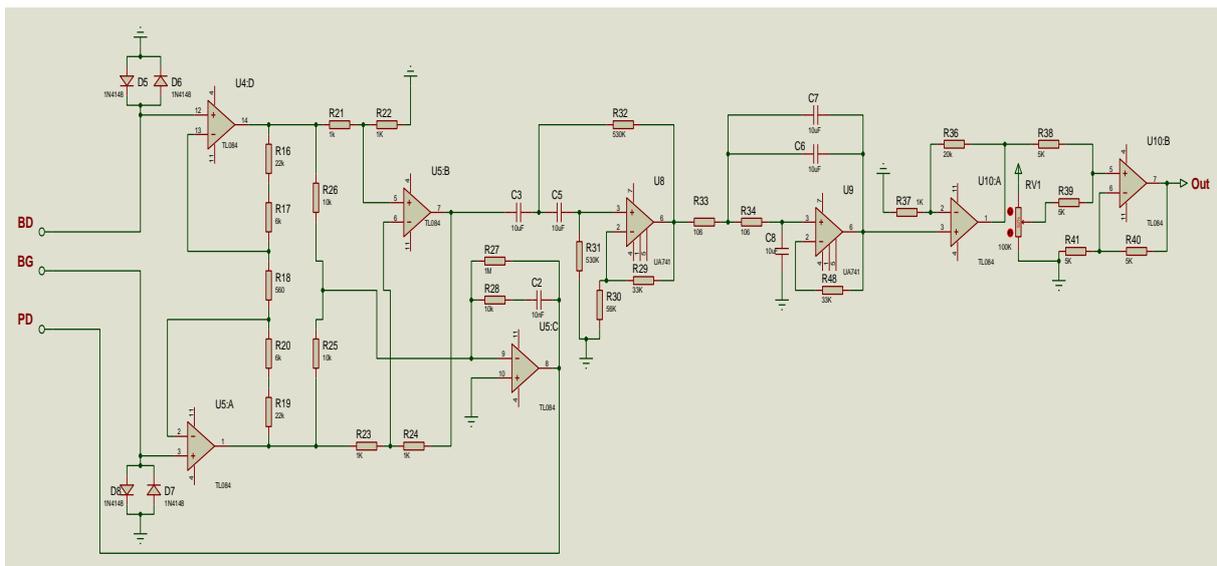


Fig 3.20 : Schéma du circuit d'Electrocardiogramme réalisé

(BD : bras droit, BG : bras gauche, PD : pied droit)

3.6 Le Phonocardiogramme

3.6.1 Le microphone

Le microphone utilisé dans ce travail est un microphone à électrets (ECM : Electret Condenser Microphone), nécessite généralement une tension DC comprise entre +4 et +10 V. Cette tension alimente le microphone à travers une résistance dont sa valeur est comprise entre 1 à 10 K.

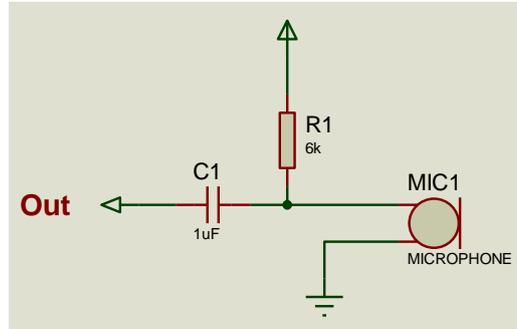


Fig 3.21 : Schéma du circuit de conditionnement de microphone

Ce microphone été inséré dans la tubulure d'un stéthoscope pour acquérir les bruits cardiaque.

3.6.2 L'amplification

Puisque notre signal PCG détecté est d'ordre de quelques millivolts, on a réalisé un amplificateur utilisant le **TL081**, avec un gain de :

$$G = 1 + \frac{R2}{R1} \dots \dots (9).$$

$$G = 1 + \frac{10^6}{10^4}$$

$$G = 101.$$

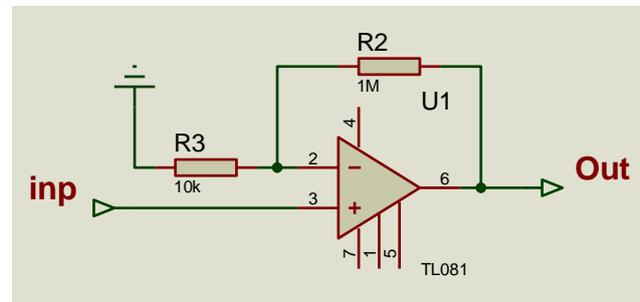


Fig 3.22: Amplificateur de signal PCG

Les caractéristiques de **TL081** sont :

- Faible coût, une vitesse de balayage rapide.
- une tension de décalage d'entrée ajustée en interne (technologie BI-FET IITM).
- nécessite un faible courant d'alimentation.
- bande passante important.

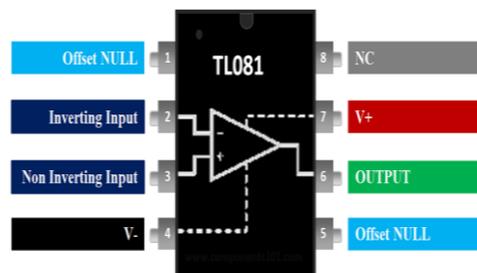


Fig 3.23: Branchement de TL081

3.6.3 Le filtrage

L'étage du filtrage est constitué d'un filtre passe bas passif du premier ordre et d'un filtre passe haut actif du deuxième ordre, avec une structure de «Sallen&Key ».

La figure (70) représente le filtre passe basse réaliser.

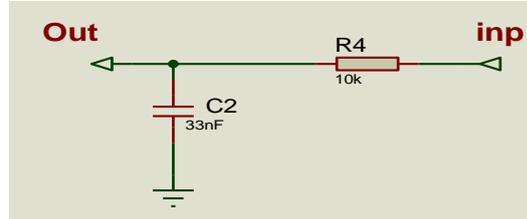


Fig 3.24 : Filtre passe basse passif pour le signal PCG

La fréquence de coupure de ce filtre est : $f_c = \frac{1}{2\pi * R4 * C2} \dots (18)$

Nous avons choisi R4= 10 K Ω et C2= 33 nF. $f_c = \frac{1}{2 * 3.14 * (10 * 10^3) * (33 * 10^{-9})}$
 $f_c = 482.53 \text{ Hz}$

La réponse fréquentielle du filtre est représentée ci-dessous :

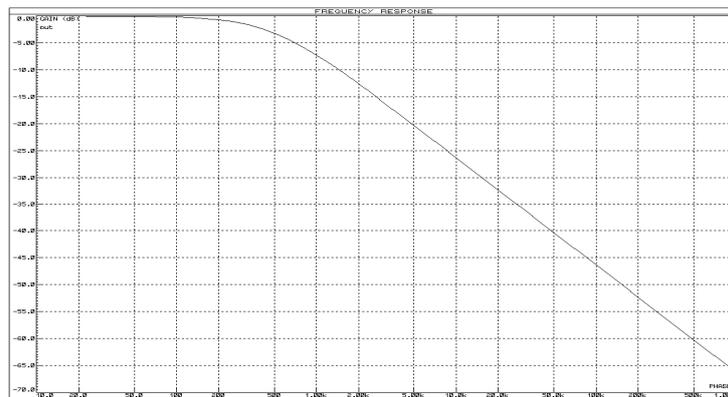


Fig 3.25: Réponse fréquentielle du filtre passe basse passif réaliser

La figure (72) représente le filtre passe haut réaliser :

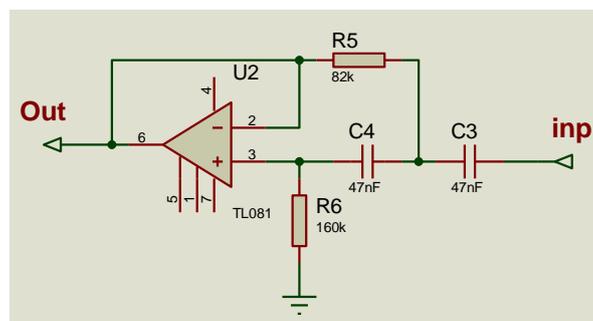


Fig 3.26 : Filtre haut actif pour le signal PCG

La fréquence de coupure de ce filtre est :

$$f_c = \frac{1}{2\pi C\sqrt{R_5R_6}} \dots (19).$$

Nous avons choisi : $C_3 = C_4 = C = 47\text{nF}$. Et $R_5 = 82\text{K}\Omega$ $R_6 = 160\text{K}\Omega$.

$$f_c = \frac{1}{2 * 3.14 * 47 * 10^{-9} \sqrt{160 * 82 * 10^3}}$$

$$f_c = 29.57 \text{ Hz}$$

La réponse fréquentielle de ce filtre est la suivant :

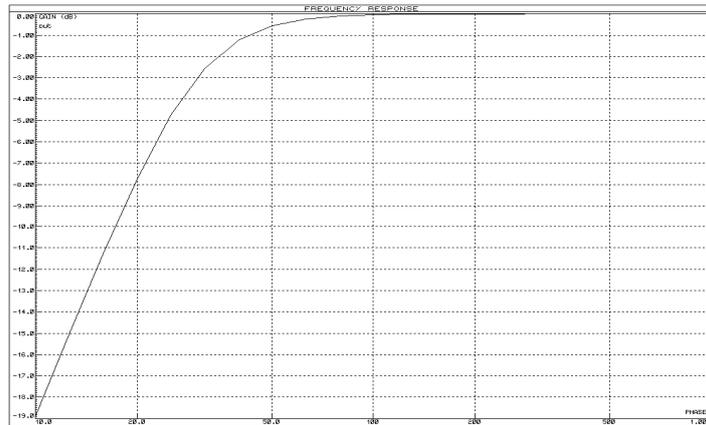


Fig 3.27: Réponse fréquentielle du filtre passe haut actif réalisé

- Concernant le décalage de signal PCG obtenu, le même circuit d'offset de l'électrocardiogramme est mise en œuvre pour faire décaler les signal PCG, ce décalge est ajuster par un potentiomètre.

La collection de ces blocs va nous reflétez notre système qui sert à la détection et la mise en forme de signal phonocardiogramme, cette figure (74) montre le schéma sur lequel on a basé afin d'atteindre ce but :

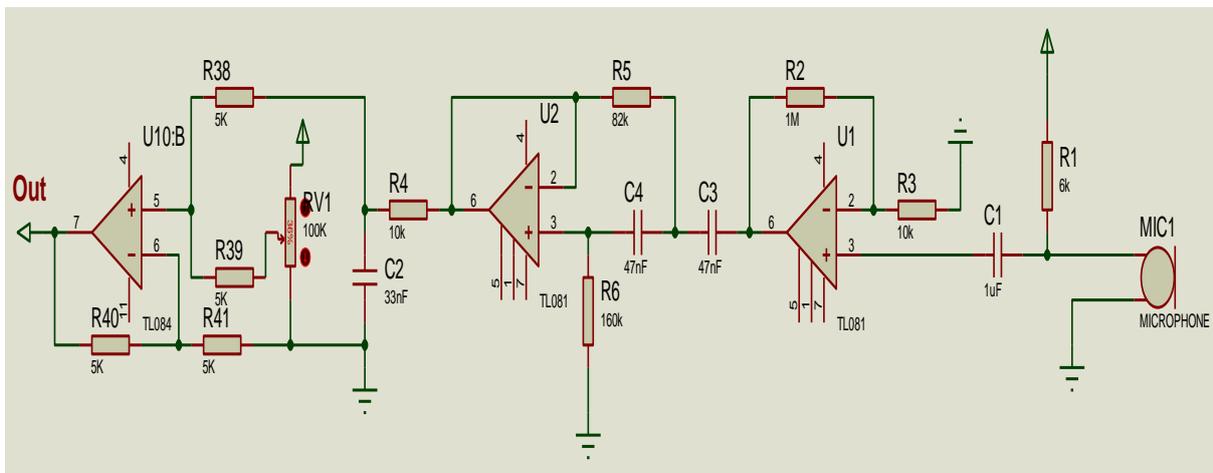


Fig 3.28 : Schéma de phonocardiogramme réalisé

Le teste de fonctionnement de montage final donne le résultat indiqué par la figure (75) ci-dessous :

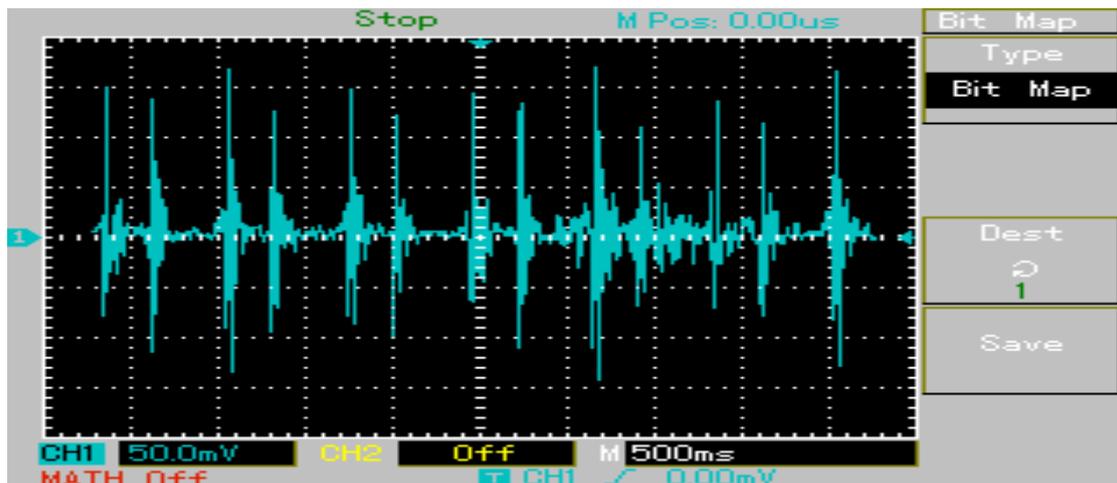


Fig 3.29 : Signa phonocardiogramme obtenu

3.7 Proteus

La dernière étape dans le processus de réalisation est le circuit imprimé, pour cela, les outilles informatique sont le meilleur moyen utilisé.

Ils donnent la possibilité de dessiné les schémas électriques, fait une simulation des circuits électroniques avec des paramètres le plus proche possible à la réalité et surtout leur grand soutient dans la conception et la fabrication des circuits imprimés.

Le logiciel Proteus est l'un de ces outilles, éditée par la société «*LabcenterElectronics*», très utilisé par des professionnels ou des amateurs pour la conception des systèmes électronique simple ou complexe, ainsi que le teste des codes de programmation pour différentes micro-processeurs. Il possède deux environnements de développement :

3.7.1 ISIS

C'est l'un des deux environnements de développement sur Proteus, sert à la création et la simulation des circuits électroniques. Cette figure (76) montre l'ensemble de ces sections :

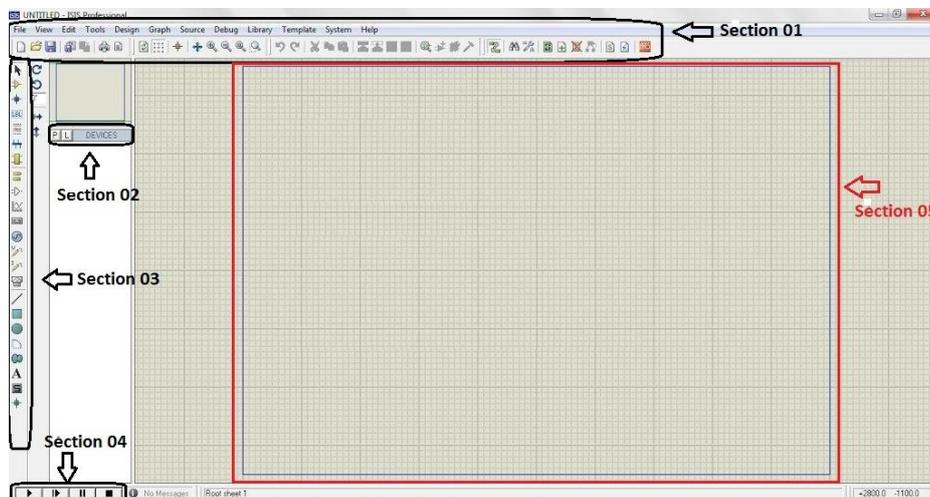


Fig 3.30 : Les différentes sections de l'ISIS

- **Section 01** : C'est une barre d'outils, contient des simples fonctionnalités tel que la création des nouvelles mise en page ou l'ouvrir une page déjà existé, des icônes pour le zoom et le sauvegarde des projets.
- **Section 02** : contient deux boutons, le Botton « P » pour accéder à la liste des composantes et le Botton « E » pour éditer les propriétés et les caractéristiques de n'importe quelle composante.
- **Section 03** : rassemble les outils nécessaires dans la mesure, l'alimentation, et la conception des circuits et les sub-circuits plus d'autres modules graphiques.
- **Section 04** : comporte un nombre de quatre boutons, utilisé pour lancer ou arrêter la simulation, ou bien faire un pause.
- **Section 05** : une zone encadrée par un contour bleu, c'est là où on met les différents éléments électroniques afin de relier entre eux pour former un système électronique.

3.7.2 ARES

Lorsque le système électronique est fini sur « **ISIS** » assurant leur fiabilité en terme de fonctionnement et de réponse à les besoins de fabrication, il passe vers le deuxième environnement qui s'appelle « **ARES** », celle-ci donne divers opportunités et en plein performance technique pour réaliser un circuit imprimé sur le quelle les composantes électroniques sera fixé.

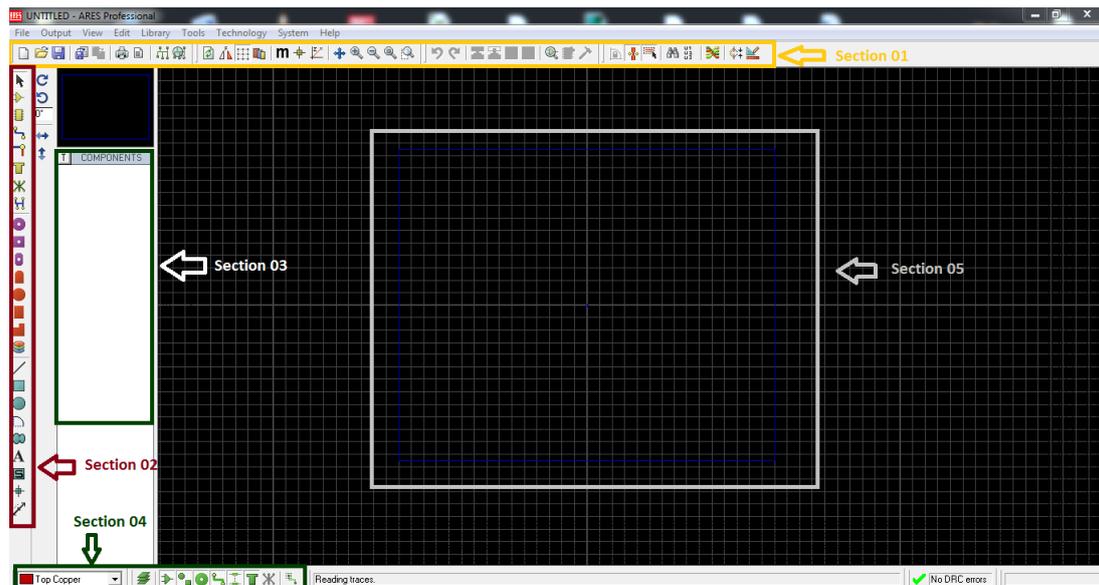


Fig 3.31 : Les différentes sections de l'ARES

- **Section 01** : Comme tous les logiciels, l'ARES contient une barre des tâches sert à faciliter la conception des circuits imprimés, tel que les icones pour ajuster les plans de travail, routeur automatique, contrôleur des règles de connectivité et d'autre.
- **Section 02** : plusieurs fonctionnalités tel que : Mode de piste, Mode des trous et leur forme,...etc.
- **Section 03** : là où les composantes utilisé dans ISIS pour créer le circuit sera apparisses afin de les réutiliser dans la conception de circuit imprimé.
- **Section 04** : utilisé pour sélectionner entre les différentes couches utilisées.
- **Section 05** : Zone de travail.

Alors, s'appuyant sur ce qui précède on a obtenu les résultats suivants :

→ Pour l'électrocardiogramme :

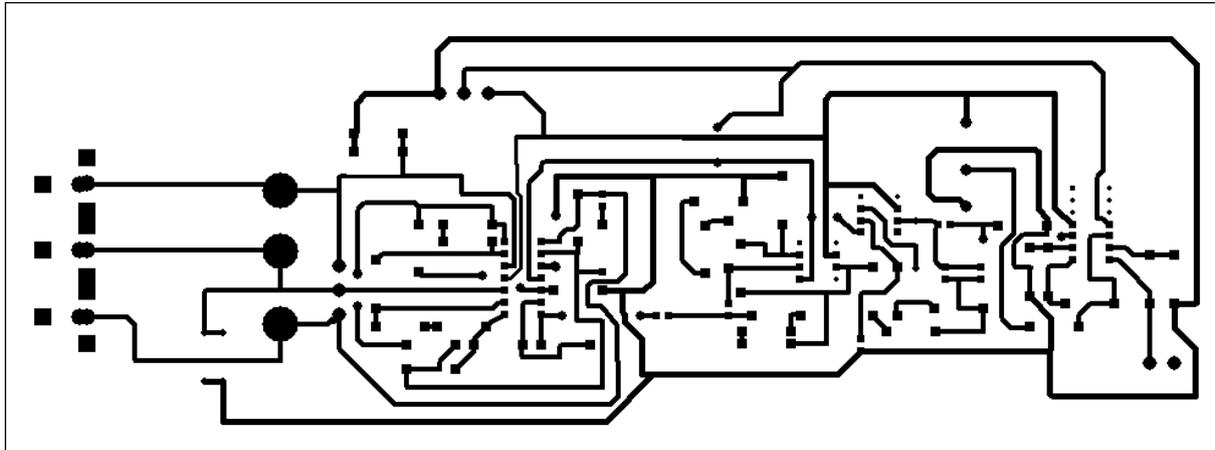


Fig 3.32: Circuit imprimé de l'électrocardiogramme

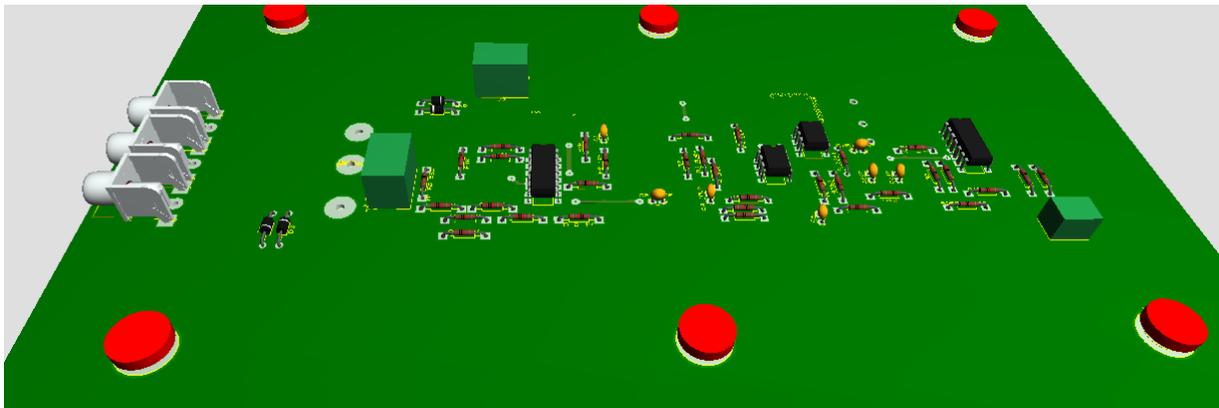


Fig 3.33 : Visualisation en 3D du circuit de l'électrocardiogramme

→ Pour le phonocardiogramme :

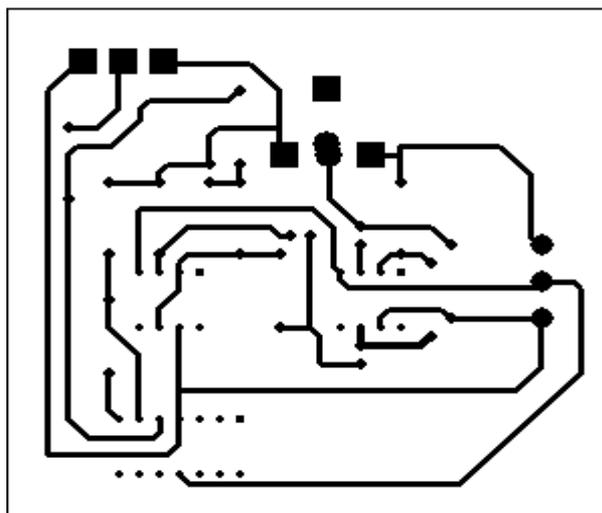


Fig 3.34: Circuit imprimé de Phonocardiogramme

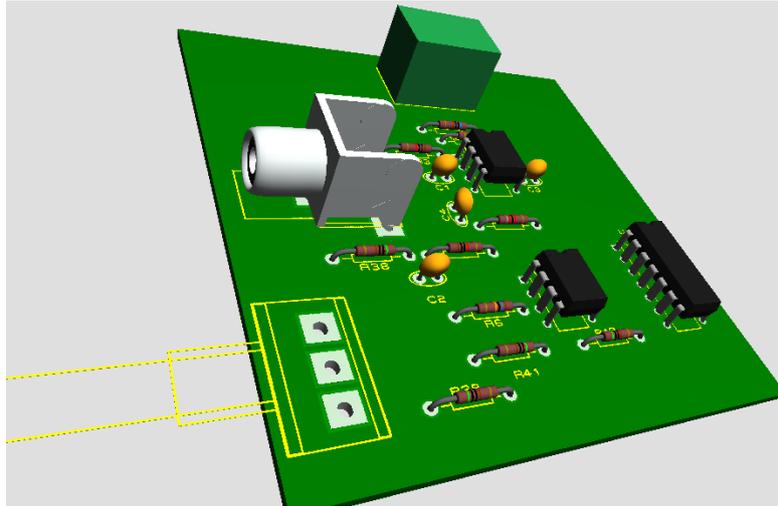


Fig 3.35: Visualisation en 3D du circuit de Phonocardiogramme

Conclusion

Ce chapitre présente une description en détail de toutes les étapes et les moyens nécessaires afin de fabriquer notre système qui nous permet de détecter et afficher deux grandeurs physiologiques : l'une est d'origine bioélectrique, l'autre est mécanique que sont l'électrocardiogramme et le phonocardiogramme respectivement.

Les blocs de notre système passent par une phase de simulations en premier lieu utilisant des outils informatique, puis d'autres tests pratiques où les résultats sont montrés précédemment dans ce chapitre, arrivant à la conception des circuits imprimés.

L'étape à suivre pour finaliser ce travail est la réalisation en laboratoire du circuit imprimé CI et la soudure des composants électroniques.

Conclusion général

L'Electrocardiogramme et le phonocardiogramme sont deux signaux vitaux dans l'exploration cardiovasculaire, car ils sont effectués sur le cœur qui représente l'élément le plus essentiel dans ce système.

Les deux examens sont non-invasifs, simple à faire sans aucunes douleurs et en absence des effets secondaires, moins coûteux.

L'avantage de les utiliser en simultané est de faire une double exploration du même organe « le cœur », sur deux plans « électrique et mécanique ».

Le travail présenté consiste à réaliser un système qui détecte à la fois le signal électrocardiogramme et le phonocardiogramme en même temps et qui permette par la suite de faire une étude pour clarifier la corrélation entre ces deux signaux.

L'étude réalisée dans ce projet porte sur l'étude des principaux circuits électroniques pour la conception d'un tel dispositif médical. Les signaux physiologiques détectés par ces dispositifs sont extrêmement sensibles à diverses sources de bruit. Afin de garantir la bonne conception et la mise en forme de ces signaux, nous avons suivi deux étapes fondamentales. La première étape concerne la conception et la réalisation des capteurs biomédicaux pour obtenir la meilleure détection. La deuxième étape consiste à mise en forme de ces signaux en termes d'amplification et de filtrage, puis à la fin l'acquisition digitale conçue au tour de la carte universelle Arduino.

Pour la continuité et l'amélioration de ce travail, il est important que la partie capteur soit développée et amélioré considérablement pour la détection du signal PCG.

La partie traitement numérique du signal peut être explorée pour améliorer la qualité de ce projet en utilisant le filtrage numérique les algorithmes de calcul pour extraire automatiquement plusieurs paramètres utiles dans le diagnostic médical.

Références

- [1] <http://www-sop.inria.fr/epidaure/FormerCollaborations/ultrasons3D/anatomie.html> consulté le 22 février 2020
- [2] http://campus.cerimes.fr/cardiologie-et-maladies-vasculaires/enseignement/cardio_1/site/html/1.html consulté le 22 février 2020.
- [3] <https://sante.journaldesfemmes.fr/fiches-maladies/2553740-extrasystole-auriculaire-ventriculaire-ecg-danger/> consulté le 28 mars 2020.
- [4] <https://fr.my-ekg.com/generalites-ecg/derivations-ecg.html> consulté le 03 Avril 2020
- [5] <https://lookformedical.com/fr/search/d%C3%A9rivation-cardiaque-droite> consulté le 17 février 2020
- [6] <http://villeminegerard.free.fr/GeomLAV/Triangle/Types/TrgType.htm> consulté le 20 février 2020.
- [7] https://www.ednes.com/ecg_ex/phyder4.htm consulté le 05 mai 2020.
- [8] Sende.J «**Guide pratique ECG**», Paris : Estern, Année 2003, disponible sur : «<https://ecglic.fr/wp-content/uploads/2017/11/Realisation-ECG.pdf> ».
- [9] MEZIANE TANI Assia et TALEB Asma «**CONCEPTION ET REALISATION D'UNE CARTE DE MISE EN FORME DE BRUITS CARDIAQUES** », Université de Tlemcen, Tlemcen, Année 2013, Master en génie biomédical, disponible sur : « <http://dSPACE.univ-tlemcen.dz/bitstream/112/11100/1/Ms.EBM.Meziane%20Tani%2BTaleb.pdf> »
- [10] <https://www.larousse.fr/encyclopedie/medical/phonocardiographie/15342> consulté le 26 mars 2020.
- [11] BOUZID Asma et CHERGUI Ahlem « **CARTE ELECTRONIQUE DE MISE EN FORME ET D'ACQUISITION DES SIGNAUX PHONOCARDIOGRAPHIQUES THORACIQUES** », Université de Tlemcen, Tlemcen, Année 2016, Master en génie biomédical, disponible sur : « <http://dSPACE.univ-tlemcen.dz/bitstream/112/10745/1/Ms.EBM.Bouزيد%2BChergui.pdf> ».
- [12] HAMZA Mounir et ZIANI Cherif Selmen «**ETUDE ET REALISATION D'UN STETHOSCOPE ELECTRONIQUE**», Université de Tlemcen, Tlemcen, Année 2013, Master en génie biomédical, disponible sur : «<http://dSPACE.univ-tlemcen.dz/bitstream/112/6217/1/Mast.GBM.Hamza%2BZiani-Cherif.pdf> ».
- [13] Mohammed Amine MAHYAOUI « **Étude et Réalisation D'un Stéthoscope Électronique Sans Fil** », Université de Tlemcen, Tlemcen, Année 2018, Master en génie biomédical, disponible sur : «<http://dSPACE.univ-tlemcen.dz/bitstream/112/13228/1/Mahyaoui%20mohamed%20amine.pdf> ».
- [14] <https://studylibfr.com/doc/7960299/m-aster-en-genie-biomedical--d%C3%A9tection-des-bruits-b1et-b2...> consulté le 8 mars 2020
- [15] <https://studylibfr.com/doc/6727069/phonocardiographie-et-bruits-cardiaques> consulté le 02 Avril 2020.
- [16] MAROUF Nour El Houda et MAHAMDAOUI Djamilia «**Étude et réalisation d'un système pour la détection des signaux ECG et PCG** », Université de Tlemcen, Tlemcen, Année 2018, Master en génie biomédical, disponible sur : « <http://193.194.71.234/bitstream/112/13167/1/Ms.GBM.Marouf%2BMahamdaoui.pdf> ».
- [17] MOSTEFAI Meryem « **Détection des bruits B1 et B2 de signal Phonocardiogramme (PCG)** », Université de Tlemcen, Tlemcen, Année 2016, Master en génie biomédical, disponible sur : «<http://dSPACE.univ-tlemcen.dz/bitstream/112/10063/1/MS.GBM.Mostefai.PDF.pdf> ».
- [18] BENABDALLAH Hadjer « **La réalisation d'une interface graphique pour le traitement du degré de sévérité des signaux PCG « sténose aortique » en télémédecine** », Université de Tlemcen, Tlemcen,

Année 2016, Master en génie biomédical, disponible sur : «<http://dspace.univ-tlemcen.dz/bitstream/112/10792/1/Ms.EBM.Benabdallah.pdf> ».

[19] <https://slideplayer.fr/slide/4249558/> consulté le 02 Avril 2020.

[20] MEZIANI Fadia «**Analyse du degré de sévérité pathologique des signaux phono cardiogrammes (PCGs) par application des transformées d'ondelettes**», », Université de Tlemcen, Tlemcen, Année 2013, Thèse de Doctorat Spécialité : ELECTRONIQUE BIOMEDICAL, disponible sur : «<https://docplayer.fr/58772729-These-de-doctorat-analyse-du-degre-de-severite-pathologique-des-signaux-phono-cardiogrammes-pcgs-par-application-des-transformees-d-ondelettes.html> ».

[21] <https://forums.futura-sciences.com/electronique/274176-composants-actifs-passifs.html> consulté le 17 mai 2020.

[22] https://fr.wikipedia.org/wiki/Fr%C3%A9quence_de_coupure consulté le 17 mai 2020.

[23] https://fr.wikipedia.org/wiki/Filtre_passe-bande consulté le 01 mars 2020.

[24] <https://fastoche.pagesperso-orange.fr/AmplificateurOperationnel/amplificateuroperationnel.htm> consulté le 06 Avril 2020.

[25] <http://couelectr.free.fr/AOP/COURS.HTM> consulté le 29 Avril 2020.

[26] <http://www.bedwani.ch/electro/ch9/> consulté le 04 mars février 2020.

[27] <http://www.elektronique.fr/cours/AOP/aop-cours.php> consulté le 10 mai 2020.

[28] <https://www.mediprostore.com/fonctionnement-stethoscope> consulté le 10 mai 2020.

[29] <https://vk.com/wall-176684780?own=1> consulté le 13 février 2020.

[30] Abdellaoui Rim et Siguerdjidjene karima « **Conception et réalisation d'un phonocardiogramme** », Université de Tlemcen, Tlemcen, Année 2019, Master en génie biomédical, disponible sur : «<http://dspace.univ-tlemcen.dz/bitstream/112/14754/1/Ms.GBM.Abdellaoui%2BSiguerdjidjene.pdf> ».

[31] Boudejllal Houssam et Moussali Abdelaziz « **REALISATION D'UNE CARTE DE MISE EN FORME DE SIGNAL PHONOCARDIOGRAMME (PCG)** », », Université de Tlemcen, Tlemcen, Année 2017, Master en génie biomédical, disponible sur : « <http://dspace.univ-tlemcen.dz/bitstream/112/10622/1/Ms.EBM.Boudjellal%2BMoussali.pdf> ».

[32] <https://www.ionos.fr/digitalguide/sites-internet/developpement-web/code-binaire/> consulté le 13 février 2020.

[33] <http://www.satlinux.net/search/label/Arduino> consulté le 25 Avril 2020.

Annex

UA741

1. Specifications

1.1 Absolute Maximum Ratings

Over virtual junction temperature, range (unless otherwise noted)⁽¹⁾

MIN MAX	UNIT			
Supply voltage, $V_{CC(2)}$	$\mu A741C$	-18 18	V	
Differential input voltage, $V_{ID(3)}$	$\mu A741C$	-15 15	V	
Input voltage, V_I (any input) ⁽²⁾⁽⁴⁾	$\mu A741C$	-15 15	V	
Voltage between offset null (either OFFSET N1 or OFFSET N2) and V_{CC-}	$\mu A741C$	-15 15	V	
Duration of output short circuit ⁽⁵⁾	Unlimited			
Continuous total power dissipation	See Thermal Information			
Case temperature for 60 seconds	$\mu A741C$	N/A N/A	°C	
Lead temperature 1.6 mm (1/16 inch) from case for 60 seconds	$\mu A741C$	N/A N/A	°C	
Lead temperature 1.6 mm (1/16 inch) from case for 10 seconds	D, P, or PS package	$\mu A741C$	260	°C
Operating junction temperature, T_J	150	°C		
Storage temperature range, T_{sig}	$\mu A741C$	-65 150	°C	

(1) Stresses beyond those listed under *Absolute Maximum Ratings* may cause permanent damage to the device. These are stress ratings only and functional operation of the device at these or any other conditions beyond those indicated under *Recommended Operating Conditions* is not implied. Exposure to absolute-maximum-rated conditions for extended periods may affect device reliability.

(2) All voltage values, unless otherwise noted, are with respect to the midpoint between V_{CC+} and V_{CC-} .

(3) Differential voltages are at $IN+$ with respect to $IN-$.

(4) The magnitude of the input voltage must never exceed the magnitude of the supply voltage or 15 V, whichever is less.

(5) The output may be shorted to ground or either power supply

1.2 Recommended Operating Conditions

MIN MAX	UNIT		
V_{CC+} Supply voltage V_{CC-}	5 15	V	
-5 -15			
TA Operating free-air temperature	$\mu A741C$	0 70	°C

1.3 Thermal Information

THERMAL METRIC ⁽¹⁾	$\mu A741$	UNIT		
D (SOIC)	P (PDIP)	PS (SO)		
8 PINS	8 PINS	8 PINS		
R θ JA Junction-to-ambient thermal resistance	129.2	87.4	119.7	°C/W
R θ JC(top) Junction-to-case (top) thermal resistance	73.6	89.3	66	°C/W
R θ JB Junction-to-board thermal resistance	72.4	64.4	70	°C/W
ψ JT Junction-to-top characterization parameter	25.9	49.8	27.2	°C/W

ψJB Junction-to-board characterization parameter	71.7	64.1	69	°C/ W
--	------	------	----	----------

- (1) For more information about traditional and new thermal metrics, see the [Semiconductor and IC Package Thermal Metrics](#) application report.

1.4 Electrical Characteristics: μA741C

At specified virtual junction temperature, $V_{CC\pm} = \pm 15$ V (unless otherwise noted)

PARAMETER	TEST CONDITIONS(1)	MIN TYP MAX	UNIT
V _{IO} Input offset voltage	V _O = 0	25°C	1 6
Full range	7.5		mV
ΔV _{IO(adj)} Offset voltage adjust range	V _O = 0	25°C	±15
I _{IO} Input offset current	V _O = 0	25°C	20 200
Full range	300		nA
I _{IB} Input bias current	V _O = 0	25°C	80 500
Full range	800		nA
V _{ICR} Common-mode input voltage range	25°C	±12 ±13	V
Full range	±12		
V _{OM} Maximum peak output voltage swing	R _L = 10 kΩ	25°C	±12 ±14
R _L ≥ 10 kΩ	Full range	±12	
R _L = 2 kΩ	25°C	±10	
R _L ≥ 2 kΩ	Full range	±10	
A _{VD} Large-signal differential voltage amplification	R _L ≥ 2 kΩ	25°C	20 200
V _O = ±10 V	Full range	15	V/mV
r _i Input resistance	25°C	0.3 2	MΩ
r _o Output resistance	V _O = 0; see(2)	25°C	75
C _i Input capacitance	25°C	1.4	pF
CMRR Common-mode rejection ratio	V _{IC} = V _{ICRmin}	25°C	70 90
Full range	70		dB
k _{SVS} Supply voltage sensitivity (ΔV _{IO} /ΔV _{CC})	V _{CC} = ±9 V to ±15 V	25°C	30 150
Full range	150		μV/V
I _{OS} Short-circuit output current	25°C	±25 ±40	mA
I _{CC} Supply current	V _O = 0; no load	25°C	1.7 2.8
Full range	3.3		mA
P _D Total power dissipation	V _O = 0; no load	25°C	50 85
Full range	100		mW

- (1) All characteristics are measured under open-loop conditions with zero common-mode input voltage unless otherwise specified. Full range for the μA741C is 0°C to 70°C.
(2) This typical value applies only at frequencies above a few hundred hertz because of the effects of drift and thermal feedback.

1.5 Electrical Characteristics: μA741Y

At specified virtual junction temperature, $V_{CC\pm} = \pm 15$ V, $T_A = 25^\circ\text{C}$ (unless otherwise noted)(1)

PARAMETER	TEST CONDITIONS (2)	MIN TYP MAX	UNIT
V _{IO} Input offset voltage	V _O = 0	1 5	mV
ΔV _{IO(adj)} Offset voltage adjust range	V _O = 0	±15	mV
I _{IO} Input offset current	V _O = 0	20 200	nA
I _{IB} Input bias current	V _O = 0	80 500	nA
V _{ICR} Common-mode input voltage range	±12 ±13	V	
V _{OM} Maximum peak output voltage swing	R _L = 10 kΩ	±12 ±14	V
R _L = 2 kΩ	±10 ±13		
A _{VD} Large-signal differential voltage amplification	R _L ≥ 2 kΩ	20 200	V/mV
r _i Input resistance	0.3 2	MΩ	
r _o Output resistance	V _O = 0; see(1)	75	Ω
C _i Input capacitance	1.4	pF	
CMRR Common-mode rejection ratio	V _{IC} = V _{ICRmin}	70 90	dB
k _{SVS} Supply voltage sensitivity (ΔV _{IO} /ΔV _{CC})	V _{CC} = ±9 V to ±15 V	30 150	μV/V
I _{OS} Short-circuit output current	±25 ±40	mA	
I _{CC} Supply current	V _O = 0; no load	1.7 2.8	mA
P _D Total power dissipation	V _O = 0; no load	50 85	mW

- (1) This typical value applies only at frequencies above a few hundred hertz because of the effects of drift and thermal feedback.
- (2) All characteristics are measured under open-loop conditions with zero common-mode voltage unless otherwise specified.

1.6 Switching Characteristics: μA741C

Over operating free-air temperature range, $V_{CC\pm} = \pm 15\text{ V}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$ (unless otherwise noted)

PARAMETER	TEST CONDITIONS	MIN TYP MAX	UNIT
tr Rise time	$V_I = 20\text{ mV}$, $R_L = 2\text{ k}\Omega$ $C_L = 100\text{ pF}$; see Figure 1	0.3	μs
Overshoot factor	5%		
SR Slew rate at unity gain	$V_{CIL} = 10\text{ V}$, $C_L = 100\text{ pF}$; R_L see = 2 kFigure Ω 1	0.5	$\text{V}/\mu\text{s}$

1.7 Switching Characteristics: μA741Y

Over operating free-air temperature range, $V_{CC\pm} = \pm 15\text{ V}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$ (unless otherwise noted)

PARAMETER	TEST CONDITIONS	MIN TYP MAX	UNIT
tr Rise time	$V_I = 20\text{ mV}$, $R_L = 2\text{ k}\Omega$ $C_L = 100\text{ pF}$; see Figure 1	0.3	μs
Overshoot factor	5%		
SR Slew rate at unity gain	$V_{CIL} = 10\text{ V}$, $C_L = 100\text{ pF}$; R_L see = 2 kFigure Ω 1	0.5	$\text{V}/\mu\text{s}$

Typical Characteristics (continued)

Data at high and low temperatures are applicable only within the rated operating free-air temperature ranges of the various devices.

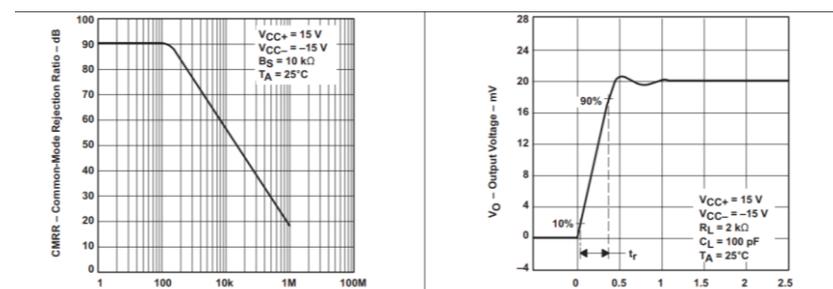
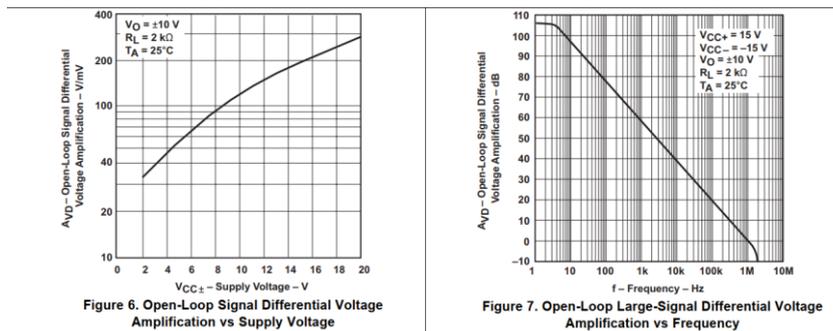


Figure 8. Commc

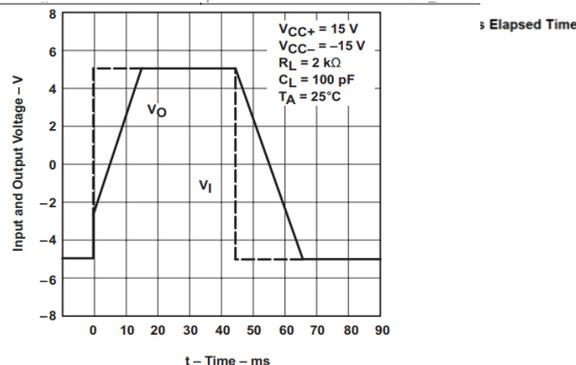
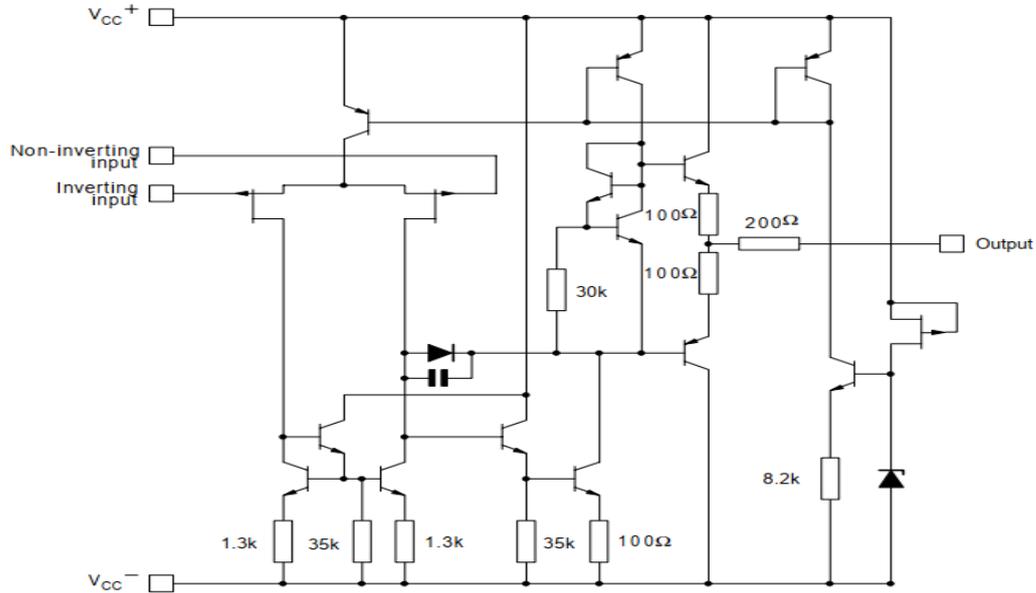


Figure 10. Voltage-Follower Large-Signal Pulse Response

TL084



Schematic diagram for each amplifier

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Symbol	Parameter	TL084M, AM, BM	TL084I, AI, BI	TL084C, AC, BC	Unit
VCC	Supply voltage - note 1)	±18			V
Vi	Input Voltage - note 2)	±15			V
Vid	Differential Input Voltage - note 3)	±30			V
Ptot	Power Dissipation	680			mW
	Output Short-circuit Duration - note 4)	Infinite			
Toper	Operating Free-air Temperature Range	-55 to +125	-40 to +105	0 to +70	°C
Tstg	Storage Temperature Range	-65 to +150			°C

1. All voltage values, except differential voltage, are with respect to the zero reference level (ground) of the supply voltages where the zero reference level is the midpoint between V_{CC}^+ and V_{CC}^- .
2. The magnitude of the input voltage must never exceed the magnitude of the supply voltage or 15 volts, whichever is less.
3. Differential voltages are the non-inverting input terminal with respect to the inverting input terminal.
4. The output may be shorted to ground or to either supply. Temperature and/or supply voltages must be limited to ensure that the dissipation rating is not exceeded.

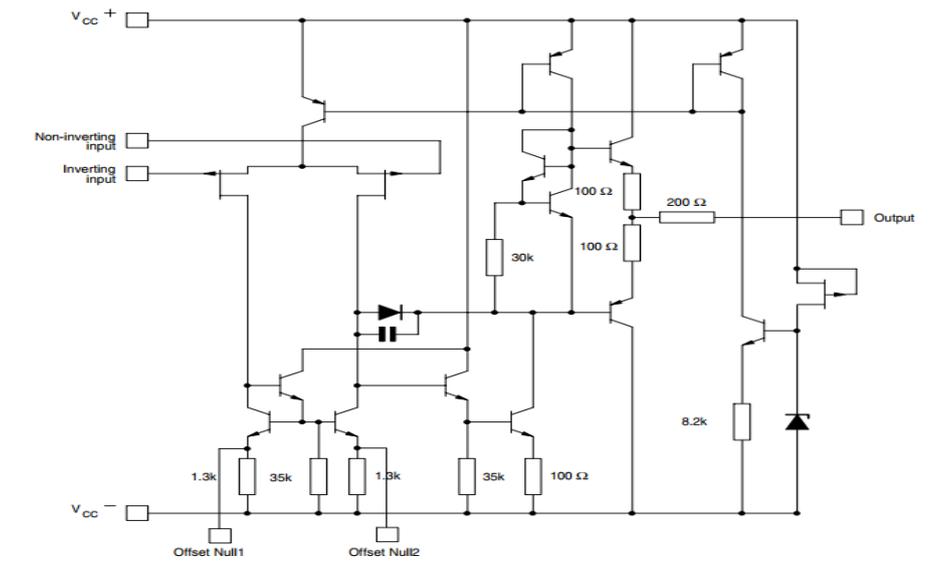
ELECTRICAL CHARACTERISTICS

$V_{CC} = \pm 15V$, $T_{amb} = +25^\circ C$ (unless otherwise specified)

Symbol	Parameter	BC, BI, BM						Unit
		Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.	
THD	Total Harmonic Distortion (Tamb = +25°C), f = 1kHz, RL = 2kW, CL = 100pF, Av = 20dB, Vo = 2Vpp		0.01			0.01		%
en	Equivalent Input Noise Voltage RS = 100W, f = 1KHz		15			15		nV ----- Hz
∠Em	Phase Margin		45			45		degrees
Vo1/Vo2	Channel Separation Av = 100		120			120		dB

- The input bias currents are junction leakage currents which approximately double for every 10°C increase in the junction temperature.

TL081



Schematic diagram

Absolute maximum ratings

Table 1. Absolute maximum ratings

Symbol	Parameter	TL081I, AI, BI	TL081C, AC, BC	Unit
VCC	Supply voltage (1)	±18	V	
Vin	Input voltage (2)	±15	V	
Vid	Differential input voltage (3)	±30	V	
Ptot	Power dissipation	680	mW	
Output short-circuit duration (4)	Infinite			
Tstg	Storage temperature range	-65 to +150	°C	

R _{thja}	Thermal resistance junction to ambient(5) (6) SO-8 DIP8	125 85	°C/W	
R _{thjc}	Thermal resistance junction to case(5) (6) SO-8 DIP8	40 41	°C/W	
ESD	HBM: human body model(7)	500	V	
MM: machine model(8)	200	V		
CDM: charged device model(9)	1.5	kV		

- All voltage values, except differential voltage, are with respect to the zero reference level (ground) of the supply voltages where the zero reference level is the midpoint between VCC+ and VCC-.
- The magnitude of the input voltage must never exceed the magnitude of the supply voltage or 15 volts, whichever is less.
- Differential voltages are the non-inverting input terminal with respect to the inverting input terminal.
- The output may be shorted to ground or to either supply. Temperature and/or supply voltages must be limited to ensure that the dissipation rating is not exceeded.
- Short-circuits can cause excessive heating and destructive dissipation.
- R_{th} are typical values.
- Human body model: 100 pF discharged through a 1.5kΩ resistor between two pins of the device, done for all couples of pin combinations with other pins floating.
- Machine model: a 200 pF cap is charged to the specified voltage, then discharged directly between two pins of the device with no external series resistor (internal resistor < 5 Ω), done for all couples of pin combinations with other pins floating.
- Charged device model: all pins plus package are charged together to the specified voltage and then discharged directly to the ground.

Table 2. Operating conditions

Symbol	Parameter	TL081I, AI, BI	TL081C, AC, BC	Unit
VCC	Supply voltage range	6 to 36	V	
T _{oper}	Operating free-air temperature range	-40 to +105	0 to +70	°C

3 Electrical characteristics

Table 3. VCC = ±15V, Tamb = +25°C (unless otherwise specified)

Symbol	Parameter	TL081I, AC, AI, BC, BI	TL081C	Unit		
		Max.	Min.	Typ.	Max.	
V _{io}	Input offset voltage (R _s □□50□) T _{amb} = +25°C TL081 TL081A TL081B T _{min} ≤ □ T _{amb} ≤ □ T _{max} TL081 TL081A TL081B	331	10 63 13 75	3	10 13	mV
DV _{io}	Input offset voltage drift	10	10	μV/°C		
I _{io}	Input offset current (1) T _{amb} = +25°C T _{min} ≤ □ T _{amb} ≤ □ T _{max}	5	100 4	5	100 10	pA nA
I _{ib}	Input bias current (1) T _{amb} = +25°C T _{min} ≤ □ T _{amb} ≤ □ T _{max}	20	200 20	20	400 20	nA
A _{vd}	Large signal voltage gain □RL = 2k□, V _o = ±10V) T _{amb} = +25°C T _{min} ≤ □ T _{amb} ≤ □ T _{max}	50 25	200	25 15	200	V/mV
SVR	Supply voltage rejection ratio (R _S □□50□□ T _{amb} = +25°C T _{min} ≤ □ T _{amb} ≤ □ T _{max}	80 80	86	70 70	86	dB
I _{CC}	Supply current, no load T _{amb} = +25°C T _{min} ≤ □ T _{amb} ≤ □ T _{max}	1.4	2.5 2.5	1.4	2.5 2.5	mA
V _{icm}	Input common mode voltage range	±11	+15 -12	±11	+15 - 12	V
CMR	Common mode rejection ratio (R _S □□50□□ T _{amb} = +25°C T _{min} ≤ □ T _{amb} ≤ □ T _{max}	80 80	86	70 70	86	dB

I _{os}	Output short-circuit current T _{amb} = +25°C T _{min} ≤ T _{amb} ≤ T _{max}	10 10	40	60 60	10 10	40	60 60	mA
±V _{opp}	Output voltage swing T _{amb} = +25°C RL = 2kΩ RL = 10kΩ T _{min} ≤ T _{amb} ≤ T _{max} RL = 2kΩ RL = 10kΩ	10 12 10 12	12 13.5	10 12 10 12	12 13.5	V		
SR	Slew rate (T _{amb} = +25°C) V _{in} = 10V, RL = 2kΩ, CL = 100pF, unity gain	8	16	8	16	V/μs		

t _r	Rise time (T _{amb} = +25°C) V _{in} = 20mV, RL = 2kΩ, CL = 100pF, unity gain	0.1	0.1	μs		
K _{ov}	Overshoot (T _{amb} = +25°C) V _{in} = 20mV, RL = 2kΩ, CL = 100pF, unity gain	10	10	%		
GBP	Gain bandwidth product (T _{amb} = +25°C) V _{in} = 10mV, RL = 2kΩ, CL = 100pF, F = 100kHz	2.5	4	2.5	4	MHz
R _i	Input resistance	1012	1012	Ω		
THD	Total harmonic distortion (T _{amb} = +25°C), F = 1kHz, RL = 2kΩ, CL = 100pF, A _v = 20dB, V _o = 2V pp	0.01	0.01	%		
e _n	Equivalent input noise voltage RS = 100Ω, F = 1kHz	15	15			
∅ _m	Phase margin	45	45	degrees		

1. The input bias currents are junction leakage currents, which approximately double for every 10°C increase in the junction temperature.