



الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية
وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

Université Abou Bekr Belkaid
Tlemcen Algérie



تلمسان الجزائر

جامعة أبي بكر بلقايد



Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

Pour obtenir le Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : instrumentation biomédicale

Présenté par : SI YAHIA KARIMA & KADDOUR MOKHTARIA

**CONCEPTION ET REALISATION D'UN DISPOSITIF
D'EXPLORATION FONCTIONELLE CARDIO-VASCULAIRE**

Soutenu le 15 juin 2016 devant le Jury

Mr.	DIB NABIL	MCB	Université de Tlemcen	Encadreur
Mr.	KHOLKHAL MOURAD	MAA	Université de Tlemcen	président
Melle.	HABIBES NAIMA	MAA	Université de Tlemcen	Examinatrice

Année universitaire 2015-2016

REMERCIEMENT

Un grand remerciement à **Allah** de m'avoir donné la capacité d'écrire et de réfléchir, la force d'y croire, la patience d'aller jusqu'au bout du rêve et la volonté et la patience de mener à terme le présent travail.

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

Nous remercions nos très chères familles et surtout nos parents pour leurs contributions, leurs soutiens, leurs patiences, leurs prières et leurs encouragements ;

Tout d'abord, ce projet ne serait pas aussi riche et n'aurait pu voir le jour sans l'aide et l'encadrement de notre encadreur **Mr DIB NABIL** MCB nous le remercions pour la qualité de son encadrement, sa rigueur et sa disponibilité, ses remarques fructueuses et ses directives précieuses, qui ont contribué efficacement à l'avancement de ce travail et aussi on n'oublie pas de remercier **Mr BRIXI REGUIG FETHI** pour tous son soutien et conseil qui nous ont apporté de l'aide dans notre projet

*Nous tenons à remercier **Mr KHOLKHAL MOURAD** MAA qui a bien voulu nous faire l'honneur de présider le jury de notre soutenance.*

*Nous adressons nos vifs et sincères remerciements **Melle HABIBES NAIMA** MAA de pour avoir accepté de juger notre travail en tant qu'examinatrice.*

Nous n'oublions pas dans nos remerciements tout le personnel de Département de Génie Biomédical.

Merci à tous les professeurs qui ont contribué à ma formation tous les membres du laboratoire d'électronique pour le soutien moral et pour leur accueil bienveillant et leurs conseils avisés.

Notre Vif remerciement s'adresse également à nos enseignants et nos amis.

DEDICACE

Je tiens à dédier ce modeste travail en premier lieu à mes très chers parents qui ont toujours été là pour moi, et qui m'ont donné un magnifique modèle de labeur et de persévérance.

Ma mère

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

Mon père

Je tiens à dédier ce Modest travail en premier lieu à mes très chers parents qui ont toujours été là pour moi, et qui m'ont donné un magnifique modèle de labeur et de persévérance

L'épaule solide, l'œil attentif compréhensif et la personne la plus digne de mon estime et de mon respect. Aucun mot ne saurait exprimer mon respect, ma considération et l'amour que je te porte, ni la profonde gratitude que je te témoigne pour tous les efforts et les sacrifices que tu n'as cessé de consentir pour mon instruction et mon bien-être. Aucune dédicace ne pourrait exprimer mes sentiments, que Dieu te préserve et te procure Santé, bonheur et longue vie.

A mes chers frères et sœurs : **Mohamed, Mokhtar, Torkia** et son mari **Amar, Sameh**

Très chère nièce **Wisal** et mon neveu **Abd Rahman** Je vous souhaite un avenir plein de joie, de bonheur, de réussite et de sérénité.

A toutes les familles **Kaddour, Ben Araïba** grands et petits.

A mes cousins et mes chères cousines

A ma chère amie et ma sœur mon binôme **Karima**

A tous mes amis, la promotion 2eme année Master **I.N.B.**

Tous ceux qui m'aiment.

Tous ceux que j'aime.

Mokhtaria

DEDICACE

Je dédie ce modeste travail Je tiens à dédier ce modeste travail en premier lieu à mes très chers parents qui ont toujours été là pour moi, et qui m'ont donné un magnifique modèle de labeur et de persévérance

À mes parents qu'ils soient chéris. Tout en espérant qu'ils touchent le fruit de leurs sacrifices.

A Ma mère

Tu m'as donné la vie, la tendresse et le courage pour réussir et guider t mes pas à chaque moment de ma vie .Ta présence constante à mes côtés, tes encouragements et tes prières m'ont été d'une aide précieuse et m'ont permis d'atteindre le but désiré. Tout ce que Je peux t'offrir ne pourra exprimer l'amour et la reconnaissance que je te porte. En témoignage, je t'offre ce modeste travail pour te remercier pour tes sacrifices et pour l'affection dont tu m'as toujours entouré. Puisse Dieu le tout puissant te donner santé et longue vie.

A Mon père

Aucune dédicace ne saurait exprimer à sa juste valeur tout l'amour, le respect, l'attachement et la reconnaissance que je te porte. Tu m'as enseigné la droiture, le respect et la conscience du devoir. Ce travail est le fruit de tous tes sacrifices, tes encouragements, ton désir de me voir arriver et ton soutien permanent durant ce long parcours. Puisse Dieu, le tout puissant, te procurer santé, bonheur et longue vie...

A ma chère sœur : **Dadi**

A mes chers frères : **Mohamed Amine, Ahmed, Abdou**

A toutes les familles **Si Yahia, Ben Asla** grands et petits.

A ma chère tante **NOURA** et ses filles **khouloud** et **chourouk**

Amie et ma sœur mon binôme **Mokhtaria**

A tous mes amis, la promotion 2eme année Master **I.N.B.**

Tous ceux qui m'aiment.

Tous ceux que j'aime.

Karima

SOMMAIRE

Remerciement	2
Dédicace	3
Dédicace	4
SOMMAIRE.....	5
Liste des figures	7
Liste des tableaux	11
Introduction générale	12

Chapitre1: Généralités sur les signaux électrophysiologiques

1.1 Introduction.....	15
1.2 Anatomie du cœur.....	15
1.2.1 Activité électrique du cœur.....	16
1.2.2 Activité mécanique cardiaque.....	17
1.2.3 Les relations entre les phénomènes électriques et les phénomènes mécaniques .	18
1.3 La circulation sanguine	18
1.4 Signal électrocardiogramme	19
1.4.1 Les Ondes et les Intervalles de L'ECG	20
1.4.2 Les caractéristiques temporelles de l'ECG	21
1.4.3 Les caractéristiques fréquentielles de l'ECG.....	22
1.4.4 Les dérivations pour la mesure de l'ECG	22
1.5 Le signal phonocardiogramme	23
1.5.1 Les bruits cardiaques	24
1.5.2 Caractéristiques temporelles et fréquentielles du signal PCG.....	25
1.6 La photopléthysmographie	26
1.6.1 Principe de la photopléthysmographie.....	26
1.6.2 Caractéristique du signal photopléthysmogramme.....	26
1.7 Conclusion	27

Chapitre 2 : Etude théorique des circuits de mise en forme

2.1 Introduction.....	29
2.2 Les capteurs biomédicaux.....	29
2.2.1 Les électrodes	29
2.2.1.1 Les différents types d'électrodes	30
2.2.2 Microphones	31
2.2.2.1 Types de microphones	31

2.2.2.2	Comparaison entre les différentes technologies des microphones	32
2.2.3	Capteur du PPG	33
2.2.3.1	Bloc d'émission (DELS)	33
2.2.3.2	Bloc de réception	34
2.2.3.3	Types de sonde	35
2.3	Mise en forme	36
2.3.1	L'amplification	36
2.3.1.1	Amplificateur opérationnel idéal	36
2.3.1.2	Les amplificateurs d'instrumentation	37
2.3.2	Filtrage	39
2.3.2.1	Classification des filtres	39
2.4	Conclusion	41

Chapitre 3 : Etude pratique de circuit de mise en forme des signaux ECG, PCG ET PPG

3.1	Introduction	43
3.2	Electrocardiographe	43
3.2.1	Les électrodes	43
3.2.2	Mise en forme	44
3.2.2.1	Circuit d'amplification	44
3.2.2.2	Circuit de filtrage	45
3.3	Phonocardiographe	49
3.3.1	Le microphone	49
3.3.2	Le circuit de mise en forme du signal PCG	52
3.3.2.1	Etage d'amplification	52
3.3.2.2	Etage du filtrage	53
3.4	Photoplethysmographe	56
3.4.1	Circuit électronique associés à une diode	56
3.4.2	Circuit de détection	57
3.4.3	La mise en forme	58
3.4.3.1	Amplification	58
3.4.3.2	Etage de filtrage	58
3.5	Conclusion	61

Chapitre 4 : Etude et réalisation pratique d'une carte d'acquisition des signaux ECG, PCG et PPG

4.1	Introduction	63
-----	--------------------	----

4.2	Circuit d'offset.....	63
4.3	Historique de la carte Arduino.....	65
4.3.1	Quelques Applications de carte Arduino	65
4.3.2	Les avantage de carte Arduino	65
4.4	Description d'une carte Arduino	66
4.4.1	Caractéristiques.....	67
4.5	Le langage Arduino	67
4.6	Logiciel de programmation Arduino	68
4.7	Principe de fonctionnement	69
4.8	Structure d'un programme.....	69
4.9	Conclusion	72
	Conclusion générale.....	73
	BIBLIOGRAPHIE.....	74
	ANNEXE.....	75

Liste des figures

Figure 1.1 Schéma structurant d'un cœur.....	16
Figure 1.2 Propagation de l'onde excitatrice.....	17
Figure 1.3 Le potentiel d'action.....	18
Figure 1.4 La circulation sanguine.....	19
Figure 1.5 Ondes et intervalles de l'ECG.....	20
Figure 1.6 Dérivations frontales pour la mesure de l'électrocardiogramme.....	23
Figure 1.7 Signaux phonocardiographique (PCG) et électrocardiographique (ECG) d'un sujet normal.....	23
Figure 1.8 Relation entre les bruits cardiaques et la contraction cardiaque.....	25
Figure 1.9 Le principe Emission/Réception.....	26
Figure 1.10 Représentation simplifié des composantes du signal PPG (A).....	27
Figure 1.11 Le signal photopléthysmogramme.....	27
Figure 2.1 Schéma bloc de système réalisé.....	29
Figure 2.2 Types des électrodes.....	31
Figure 2.3 Micros à électret 2 et 3 fils.....	32
Figure 2.4 Symbole d'une diode électroluminescente.....	33
Figure 2.5 Symbole d'une photodiode et d'un phototransistor.....	34
Figure 2.6 Une pince de Photoplethysmographe de pouls.....	35
Figure 2.7 Sonde autocollante.....	35
Figure 2.8 Une pince à oreille.....	35
Figure 2.9 Capteur à réflectance.....	36
Figure 2.10 Amplificateur opérationnel.....	37
Figure 2.11 Amplificateur d'instrumentation à trois étages.....	38
Figure 2.12 Filtres passe-bas.....	39
Figure 2.13 Filtres passe-haut.....	40
Figure 2.14 Filtre passe-bas actif.....	40
Figure 2.15 Filtre passe haut actif.....	41
Figure 3.1 Schéma bloc de l'électrocardiographe.....	43
Figure 3.2 Types des électrodes utilisées.....	43
Figure 3.3 Etage d'amplificateur réalisé à base d'un AD620.....	45
Figure 3.4 Le signal ECG a la sortie de l'AD620.....	45
Figure 3.5 Filtre passe haut actif.....	45

Figure 3.6 Le signal ECG a la sortie de filtre passe haut actif .	46
Figure 3.7 Filtre passe-bas	46
Figure 3.8 Schéma électrique de la mise en forme du signal ECG	47
Figure 3.9 Image 3D de circuit de mise en forme ECG	47
Figure 3.10 Circuit imprimé de circuit mise en forme ECG	48
Figure 3.11 La réalisation pratique d'un ECG	48
Figure 3.12 Le signal ECG à la sortie finale	48
Figure 3.13 Schéma bloc d'un PCG	49
Figure 3.14 Capteur réalisé	50
Figure 3.15 Le circuit électronique du capteur	50
Figure 3.16 Le circuit imprimé du capteur	50
Figure 3.17 Image 3D de circuit de mise en forme PCG	51
Figure 3.18 La réalisation pratique du capteur	51
Figure 3.19 Le signal PCG a la sortie du capteur.	51
Figure 3.20 Amplificateur non inverseur.	52
Figure 3.21 Le signal PCG acquis après amplification.	53
Figure 3.22 Filtre passe bas	53
Figure 3.23 Filtre passe haut actif	54
Figure 3.24 Schéma électrique de la mise en forme du signal PCG	54
Figure 3.25 Image 3D de circuit de mise en forme PCG	55
Figure 3.26 Circuit imprimé de circuit mise en forme PCG	55
Figure 3.27 La réalisation pratique de mise en forme PCG	55
Figure 3.28 Le signal PCG a la sortie	56
Figure 3.29 Schéma bloc du photopléthysmographe	56
Figure 3.30 Circuit de l'émission de la lumière	57
Figure 3.31 Circuit de réception de la lumière rouge	57
Figure 3.32 Principe de l'émission et réception	57
Figure 3.33 Amplificateur non inverseur	58
Figure 3.34 Filtre passe haut	59
Figure 3.35 Le signal PPG a la sortie de filtre passe haut.	59
Figure 3.36 Etage suiveur	59
Figure 3.37 Schéma électrique de la mise en forme du signal PPG	60
Figure 3.38 Image 3D de circuit de mise en forme PPG	60

Figure 3.39 Circuit imprimé de circuit mise en forme PPG	60
Figure 3.40 La réalisation pratique de mise en forme PPG	61
Figure 3.41 Le signal PPG a la sortie	61
Figure 4.1 Schéma bloc d'un système d'acquisition	63
Figure 4.2 Circuit d'offset utilisé pour la mise en forme des signaux physiologiques	63
Figure 4.3 Signal d'entrée V_e et de sortie V_s de circuit d'offset.	64
Figure 4.4 Circuit imprimé de circuit d'offset.....	64
Figure 4.5 Image 3D de circuit d'offset	64
Figure 4.6 La réalisation pratique d'un circuit d'offset.....	65
Figure 4.7 Les différentes connexions d'une carte Arduino UNO.....	66
Figure 4.8 La liaison Arduino-PC par USB.	67
Figure 4.9 Structure d'un programme en Arduino	68
Figure 4.10 Les différents boutons de commande	68
Figure 4.11 Programme pour visualisation un signal électrophysiologique	70
Figure 4.12 Signal ECG numérisé.	71
Figure 4.13 Signal PPG numérisé	71

Liste des tableaux

Tableau 1.1 Paramètres caractérisant un battement cardiaque	22
Tableau 1.2. Les caractéristiques temporelles et fréquentielles d'un PCG	25
Tableau 2.1 Comparaison entre les différents types de microphones.	32

INTRODUCTION GENERALE

Le corps humain forme un système qui dépend d'un ensemble d'organismes et d'appareils indispensables aux différents fonctionnements physiques, mentales et biologiques, dont le cœur fait partie de manière particulièrement importante. Dans le monde occidental, la première cause de mortalité provient des maladies cardiovasculaires. Même si les connaissances acquises en cardiologie sont grandes, le cœur n'a pas dévoilé tous ses secrets. Pourtant les médecins disposent de nombreux moyens pour l'étudier et vérifier son bon fonctionnement.

Le cœur est l'élément central du système cardiovasculaire .Il se trouve dans la cavité thoracique dans le médiastin entre les deux poumons. C'est un organe qui assure la circulation du sang dans les veines et les artères.

L'électrocardiogramme (ECG) est une représentation graphique du potentiel électrique qui commande l'activité musculaire du cœur. Ce potentiel est recueilli par des électrodes positionnées dans des différents points du corps. Un ECG est un enregistrement de la dépolarisation et la repolarisation auriculaire et ventriculaire. Donc, Un ECG est un moyen représentatif de l'activité électrique du myocarde.

Le PCG est l'enregistrement des bruits cardiaques provoquées par la pression systolique et diastolique du myocarde, l'ouverture et la fermeture des valvules cardiaques ainsi que l'impact de l'écoulement sanguin dans la paroi ventriculaire et les différents vaisseaux sanguins qui entourent le cœur. Cet examen clinique est effectué par l'entremise d'un stéthoscope placé soigneusement sur des foyers d'auscultation, à savoir les foyers aortique, pulmonaire, tricuspide et mitral. Ces foyers d'auscultation sont nommés en concordance à leur position sur le thorax qui se trouve à la position la plus proche des valvules cardiaques respectives. Le signal PCG est un enregistrement sonore qui traduit l'activité mécanique du cœur.

Le PPG est un signal mesurable de façon non invasive utilisée pour surveiller le taux de saturation en oxygène. C'est une technique optoélectronique qui mesure les changements d'intensité de lumière lors du passage du sang. Le capteur optoélectronique est composé d'une source de lumière (LED) et d'une photodiode. La source de lumière éclaire une zone spécifique et les variations de sang produisent ainsi un changement dans l'intensité de lumière mesurée avec la photodiode. Ce capteur est souvent utilisé dans des zones diverses comme le front, le doigt ou l'oreille car la vascularisation dans ces zones est très importante.

En effet, l'enregistrement de ces trois signaux permet une exploration fonctionnelle de l'activité cardio-vasculaire. D'où l'importance de ce projet de fin d'étude.

Les travaux menés dans le cadre de ce mémoire et les résultats obtenus sont structurés en trois chapitres.

Le premier chapitre est une introduction au fonctionnement général du système cardiovasculaire. Il décrit certaines notions générales sur les signaux physiologiques. En réalité, il décrit de manière plus détaillée le principe de l'ECG, PCG et PPG.

Le second chapitre est consacré à la présentation de la théorie et des concepts généraux de l'ECG, PCG et PPG avec une description détaillée des différents circuits qui ont été utilisés pour réaliser notre système. Ainsi, l'étude était menée des capteurs biomédicaux (électrodes, microphone et capteur PPG). Nous terminons ce chapitre par une description des différents étages du circuit de mise en forme (amplification, filtrage) des différents signaux physiologiques.

Dans la troisième chapitre, on s'intéresse à la réalisation pratique des différents circuits d'ECG, PCG et PPG qui permettant le recueil ces trois signaux. Nous avons aussi présenté les tests et les résultats de mesure.

Enfin, Nous présentons dans la dernier chapitre les résultats d'acquisition ces signaux en dernier lieu après l'acquisition conçus au tour de l'environnement Arduino.

Nous terminons cette mémoire avec une conclusion générale synthétisant le contenu de ce projet de fin d'étude et présentant les perspectives de ce thème de recherche.

Chapitre 1

Généralité sur les signaux physiologiques

1.1 Introduction

Nous présentons dans ce chapitre les caractéristiques des signaux Biomédicaux, en particulier les signaux d'Electrocardiographie (ECG), phonocardiographie (PCG), et de photoplétosmographie (PPG). Nous allons étudier en détail l'anatomie du cœur à fin de comprendre la Genèse de ces signaux et ainsi une description générale de la circulation sanguine.

1.2 Anatomie du cœur

Le cœur est un organe musclé constitué de 4 chambres. Les deux chambres supérieures du cœur sont appelées les oreillettes, tandis que les deux chambres (pompes) inférieures sont appelées les ventricules. Le cœur est aussi séparé en deux parties: la droite (cœur droit) et la gauche (cœur gauche). Chacune comprend donc une oreillette et un ventricule. Le mur qui sépare les oreillettes et les ventricules en « cœur droit » et « cœur gauche » est appelé le septum. [1]

L'oreillette droite collecte le sang qui a parcouru tout le corps (le sang "bleu"), et l'envoie vers le ventricule droit afin qu'il soit éjecté dans les poumons pour y être ré-oxygéné. De la même façon, l'oreillette gauche collecte passivement le sang qui a traversé les poumons et l'achemine au ventricule gauche qui éjecte le sang fraîchement oxygéné (le sang "rouge") dans l'ensemble du corps. [1]

Le sang circule toujours dans le cœur dans la même direction grâce aux quatre valves cardiaques, appelées respectivement valve tricuspide, pulmonaire, mitrale, et aortique. Le sang entre dans le cœur depuis les veines caves inférieure et supérieure, transite dans l'oreillette droite et il est éjecté par le ventricule droit. De façon similaire, le sang parvient au cœur gauche via les quatre veines pulmonaires, transite dans l'oreillette gauche, et il est éjecté dans le corps par le ventricule gauche. La valve tricuspide empêche le reflux de sang depuis le ventricule droit vers l'oreillette droite et la valve pulmonaire prévient le reflux depuis l'artère pulmonaire vers le ventricule droit. La valve mitrale empêche le reflux de sang depuis le ventricule gauche vers l'oreillette gauche, et la valve aortique prévient le reflux depuis l'aorte vers le ventricule gauche. [1]

La valve mitrale est constituée de 2 feuillets (ou cuspides) tandis que les trois autres valves comprennent normalement 3 feuillets (Fig. 1.1).

L'activité du cœur peut être vue sous deux aspect : l'un mécanique, mettant en jeu la contractilité des cavités cardiaque et les ouvertures et fermeture des valves des artères et veines ; l'autre électrique, mettant en jeu la conduction électrique de la commande de contraction du muscle cardiaque.

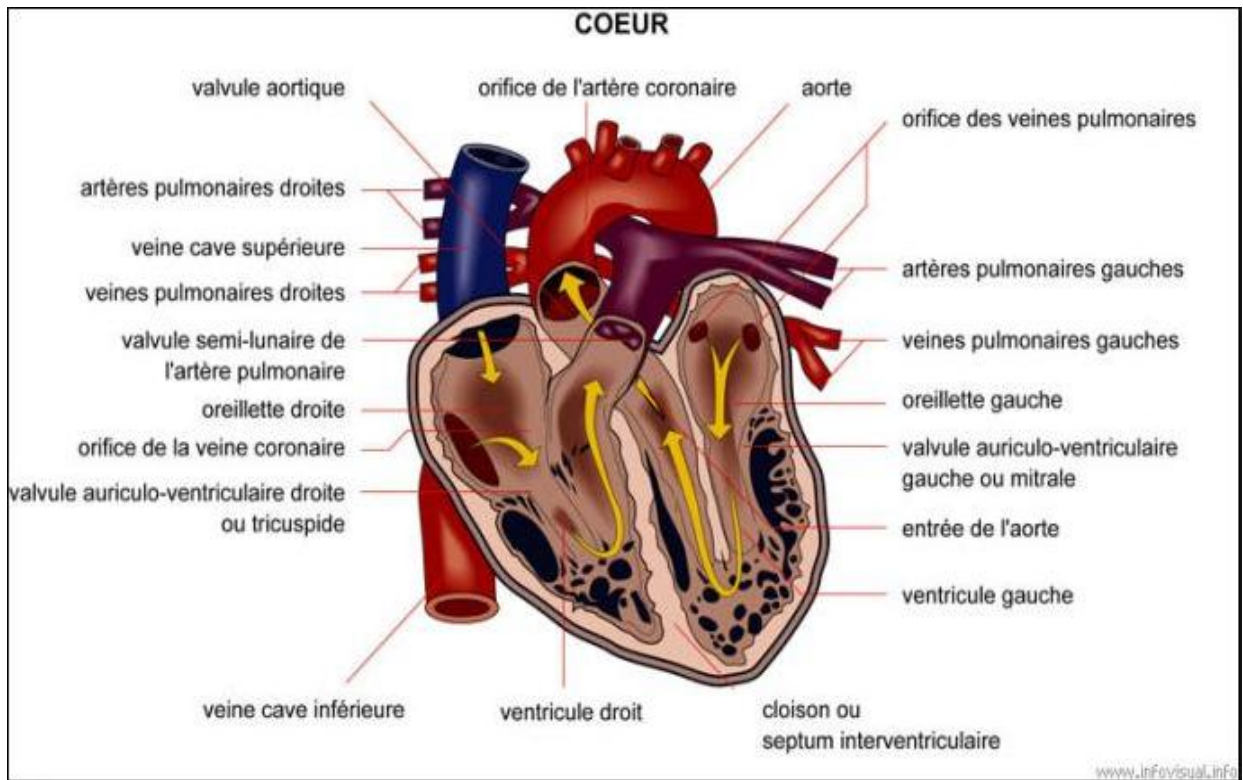


Figure 1.1 Schéma structurant d'un cœur. [1]

1.2.1 Activité électrique du cœur

Comme pour tous les muscles du corps, la contraction du myocarde est provoquée par la propagation d'une impulsion électrique le long des fibres musculaires cardiaques induite par la dépolarisation des cellules musculaires. Dans le cœur, la dépolarisation prend normalement naissance dans le haut de l'oreillette droite (le sinus), et se propage ensuite dans les oreillettes, induisant la systole auriculaire qui est suivie d'une diastole (décontraction du muscle). L'impulsion électrique arrive alors au nœud auriculo-ventriculaire (AV), seul point de passage possible pour le courant électrique entre les oreillettes et les ventricules. Là, l'impulsion électrique subit une courte pause permettant au sang de pénétrer dans les ventricules. Elle emprunte alors le faisceau de His, qui est composé de deux branches principales allant chacune dans un ventricule. Les fibres constituant ce faisceau, complétées par les fibres de Purkinje, grâce à leur conduction rapide, propagent l'impulsion électrique en plusieurs points des ventricules, et permettent ainsi une dépolarisation quasi instantanée de l'ensemble du muscle ventriculaire, malgré sa taille importante, ce qui assure une efficacité optimale dans la propulsion du sang ; cette contraction constitue la phase de systole ventriculaire. Puis suit la **diastole** ventriculaire (décontraction du muscle) ; les fibres musculaires se ré-polarisent et reviennent ainsi dans leur état initial. [1]

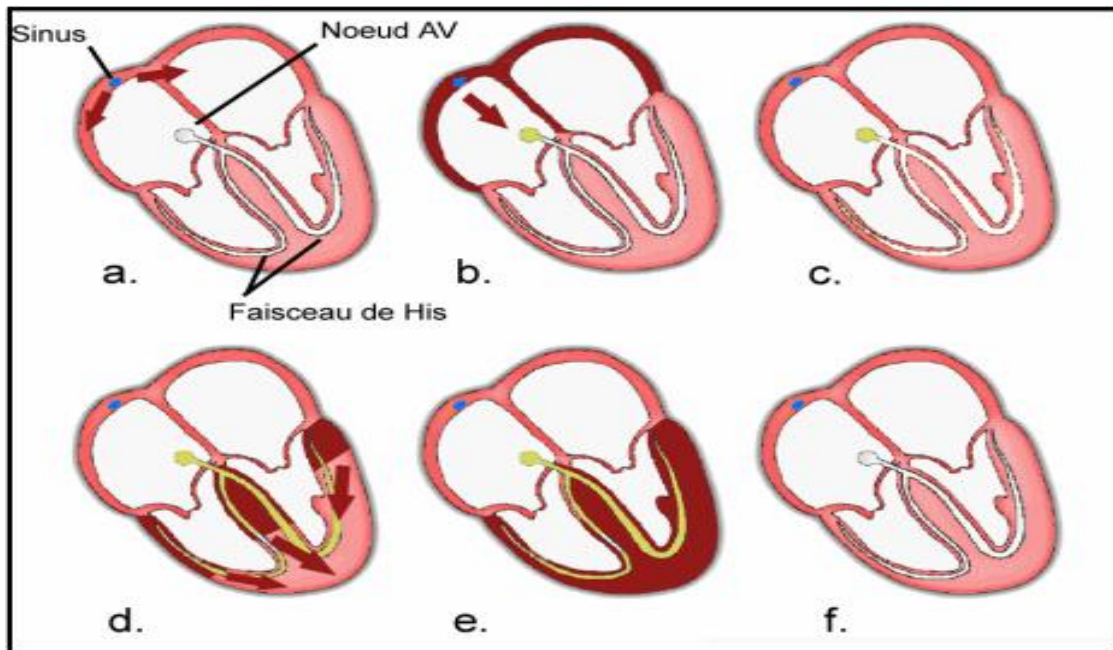


Figure 1.2 Propagation de l'onde excitatrice[1]

En résumant, l'impulsion électrique se propage dans le muscle cardiaque et induit sa contraction. Elle prend naissance dans le sinus (Figure 1.2 (a)) puis se propage dans les oreillettes (Figure 1.2 (b)) entraînant leurs contractions (systole auriculaire). L'impulsion arrive alors au nœud auriculo-ventriculaire (AV) seul point de passage électrique entre les oreillettes et les ventricules. Une courte pause est alors introduite (Figure 1.2 (c)) juste avant la propagation dans les fibres constituant le faisceau de His. Au passage de l'impulsion électrique (Figure 1.2 (d)) les ventricules se contractent à leur tour (Figure 1.2 (e)) (systole ventriculaire). Après la diastole (décontraction du muscle) les cellules se repolarisent (Figure 1.2 (f)). Le cycle du battement cardiaque est alors terminé et le cœur est prêt pour un nouveau battement.

L'examen le plus courant permettant de mesurer et d'enregistrer l'activité électrique du cœur est l'électrocardiogramme.

1.2.2 Activité mécanique cardiaque

Celle-ci consiste en trois étapes majeures: la systole auriculaire, la systole ventriculaire et la diastole.

Dans la systole auriculaire, les oreillettes se contractent et projettent le sang vers les ventricules. Une fois le sang expulsé des oreillettes, les valvules auriculo-ventriculaires entre les oreillettes et les ventricules se ferment. Ceci évite un reflux du sang vers les oreillettes.

La systole ventriculaire implique la contraction des ventricules expulsant le sang vers le système circulatoire. Une fois le sang expulsé, les deux valvules, pulmonaire à droite et aortique à gauche se ferment.

Enfin, la diastole est la relaxation de toutes les parties du cœur, permettant le remplissage passif des ventricules et l'arrivée de nouveau sang. [2]

1.2.3 Les relations entre les phénomènes électriques et les phénomènes mécaniques

On observe au niveau des fibres myocardiques au repos, une Différence de Potentiels (DP) entre le potentiel de la surface de la membrane positif et le potentiel intérieur de la cellule. Le potentiel de repos est de l'ordre de -80 à -90 mV. La contraction de myocarde est précédée par une inversion de cette DP, ce phénomène constitue le potentiel d'action, qui au niveau du myocarde se prolonge pendant une partie de la contraction. Ces phénomènes électriques s'accompagnent d'une inexcitabilité d'abord totale, puis relative, du myocarde.

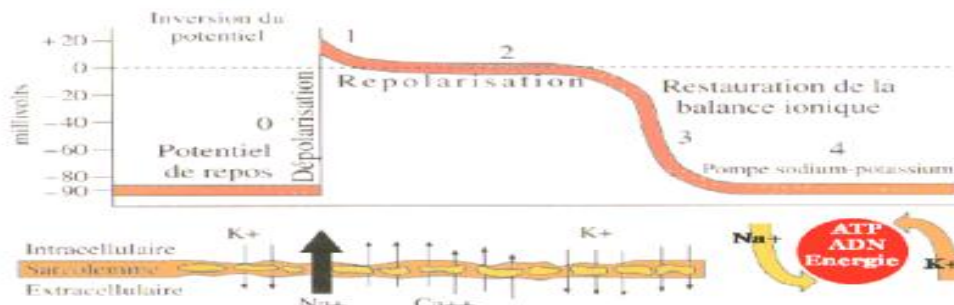


Figure 1.3 Le potentiel d'action

Le potentiel de repos (-90 mV) est lié essentiellement à l'existence d'une pile de concentration au potassium (potentiel d'équilibre=-94mV). Le sodium intervient également pour le maintien de la valeur du potentiel de repos de -90 mV. Pendant le potentiel d'action, il existe des modifications des courants transmembranaires liés à un passage des ions Na^+ , K^+ , et Ca^{++} . La dépolarisation rapide initiale (phase 0) est liée à l'entrée des ions Na^+ . Puis, le début de la repolarisation (phase 1) correspond à une augmentation d'ions K^+ sortants. Cette phase est suivie d'un plateau (phase 2) résultant de l'entrée de Ca^{++} , combinée à la sortie de K^+ . La reprise de la repolarisation (phase 3) correspond à nouveau à une sortie d'ions K^+ jusqu'à ce que le potentiel de repos soit atteint (phase 4). Le couplage entre les phénomènes électriques et la contraction des fibres myocardiques est assuré par les variations des concentrations intracellulaires de Ca^{++} . [1]

1.3 La circulation sanguine

Elle se résume comme suite

- L'oreillette droite reçoit du sang désoxygéné (sang qui a cédé une partie de son oxygène aux cellules) de diverses parties de l'organisme par trois veines :
- la veine cave supérieure apporte le sang provenant des parties du corps situées au-dessus du cœur,

- la veine cave inférieure transporte le sang provenant des parties du corps situées au-dessous du diaphragme,
- le sinus coronaire draine le sang de la plupart des vaisseaux qui alimentent les parois du cœur.
- L'oreillette droite envoie alors le sang dans le ventricule droit, qui le pompe jusqu'aux poumons, à partir du tronc pulmonaire.
- Le tronc pulmonaire se divise en artères pulmonaires droite et gauche ; chacune transporte le sang vers un poumon.
- Au niveau du poumon, le sang est débarrassé du gaz carbonique et alimenté en oxygène.
- Ce sang, appelé sang oxygéné, retourne au cœur par les quatre veines pulmonaires qui se déversent dans l'oreillette gauche.
- De l'oreillette gauche le sang passe ensuite dans le ventricule gauche, qui propulse le sang dans l'aorte ascendante.
- De là, le sang se rend dans les artères coronaires, qui le transportent vers le cœur, la crosse de l'aorte, l'aorte thoracique et l'aorte abdominale. L'aorte et ses branches transportent le sang dans la circulation systémique.

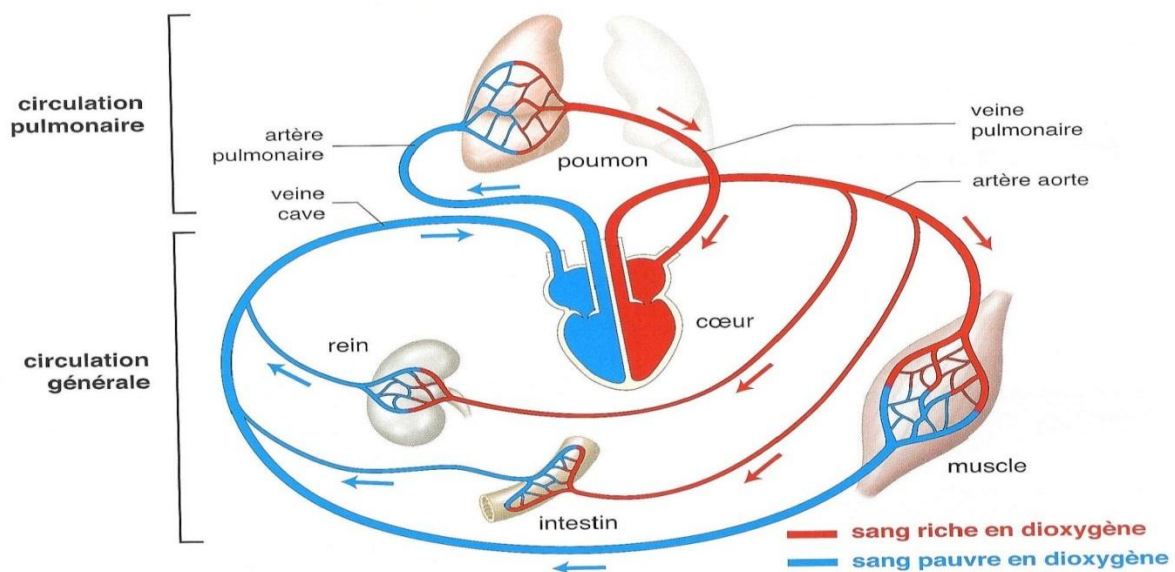


Figure 1.4 La circulation sanguine

1.4 Signal électrocardiogramme

L'électrocardiogramme est la représentation graphique du potentiel électrique qui commande l'activité musculaire du cœur. ce potentiel est recueilli par des électrodes mises à la surface de la peau. le signal est reçu par un appareil nommé l'électrocardiographie.

L'ECG se présente alors comme une suite de déflexion (ondes électrique) séparées par des intervalles, correspondant, chacune à une phase de fonctionnement du cœur. [2]

En réalité ces ondes traduisent les différents phénomènes mécaniques et électriques relatifs au parcours du potentiel d'action.

L'ECG enregistre, successivement, la dépolarisation et la repolarisation auriculaire, puis la dépolarisation et la repolarisation ventriculaire. Ces phénomènes sont suivis d'un repos électrique qui correspond à la ligne de base isoelectrique lorsque le système d'acquisition émise en fonctionnement, apparaît une succession de déflexion, séparées par des intervalles, qui ont une terminologie bien précise.

1.4.1 Les Ondes et les Intervalles de L'ECG

Le processus de dépolarisation et de repolarisation des structures myocardiques se présente dans L'ECG comme une séquence de déflexions ou ondes superposées à une ligne de potentiel zéro, Appelée ligne isoelectrique ou ligne de base. Ces déflexions sont dites positives si elles sont situées au-dessus de la ligne isoelectrique sinon elles sont dites négatives. Pour chaque battement cardiaque l'ECG enregistre principalement trois ondes successives.

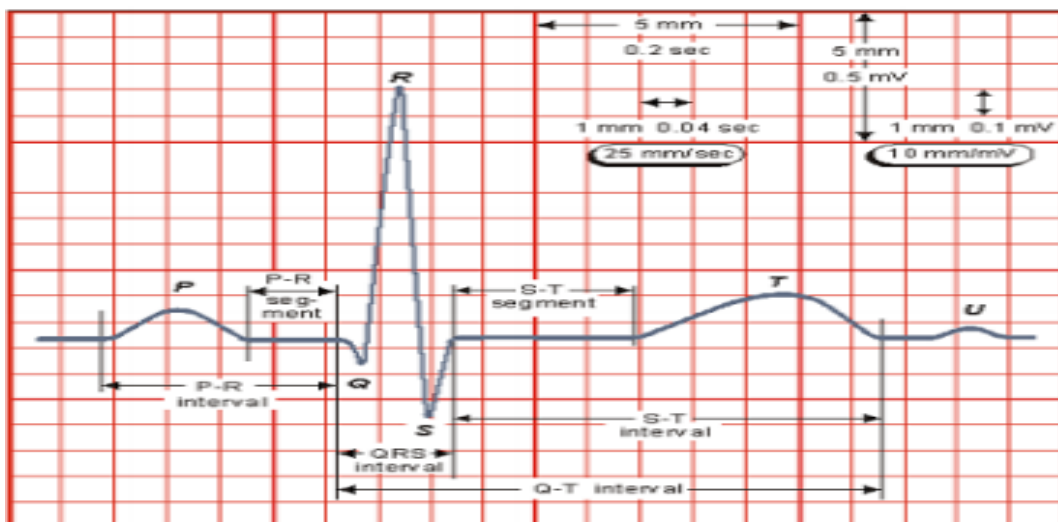


Figure 1.5 Ondes et intervalles de l'ECG.

➤ L'onde P:

Elle représente la dépolarisation auriculaire. Cette onde peut être positive ou négative avec une durée inférieure de 0.11s. Généralement son observation est difficile, spécialement dans des conditions bruitées. Il faut noter que la repolarisation auriculaire n'est pas visible sur l'ECG car elle coïncide avec le complexe QRS d'amplitude plus importante.

➤ Le complexe QRS:

Il correspond à la dépolarisation ventriculaire précédant l'effet mécanique de contraction et il possède la plus grande amplitude de l'ECG. Il est constitué de trois ondes consécutives :

L'onde Q qui est négative, l'onde R qui est positive dans un ECG normal et l'onde S qui est négative. Sa durée normale est généralement inférieure à 0.08s.

➤ L'onde T:

Elle correspond à la repolarisation des ventricules, qui peut être négative, positive ou bi-phasique avec une durée de 0.2s et qui a normalement une amplitude plus faible que le complexe QRS. Bien que la dépolarisation et la repolarisation des ventricules soient des événements opposés, l'onde T est normalement du même signe que l'onde R, ce qui indique que la dépolarisation et la repolarisation ne sont pas symétriques.

L'ECG est aussi caractérisé par plusieurs intervalles:

➤ L'intervalle RR:

Il est délimité par les sommets de deux ondes R consécutives et d'où est évaluée la fréquence cardiaque instantanée. Cet intervalle est utilisé pour la détection des arythmies ainsi que pour l'étude de la variabilité de la fréquence cardiaque.

➤ Le segment ST:

Il représente l'intervalle durant lequel les ventricules restent dans un état de dépolarisation actif. Il est aussi défini comme la durée entre la fin de l'onde S et le début de l'onde T.

➤ L'intervalle PQ:

Il représente l'intervalle de temps entre le début de la dépolarisation des oreillettes et le début de la dépolarisation ventriculaire. Il représente le temps nécessaire à l'impulsion électrique pour se propager du nœud sinusal jusqu'aux ventricules et il est mesuré entre le début de l'onde P et le début du complexe QRS.

➤ L'intervalle QT:

Il représente la durée entre le début du complexe QRS et la fin de l'onde T. Cet intervalle reflète la durée de la dépolarisation et repolarisation ventriculaire. En effet sa dynamique peut être associée à des risques d'arythmie ventriculaire et de mort cardiaque soudaine.

1.4.2 Les caractéristiques temporelles de l'ECG

Les valeurs des paramètres de l'ECG est couramment constatées chez un adulte en bonne santé sont présentées dans le tableau ci-dessous :

	Onde P	Complexe QRS	Onde T	Intervalle PQ	Intervalle ST	Intervalle QT	Onde R
Durée (s)	< 0,11	0.08	0.2	0.12-0.2	0.2	0.36	0.07-0.1
Amplitude (mv)	< 0,25	Qa<0, Ra>0, Sa<0	>0	Isoélectrique: 0	Isoélectrique: 0	-	1.60

Tableau 1.1 Paramètres caractérisant un battement cardiaque

1.4.3 Les caractéristiques fréquentielles de l'ECG

L'étude de Thakor et al. Présente l'analyse spectrale de l'ECG, avec une analyse spectrale des complexes QRS isolés ainsi que différentes sources de bruit. Les spectres observés après moyen-âge sur 150 battements. Il a été démontré que les composantes fréquentielles d'un ECG normal ont les caractéristiques suivantes :

- le spectre de l'ECG s'étend entre une fréquence nulle et environ 100 Hz,
- l'onde P se caractérise par une bande spectrale de basse fréquence et de faible amplitude : ses composantes fréquentielles sont entre 0, 5 Hz et 10 Hz ;
- l'onde T se caractérise sur une bande spectrale analogue à celle de l'onde P entre 0, 5Hz et 10 Hz ;
- le complexe QRS possède un contenu fréquentiel bien plus important que les autres ondes de l'ECG. Ses composantes fréquentielles sont entre 10 Hz et 15 Hz ;
- le contenu fréquentiel de la ligne de base et des éventuels artefacts de mouvement se situe entre 0, 5 Hz et 7 Hz.

1.4.4 Les dérivations pour la mesure de l'ECG

Les dérivations frontales sont souvent utilisées pour mesurer la fréquence cardiaque. Elles utilisent trois points de mesure qui se localisent aux poignets et aux chevilles. Cependant, il est possible de ramener la mesure sur le tronc du sujet, dans ce cas, cette mesure doit être réalisée le plus près de l'extrémité.

Il existe deux types de mesures, les mesures bipolaires et unipolaires. Dans le cadre des mesures bipolaires, elles sont faites avec trois mesures entre deux points :

La dérivation DI entre le bras gauche(+) et le bras droit(-).

La dérivation II entre la jambe gauche(+) et le bras droit(-).

La dérivation III entre la jambe gauche(+) et le bras gauche(-).

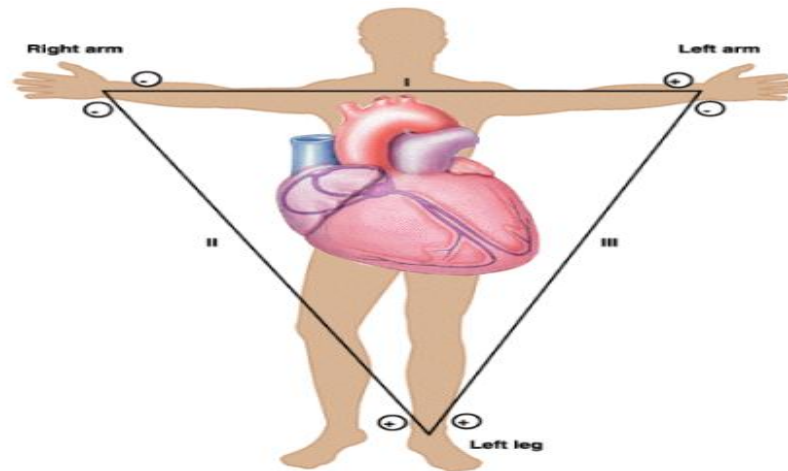


Figure 1.6 Dérivations frontales pour la mesure de l'électrocardiogramme

1.5 Le signal phonocardiogramme

Un phonocardiogramme est un examen simple, complètement indolore avec un nom compliqué. Phono signifie simplement son ; cardiogramme signifie que c'est un enregistrement de l'activité du cœur qui est reporté sur une bande d'enregistrement en papier. Un phonocardiogramme, en fait, est simplement un enregistrement des bruits cardiaques.

Le signal phonocardiographique représente ainsi l'enregistrement acoustique de l'activité intracardiaque.

Un signal phonocardiographique normal comporte quatre groupes de bruits notés B1, B2, B3 et B4. Les bruits B3 et B4 n'apparaissent pas généralement sur un tracé phonocardiographique normal. Le bruit B1 marque le début de la systole synchronisé avec l'onde R du signal ECG. Le bruit B2 est synchronisé avec la fin de l'onde T sur le signal ECG.



Figure 1.7 Signaux phonocardiographique (PCG) et électrocardiographique (ECG) d'un sujet normal

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.

1.5.1 Les bruits cardiaques

Le cœur ne travaille pas de manière silencieuse. Les vibrations créées par les battements de l'activité cardiaque seront transmises à la cage thoracique où elles pourront être entendues à l'aide d'un stéthoscope. On appelle cet examen l'auscultation (l'écoute) du cœur. On entend les deux bruits cardiaques B1 et B2 lors de l'auscultation d'un cœur sain (chez l'adulte)

➤ Le premier bruit cardiaque (B1)

C'est un bruit résonant, s'inscrit en basse fréquence, légèrement plus long que le 2ème bruit. Il dure 10 à 12 /100 seconde. Son foyer d'enregistrement se situe à la pointe du cœur. Il correspond à la contraction du myocarde au début de la systole ventriculaire et la fermeture des valves auriculo-ventriculaires (mitrale, tricuspide). Il marque le début de la systole qui est contemporaine du pouls carotidien. [3]

➤ Le deuxième bruit cardiaque (B2)

Marque la fin de la systole ventriculaire, plus courte, dure moins de 3/100 seconde et s'inscrit en haute fréquence. Son foyer d'enregistrement se situe à la base, c'est-à-dire à la partie haute du thorax, de part et d'autre du sternum. Il est dû à la fermeture des valves sigmoïdes aortique et pulmonaire. Ce 2ème bruit se dédouble à l'inspiration chez le sujet normal. [3]

➤ Le troisième et le quatrième bruit cardiaque (B3 et B4)

Il y a également un troisième et un quatrième bruit cardiaque (B3 et B4) qui peuvent parfois être visibles sur un signal phonocardiogramme PCG

Il enregistre fréquemment chez le sujet jeune. Il dure 0.06 à 0.08 secondes. Il s'inscrit en basse fréquence. Son foyer d'enregistrement se situe à la pointe du cœur. Le 3ème bruit physiologique disparaît en position debout. Ce bruit est contemporain de la phase de remplissage ventriculaire rapide, initiale ; il est dû à la distension brutale du muscle ventriculaire sous l'effet de l'afflux du sang auriculaire.

Par contre, le quatrième bruit B4 débute juste avant le premier bruit B1. Il est habituellement de basse fréquence, il répond à la contraction auriculaire. Il n'est jamais audible normalement, et son accentuation témoigne d'une hyperactivité auriculaire, droite ou gauche (galop pré-systolique). Chez les personnes âgées de plus de 50 ans, le signal phonocardiogramme enregistre constamment (même si l'oreille ne le perçoit pas toujours) un 4ème bruit B4. [4]

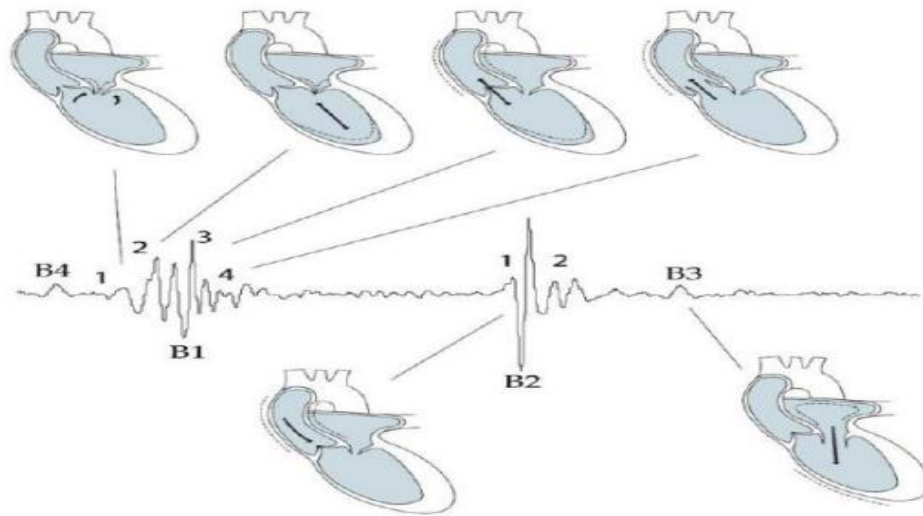


Figure 1.8 Relation entre les bruits cardiaques et la contraction cardiaque[4]

1.5.2 Caractéristiques temporelles et fréquentielles du signal PCG

Comme déjà vu précédemment, pour chaque anomalie cardiaque correspond un signal PCG pathologique bien spécifique, où les caractéristiques fréquentielles et temporelles se différencient d'un cas à un autre. Les caractéristiques temporelles et fréquentielles des différents bruits sont affichées sur le tableau ci-dessous.

Les bruits	Localités (ms)	La durée (ms)	Bande de fréquence(Hz)
B1	10-50 après le pic R dans l'ECG	100-160	10-140
B2	280-360 après le pic R dans l'ECG	80-140	10-400
B3	440-460 après le pic R dans l'ECG ou 120-180 après la clôture des valves sigmoïdes	40-80	15-60
B4	40-120 après l'onde P dans l'ECG	30-60	15-45

Tableau 1.2. Les caractéristiques temporelles et fréquentielles d'un PCG[5]

Les bruits cardiaques sont essentiellement des sons de fréquences basses à faible niveau. Comme le montre la figure 1.5, seule une petite partie des sons cardiaques se trouvent dans la plage d'audibilité humaine. Cela signifie que nos oreilles sont incapables d'entendre correctement ces sons et donc nous ne serons pas en mesure d'analyser les moindres détails répandus afin de diagnostiquer le patient correctement. Donc, nous devons amplifier ces sons pour entendre et interpréter correctement. Pour cette raison l'utilisation d'un stéthoscope s'avère une nécessité. Pour une bonne auscultation des bruits cardiaques. [5]

1.6 La photopléthysmographie

C'est une technique optique qui permet de relever le signal PPG qui est souvent obtenu par l'utilisation d'un Photoplethysmographe de pouls (SpO2) et qui mesure les changements de l'absorption de la lumière dans des vaisseaux sanguins. Le Photoplethysmographe de pouls, appelé aussi saturomètre est un outil largement utilisé dans les hôpitaux et particulièrement dans les services de réanimation, des soins intensifs de cardiologie, dans les urgences, en pneumologie et en néonatalogie aussi bien chez les enfants, les adultes que les personnes âgées.

Le Photoplethysmographe de pouls permet de mesurer instantanément de façon non invasive et en continu la quantité d'oxygène qui circule dans les artères. On parle de la saturation artérielle en hémoglobine (SaO2). L'hémoglobine étant la molécule qui transporte l'oxygène vers les tissus et y prend le dioxyde de carbone rejeté par ces mêmes organes pour le faire revenir aux poumons.

1.6.1 Principe de la photopléthysmographie

La photopléthysmographie est méthode de mesure de taux de saturation en oxygène, elle consiste à mettre le doigt dans une pince qui contient au-dessus deux LED (deux diodes électroluminescentes Rouge et Infrarouge) qui émettent la lumière vers le doigt sur lequel on applique une vasodilatation, ainsi un photo détecteur placé au-dessous de doigt pour recevoir la lumière traversé.

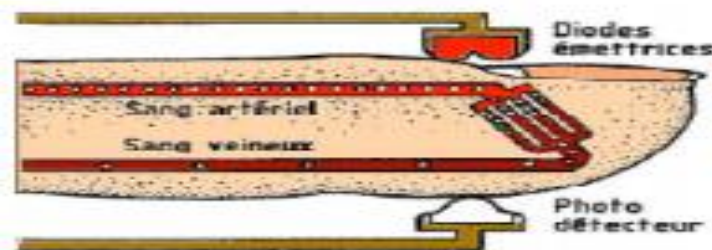


Figure 1.9 Le principe Emission/Réception

1.6.2 Caractéristique du signal photopléthysmogramme

Les paramètres issus du signal PPG prouvent une forte relation entre les caractéristiques de consistance de grosse artères et celle de l'onde de pouls périphérique. Dans la suite, nous allons détaillée certains caractéristiques essentiel du signal PPG.

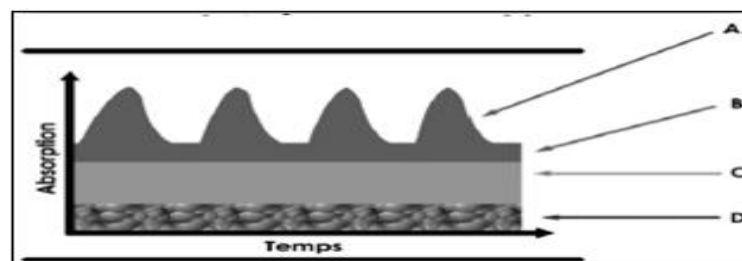


Figure 1.10 Représentation simplifiée des composantes du signal PPG(A)

Composante pulsatile due à la circulation artérielle dite « AC ». (B) absorption en lien avec la diastole artérielle. (C) absorption par le sang veineux. (D) absorption par les tissus. La composante « DC » est la somme B+C+D.

Le signal PPG possède 2 composantes principales, qui ont une relation avec la circulation du courant électrique :

- La première relative à la circulation artérielle dite « AC », est la composante pulsatile battement par battement, modifiée par les variations de volume intravasculaire.
- La deuxième « DC » ou courant direct, représente l'absorption du signal par les tissus, le sang veineux ainsi que la diastole artérielle.

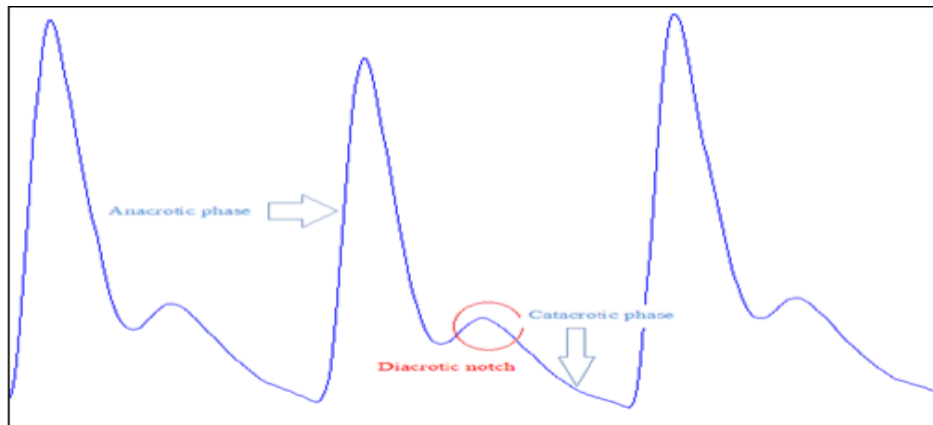


Figure 1.11 Le signal photopléthysmogramme.

La composante pulsatile de l'onde PPG se décompose en deux phases distinctes :

La première phase correspond à l'onde systolique où l'intensité du signal croît et atteint son maximum pendant la systole cardiaque. Cette phase est en lien avec le volume d'éjection systolique. La deuxième phase correspond à l'onde diastolique où l'intensité du signal décroît indiquant que le cœur a terminé le cycle systolique et a commencé sa diastole. La partie rouge sur la figure 1.11 représente l'encoche dichroïque qui apparaît lorsque la valve aortique ; qui empêche le reflux de sang ; se referme.

1.7 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons présenté des notions générales sur l'anatomie et le fonctionnement physiologique du cœur avec une description de l'activité électrique et mécanique de ce dernier. Les caractéristiques temporelles et fréquentielles des signaux ECG, PCG, PPG sont aussi discutées. Ces notions apparaissent importantes lors de la réalisation du circuit de mise en forme des signaux électrophysiologiques.

Le chapitre suivant est consacré à l'étude du schéma bloc du circuit de mise en forme de ces signaux et son principe de fonctionnement.

Chapitre 2

Etude théorique des circuits

De mise en forme

2.1 Introduction

Dans ce chapitre on va étudier les différents blocs de notre système, comme cela était indiqué auparavant notre système est composé de trois sous-systèmes : un électrocardiographe, un Phonocardiographe et un Photoplethysmographe. Le schéma bloc présenté en figure 2.1 constitue la plateforme à partir de laquelle notre circuit sera réalisé.

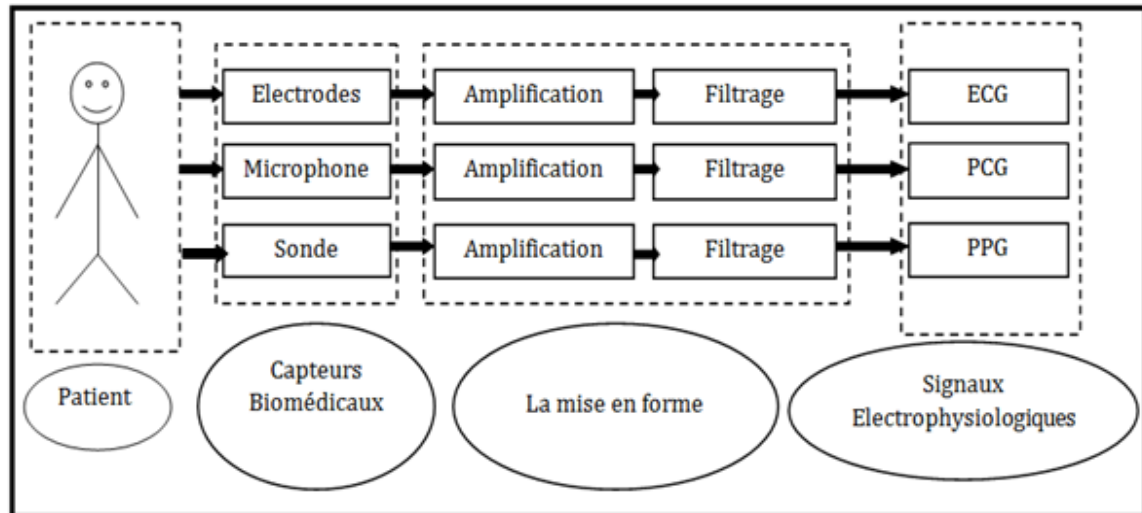


Figure 2.1 Schéma bloc de système réalisé.

2.2 Les capteurs biomédicaux

Les capteurs biomédicaux sont des capteurs destinés à mesurer les signaux physiologiques générés par les êtres humains. Le rôle joué par les capteurs biomédicaux est l'un des aspects techniques que l'on rencontre au cours du dialogue patient -machine, en effet toute transformation biologique doit, pour être exploitée, se présenter sans la forme de signaux compréhensibles, enregistrables et mesurable en valeurs normalisées.

2.2.1 Les électrodes

Les capteurs utilisés pour l'acquisition de signal ECG sont des électrodes de mesure qui sont placées directement aux différents endroits sur le corps. Ces endroits sont standardisés et sont connus sous le nom de « dérivations ». Il existe douze dérivations standards (6 des membres et 6 précordiales). Dans notre cas une seule dérivation est réalisée (il s'agit de la dérivation DII). Ainsi deux électrodes sont utilisées. La troisième électrode est celle du pied Droit. Cependant pour assurer une bonne détection du signal ECG, les électrodes doivent s'adapter au milieu biologique, sans initier des réactions nuisibles pour les tissus excitables avec lesquels elles sont supposées maintenir un contact permanent, aussi de la sécurité et du confort du patient. De plus, elles doivent posséder une bonne résistance mécanique pour ne pas céder une fois fixées. [6]

2.2.1.1 Les différents types d'électrodes

On peut classer les électrodes suivant différents critères : La polarisation, la fabrication et la géométrie.

➤ **Electrodes polarisables et électrodes non polarisables**

Une électrode sera dite polarisable ou non polarisable selon son comportement face au passage d'un courant. Pour le premier type, l'électrode ne reprend pas sa tension initiale après avoir été parcourue par un courant. Ce changement est due à la modification de la nature physique de l'interface électrode-électrolyte causée par le passage direct de charges à travers cette dernière. Par contre, dans le cas des électrodes dites non polarisables, le transfert de charge au niveau de l'interface électrode-électrolyte s'effectue d'une manière similaire au transfert de charge à travers un Condensateur, ce qui ne modifie que temporairement la tension de l'électrode. Les électrodes faites à base de métaux nobles constituent un exemple d'électrodes non polarisables. Il est toutefois important de souligner qu'il est impossible de fabriquer une électrode parfaitement polarisable ou parfaitement non polarisable. Cependant les électrodes utilisées lors des expériences en laboratoire ont des comportements qui se rapprochent de l'une ou l'autre de ces deux catégories.

➤ **Classification selon le matériau de fabrication**

Le matériau utilisé joue un rôle capital dans la fabrication d'une électrode. Il détermine la qualité du transfert de charge entre le stimulateur et les tissus. On distingue des électrodes faites à base de métaux nobles et ses alliages sont les plus utilisés à cause de leur grand taux d'injection de charge. L'Iridium est parfois sollicité pour ses propriétés mécaniques. D'autres électrodes en métaux nobles sont en Or ou en Palladium. Dans l'ensemble, ces électrodes présentent une plus grande résistance aux corrosions comparées aux électrodes en métaux courants. Ces dernières peuvent être en acier inoxydable, en cuivre, en argent, en titane, en tungstène, ou en alliage nickel-cobalt. Il est cependant à noter que la couche d'oxyde formée sur les électrodes en titane et en tantale, leur confère une assez bonne résistance aux attaques électrochimiques.

➤ **La géométrie de l'électrode**

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

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



Figure 2.2 Types des électrodes

2.2.2 Microphones

Les capteurs utilisés pour l'acquisition de signal PCG sont des microphones.

Le microphone est un capteur qui convertit l'énergie du son (sous forme de pression) en énergie électrique, tandis qu'un haut-parleur est un actionneur qui convertit l'énergie électrique en énergie acoustique.

Lors d'un enregistrement sonore, les capteurs les plus souvent utilisés sont les microphones ou les accéléromètres (appelé aussi microphone de contact ou microphone piézoélectrique). Ces capteurs ont une bonne réponse dans la bande des hautes fréquences qui est tout à fait adéquate pour les sons du corps humains. Par contraire, c'est la réponse dans les basses fréquences qui est le principal inconvénient de ces capteurs ultrasonores. Le microphone est un capteur qui mesure les ondes vibratoires de pression induites par les mouvements de différentes composantes du cœur, tandis que les accéléromètres sont des capteurs de contact qui mesurent directement les mouvements de la paroi thoracique.

2.2.2.1 Types de microphones

Les microphones destinés à la mesure doivent posséder des caractéristiques spécifiques leur permettant d'être utilisés dans des conditions parfois très différentes avec des écarts de performances aussi faibles que possible.

Les qualités techniques requises pour les microphones sont :

- la linéarité (réponse linéaire en amplitude et en fréquence)
- la fidélité et la reproductibilité
- l'absence de distorsion (harmonique, intermodulation, etc.)
- la stabilité électromécanique à long terme
- la stabilité en température et en hygrométrie
- le minimum de bruit de fond
- la robustesse
- le faible encombrement
- la bonne maniabilité. [7]

Les principaux domaines couverts par ces microphones sont :

- la mesure en champ libre
- la mesure en champ diffus
- la mesure en cavités (coupleurs, piston phones, etc...)
- la mesure en basses et hautes fréquences (de 1 Hz à 140 kHz)
- la mesure de très faibles et très forts niveaux sonores (de 0 à 180 dB)
- la mesure en régime impulsionnel. [7]

Il existe plusieurs types de microphones, à savoir les microphones électrodynamique à bobine mobile, les microphones piézoélectriques, les microphones à gradient de pression, les microphones à électret.

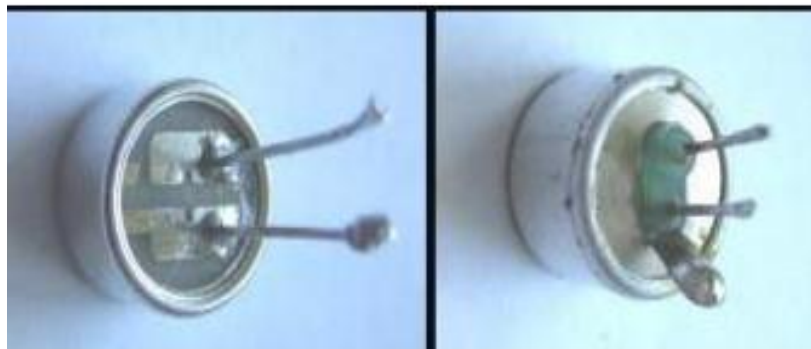


Figure 2.3 Micros à électret 2 et 3 fils[7]

2.2.2.2 Comparaison entre les différentes technologies des microphones

Le tableau 2.1 représente les différents types des microphones ainsi que leurs caractéristiques.

	Microphone ECM	Microphone dynamique	Microphone Piézoélectrique	préférence
cout	Faible	Faible	Important	ECM/Dynamique
sensibilité	Bonne	Faible	Bonne	ECM/Pièzo
Dimension	Petit	Grand	Petit	ECM/Pièzo
Bande de fréquence	[20Hz-20KHz]	[50Hz-20KHz]	[10Hz-20KHz]	ECM/Pièzo

Tableau 2.1 Comparaison entre les différents types de microphones. [8]

2.2.3 Capteur du PPG

C'est un capteur optique qui est défini comme un dispositif capable de détecter l'intensité lumineuse ou la longueur d'onde des photons. Il se compose d'un émetteur de lumière associé à un récepteur. La détection d'un objet se fait par coupure ou variation d'un faisceau lumineux. La mesure (grandeur de sortie) des capteurs optiques est généralement un courant. Le signal est amplifié pour être exploité dans le reste de la chaîne d'acquisition. En effet, Le capteur de PPG est constitué généralement de deux blocs :

2.2.3.1 Bloc d'émission (DELS)

Constitué essentiellement des diodes électroluminescentes (DELS). Ce sont des diodes électroluminescentes (LEDs) rouge/infrarouge disposées de façon à émettre deux lumières monochromatiques rouge et infrarouges. Ces lumières traversent le site de mesure qui est le doigt ou l'orteil ou encore le lobe de l'oreille et seront captés par le circuit d'émission.

Définition

Une diode électroluminescente (DEL) est un composant électronique à base de semi-conducteur qui produit un rayonnement visible par émission spontanée. On l'appelle très souvent LED (Light Emitting Diode). Une diode émettrice rouge ou infrarouge est un dispositif similaire mais qui génère un rayonnement dans le spectre rouge ou infrarouge. Elles sont représentées par les deux symboles de la figure 2.4. [9]

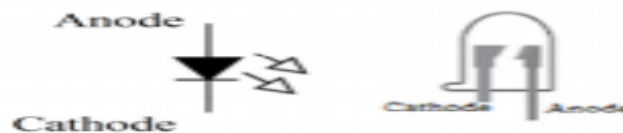


Figure 2.4 Symbole d'une diode électroluminescente

Caractéristiques des LEDs

Elles sont caractérisées par :

- **Intensité lumineuse** : c'est le courant dans la diode qui commande le flux ou l'intensité du rayonnement émise.
- **spectre d'émission** : le rayonnement émis par une LED n'est pas monochromatique, mais possède un spectre continu en forme de cloche
- **Répartition spatiale de l'intensité** : il est important de connaître la répartition de l'intensité lumineuse suivant la direction d'observation. L'indicatrice d'intensité est habituellement une surface de révolution autour de l'axe de la diode électroluminescente. [9]

2.2.3.2 Bloc de réception

Ce bloc est constitué principalement à l'aide des photodiodes ou des phototransistors. Les photodiodes transforment la radiation lumineuse en signaux électriques. On les nomme aussi détecteurs optiques, photorécepteurs ou les capteurs optiques. Le symbole d'une photodiode est celui d'une diode auquel on ajoute deux flèches pour symboliser l'action de rayonnement (Fig. 2.5).

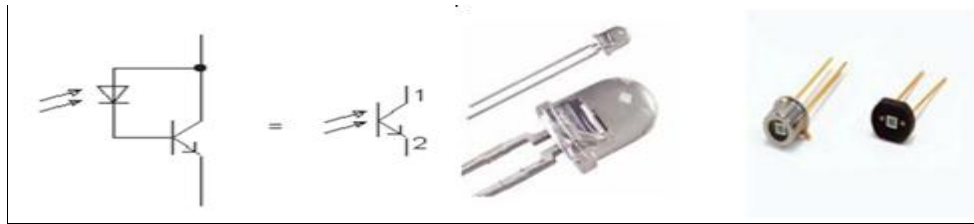


Figure 2.5 Symbole d'une photodiode et d'un phototransistor.

Principe de fonctionnement :

En l'absence de rayonnement, la diode polarisée en inverse est parcourue par un faible courant de fuite. La photodiode utilise principalement le silicium comme matériaux, dont la sensibilité spectrale s'étale à la fois dans le visible et dans le proche infrarouge.

Caractéristiques des photodiodes :

- **courant d'obscurité** : c'est le courant délivré par le dispositif dans l'obscurité. il dépend en général fortement de la température. il est souhaitable qu'il soit le plus faible possible.
- **sensibilité** : quand il est éclairé, un détecteur optique fournit photoélectrique un courant d'origine qui s'ajoute au courant d'obscurité.
- **influence du bruit** : une caractéristique importante des photodiodes est leur aptitude à détecter des signaux optique faibles.

Le phototransistor est un transistor dont la base est exposée à la lumière. Il est en générale de type NPN et au silicium. Son symbole est celui d'un transistor, auquel on a ajouté deux flèches pour indiquer l'action du rayonnement. Il se caractérise par :

- **Courant d'obscurité** : le courant de fuite de la jonction base-collecteur est multiplié par l'amplification en courant pour donner le courant d'obscurité. La température à une grande influence sur le Courant d'obscurité, aussi la tension entre le collecteur et l'émetteur peut modifier la valeur du Courant d'obscurité
- **linéarité** : le photo-courant de la jonction collecteur-base est amplifié par effet transistor pour donner un courant de collecteur. Un phototransistor est moins linéaire qu'une photodiode : c'est là un de ses inconvénients. [9]

2.2.3.3 Types de sonde

Les capteurs de la photo pléthysmographie existent sous différentes formes et différentes tailles afin de s'adapter à toutes les situations. On trouve :

➤ Les pinces

Ils sont placés sur un doigt. Ce dernier est constitué d'une source lumineuse qui est assez puissante pour pénétrer plus d'un centimètre dans le tissu, d'une photo-détecteur pour détecter la lumière transmise (Figure 2.6). Elles peuvent être soit rigide, soit semi-rigide afin de s'adapter au mieux à toutes les morphologies. [10]



Figure 2.6 Une pince de Photoplethysmographie de pouls

➤ Sondes autocollantes

Elles se présentent comme des sparadraps avec une face collante pourvue des deux diodes lumineuses. Son avantage est d'être beaucoup plus stable et permet des mesures fiables (Figure 2.7). [11]



Figure 2.7 Sonde autocollante

➤ Pinces à oreilles

Ce type de capteur permet d'effectuer la mesure au niveau de l'oreille (Figure 2.8). Elles sont indiquées lorsque le sujet possède une mauvaise circulation périphérique. Son inconvénient est l'instabilité lors du mouvement de patient. [10]



Figure 2.8 Une pince à oreille

➤ Capteurs à réflectance

Ils se placent sur le front au moyen d'un bandeau, au niveau des ailes du nez ou d'un système autocollant (Figure 2.9). Ce type de capteur est plus stable que les pinces à oreille.



Figure 2.9 Capteur à réflectance

2.3 Mise en forme

La mise en forme du signal est une chaîne de mesure qui comporte un certain nombre de composants électroniques, permettant le traitement analogique du signal (amplification, filtrage, ...)

2.3.1 L'amplification

Généralement les signaux électrophysiologiques sont des signaux de faibles amplitudes.

Pour avoir une bonne précision, il est nécessaire de les amplifier. Mais cette amplification ne doit concerner que le signal utile. Mais souvent on a une présence d'une tension parasite ainsi qu'une tension de mode commun due au conditionneur associée au capteur.

Pour éliminer ou atténuer fortement tout signal ne contenant pas d'information et pour ne garder que le signal utile on fait appel à un amplificateur d'instrumentation. C'est un amplificateur différentiel à fort taux de rejection en mode commun.

2.3.1.1 Amplificateur opérationnel idéal

Est un amplificateur différentiel (OP) qui amplifie la différence de potentiel électrique. Il est représenté sur les schémas électroniques par un triangle muni de cinq bornes. La polarisation des transistors qui composent le circuit intégré, est assurée par deux sources de tension continue, de polarité inversée (+VCC ou -VCC). La valeur courante de Vcc est de 15V. Les deux bornes d'entrée de l'A.O, sont les deux bornes inverseuses (-) et non inverseuses (+).

En réalité, un OP est constituée de deux étages : étage d'entrée et un autre de sortie. L'étage d'entrée est un amplificateur de différence et le deuxième étage est un amplificateur de basse impédance de sortie (Figure 2.10).

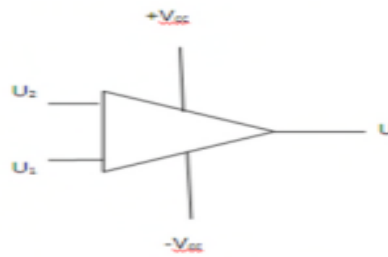


Figure 2.10 Amplificateur opérationnel

2.3.1.2 Les amplificateurs d'instrumentation

Les amplificateurs d'instrumentation ne sont pas des amplificateurs opérationnels. Ce sont des circuits complets associant plusieurs amplificateurs opérationnels et les composants nécessaires à leur bon fonctionnement : résistances, capacités de compensation...

Ces amplificateurs peuvent être fabriqués à l'aide d'éléments discrets, mais la plupart du temps, on leur préférera des amplis intégrés, se présentant sous la même forme que des amplificateurs opérationnels. Ces composants intégrés auront plusieurs avantages sur les montages à éléments discrets : simplicité de mise en œuvre, nombre de composants limité, très grande précision, due notamment à un ajustage par laser des résistances sur la puce. Ce procédé permet d'apparier les composants d'une façon meilleure qu'avec des composants discrets, et autorisera des TRMC beaucoup plus élevés.

Les amplificateurs d'instrumentation se distinguent notamment des amplificateurs opérationnels par le fait qu'ils ont un gain " élevé " comparé à ces derniers (de 1 à 1000 contre 10^6 et plus). On pourra être tentés de fabriquer un amplificateur d'instrumentation avec ces amplificateurs opérationnels spéciaux ; dans certains cas (besoin de rapidité, TRMC élevé à haute fréquence...). On pourra y gagner, mais il ne faudra pas oublier qu'il sera nécessaire d'apparier les résistances de façon très " serrée ".

L'amplificateur d'instrumentation peut être réalisé soit de manière discrète en combinant trois amplificateurs opérationnels soit de manière intégrée. Une étude succincte d'un amplificateur d'instrumentation réalisé avec trois amplificateurs opérationnels est présentée dans ce qui suit pour mettre en exergue les caractéristiques spécifiques qu'on retrouve dans ce genre d'amplificateurs.

Caractéristiques idéales d'un amplificateur d'instrumentation

Un amplificateur d'instrumentation a des caractéristiques suivantes :

- une impédance d'entrée infinie
- une impédance de sortie nulle
- un TRMC infinie
- un Gain différentiel réglable.

L'Amplificateur d'instrumentation à trois étages :

La figure 2.11 ci-dessous illustre la configuration d'amplificateur d'instrumentation constitué à base de trois amplificateurs opérationnels.

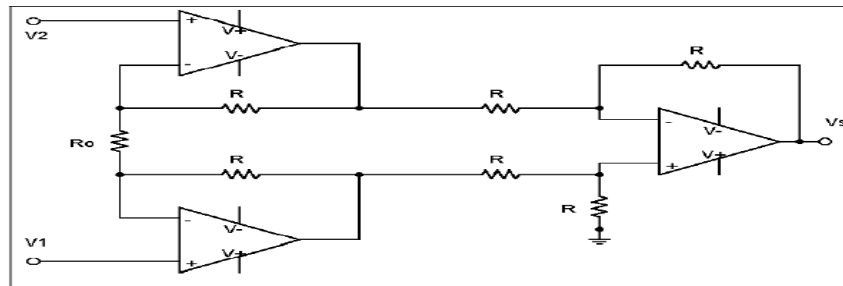


Figure 2.11 Amplificateur d'instrumentation à trois étages.

Il associe un amplificateur de différence (en général de gain 1) à un étage d'entrée différentielle symétrique.

En faisant une étude du circuit, par superposition, on obtient :

$$V_s = \left(1 + 2 \frac{R}{R_0}\right) (V_1 - V_2) \quad \text{Eq 2.1}$$

On a donc un gain réglable à l'aide d'une seule résistance R_0 .

Ce circuit est réalisé de manière intégrée permettant ainsi une très grande précision sur les résistances R ainsi qu'une très bonne stabilité thermique.

On remarquera que le premier étage de l'amplificateur d'instrumentation ne génère pas d'erreur de mode commun de par sa symétrie. Si $V_1 = V_2 = V$, on retrouve V en entrée de l'amplificateur de différence (cas d'Amplificateur opérationnel parfait).

Cependant l'amplificateur opérationnel n'est pas parfait, ainsi la tension de sortie devient :

$$V_s = \left(1 + 2 \frac{R}{R_0}\right) (V_1 - V_2) + \frac{1}{\tau_{A.Op}} (V_1 + V_2) \quad \text{Eq 2.2}$$

Cette fois le taux de réjection de l'A.I. est amélioré vis à vis du TRMC de l'A. Op.

$$\tau_{A.I} = \tau_{A.Op} \left(1 + 2 \frac{R}{R_0}\right) \quad \text{Eq 2.3}$$

Dans notre réalisation, on utilise :

- Le circuit de mise en forme du signal électrocardiographique basé sur le circuit intégré AD620 monté comme un amplificateur d'instrumentation.
- Le circuit de mise en forme du signal phonocardiographique basé sur le circuit intégré TL081 monté comme un amplificateur opérationnel non inverseur.

- Le circuit de mise en forme du signal photopléthysmographique basé sur le circuit intégré UA741 monté comme un amplificateur opérationnel non inverseur.

2.3.2 Filtrage

Un filtre c'est un dispositif laisse passer une bande de fréquence, tandis qu'il atténue une autre. Cette fonction permet de séparer les signaux utiles des signaux parasites, et éliminer les signaux d'interférences. Les filtres peuvent donner d'autre modification aux signaux.

2.3.2.1 Classification des filtres

On distingue selon les moyens mis en œuvre pour leur réalisation les filtres passifs et les filtre actifs.

➤ Filtre passifs

Ils sont constitués aux moyens uniquement des résistances, inductances et capacités. Ils sont très utilisés pour le filtrage antiparasite des lignes d'alimentation et pour le filtrage des hautes fréquences. Ils ont par contre aux basses fréquences l'inconvénient d'utiliser des inductances de dimension importantes donc encombrantes et coûteuses.

➤ Filtres actifs

Ils utilisent pour leur réalisation des résistances des capacités et des amplificateurs (ils n'emploient pas généralement des inductances). L'amplificateur et les impédances qui ont associées permettant de réaliser un filtre d'ordre K.

On peut classer les filtres suivant la forme de leur fonction de transfert ou par le comportement des éléments qui composent le filtre. Les filtres qui sont utilisés dans notre projet sont : passe haut, passe bas, passe bas actif.

• Filtres passe-bas

Un filtre passe bas ne laisse passer que les fréquences au-dessous de sa fréquence de coupure. Il atténue les hautes fréquences.

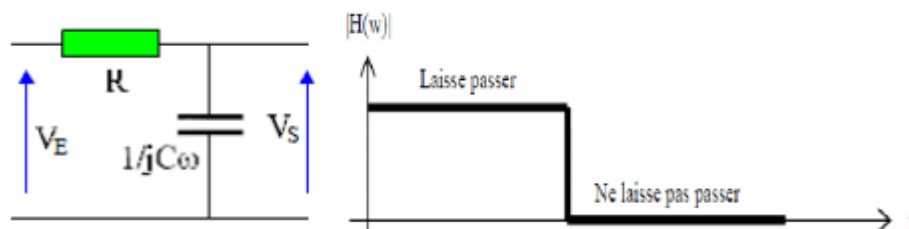


Figure 2.12 Filtres passe-bas

La fonction de transfert est :

$$\frac{V_s}{V_e} = H(j\omega) = \frac{1}{1+jRC\omega} = \frac{1}{1+j(\omega/\omega_c)} \quad ; \text{ Avec } \omega_c = \frac{1}{RC} \quad \text{Eq 2.4}$$

Avec f_c la fréquence de coupure :

$$F_c = \omega_c / 2\pi \quad \text{Eq 2.5}$$

- **Filtres passe-haut**

Un filtre passe haut ne laisse passer que les fréquences au-dessus d'une fréquence déterminée, appelée fréquence de coupure. Il atténue les basses fréquences.

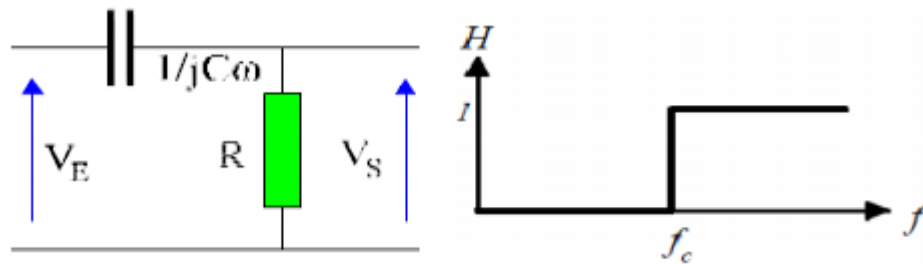


Figure 2.13 Filtres passe-haut

La fonction de transfert est :

$$\frac{V_S}{V_E} = H(j\omega) = \frac{jRC\omega}{1+jRC\omega} = \frac{j(\omega/\omega_c)}{1+j(\omega/\omega_c)} \quad ; \text{ Avec } \omega_c = \frac{1}{RC} \quad \text{Eq 2.6}$$

Avec f_c la fréquence de coupure :

$$F_c = \omega_c / 2\pi \quad \text{Eq 2.7}$$

- **Filtre passe-bas actif**

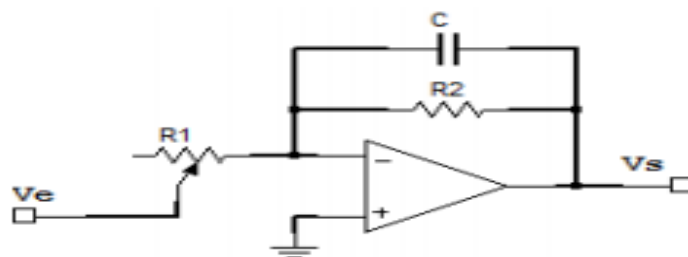


Figure 2.14 Filtre passe-bas actif

La fonction de transfert de ce filtre est donnée par :

$$H(j\omega) = \frac{-R_2}{R_1} \frac{1}{1+R_2j\omega} \quad \text{Eq 2.8}$$

La fréquence de coupure du filtre passe-bas actif du 1^{er} ordre est :

$$F_c = \frac{1}{2\pi C R_2} \quad \text{Eq 2.9}$$

En basses fréquences, le condensateur dans le filtre passe-bas actif du 1^{er} ordre agit comme circuit ouvert. La fonction de transfert est :

$$H(j\omega)_{\omega \rightarrow 0} = \frac{-R_2}{R_1} \quad \text{Eq 2.10}$$

En hautes fréquences, le condensateur dans le filtre passe-bas actif du 1^{er} ordre agit comme circuit fermé. Donc la fonction de transfert est :

$$H(j\omega)_{\omega \rightarrow \infty} \approx 0 \quad \text{Eq 2.11}$$

- **Filtre passe haut actif**

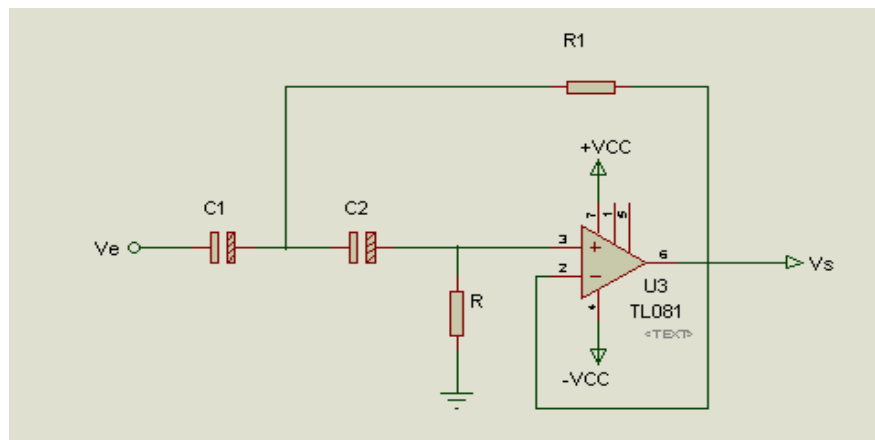


Figure 2.15 Filtre passe haut actif

Nous avons utilisé un filtre actif de deuxième ordre à base de filtre de structure "sallen-key". Pour ce type de filtre, nous avons pris $C1=C2=C$. ce qui implique que la fonction de transfert de ce filtre est donnée par :

$$H(j\omega)_{\omega \rightarrow 0} = \frac{k \left(\frac{j\omega}{\omega_c}\right)^2}{1 + \frac{j\omega}{\omega_c} + \left(\frac{j\omega}{\omega_c}\right)^2} \quad \text{Eq 2.12}$$

La fréquence de coupure du filtre passe-haut actif du 2^{ème} ordre est :

$$F_c = \frac{1}{2\pi C \sqrt{RR1}} \quad \text{Eq 2.13}$$

2.4 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons étudié le schéma bloc général du circuit de mise en forme des signaux électrophysiologies ECG, PPG et PCG. Ce schéma est constitué principalement des capteurs biomédicaux (électrodes, microphone et capteur PPG) et des circuits de mise en forme (amplificateurs d'instrumentations, amplificateurs opérationnels, filtrage).

Le chapitre suivant est consacré pour la réalisation, le test et la validation pratique de ces circuits.

Chapitre 3

Etude pratique des circuits de mise en forme des signaux ECG, PCG et PPG

3.1 Introduction

Dans ce chapitre on étudiera les différents blocs de notre système. Comme cela était indiqué au paravent notre système est composé de trois autres sous-systèmes qui sont électrocardiographe, Phonocardiographe et photopléthysmographie. Ce chapitre sera consacré à la réalisation pratique, aux tests et à la validation des différentes parties décrites dans le chapitre précédent.

3.2 Electrocardiographe

Le signal ECG recueilli par les électrodes, nécessite un circuit électronique de mise en forme. Dans ce qui suit, on s'intéresse à la réalisation pratique d'un électrocardiographe et qui regroupe les différents étages illustres sur la figure 3.1.

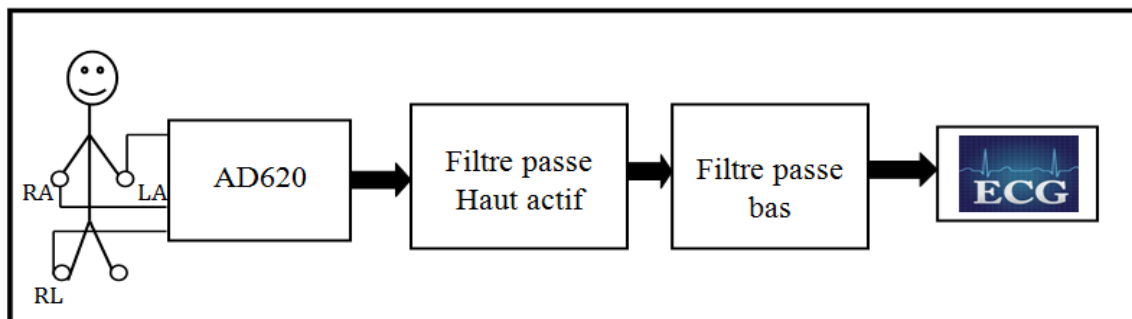


Figure 3.1 Schéma bloc de l'électrocardiographe

3.2.1 Les électrodes

L'électrode constitue le premier élément de la chaîne de mesure électrophysiologie. Directement en contact avec le milieu biologique, ce dispositif permet de détecter l'activité électrique du cœur ECG.

Dans notre réalisation trois électrodes à usage unique ou à pince sont utilisées. Lors de la détection du signal ECG, elles seront fixées respectivement sur le poignet Gauche (LA), le poignet Droit (RA) et le pied Droit (RL).

Pour un meilleur contact entre la peau et l'électrode, on utilise un gel qui augmente la conduction électrique.

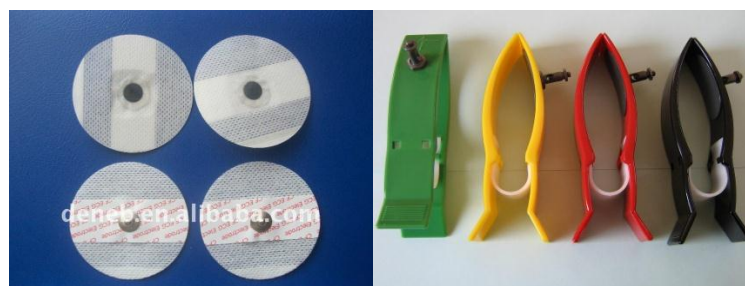


Figure 3.2 Types des électrodes utilisées.

3.2.2 Mise en forme

Le signal ECG est un signal à faible amplitude. Il est contaminé par des bruits de différentes natures. Ceci implique qu'un circuit de mise en forme est incontournable. Un étage d'amplification et d'autre de filtrage sont alors indispensables.

3.2.2.1 Circuit d'amplification

Le signal électrocardiographique issu des électrodes est de très faible niveau (quelques mv), noyé très souvent dans du bruit; il est alors indispensable de l'amplifier. En fait cette amplification ne doit concerner que le signal utile. Il faut donc faire une amplification « sélective » qui élimine ou atténue fortement tout signal ne contenant pas d'information pour ne garder que le signal utile. Afin d'accomplir ces performances, on fait appel à l'amplificateur d'instrumentation qui adapte le signal utile à la chaîne d'acquisition de manière la plus précise.

Dans notre réalisation le choix est porté sur une version intégrée de l'amplificateur d'instrumentation ; il s'agit du circuit intégré le AD620 d'Analog Devices (voir l'annexe).

L'AD620 est à faible coût avec une haute précision qui nécessite une seule résistance externe pour régler des gains de 1 à 1000.

L'AD620, avec sa grande précision et sa bonne linéarité, sa faible tension de décalage de 50 mV max et de dérive de température 0,6 mV / ° C max, est idéal pour une utilisation dans la détection de grandeurs de très faible niveau. Par ailleurs, le faible niveau de bruit, à faible courant de polarisation d'entrée, et de faible puissance, le rendent bien adapté pour des applications médicales telles que l'ECG. Le courant de 1,0 nA max polarisation d'entrée faible est rendue possible grâce l'utilisation de la transformation Super béta dans l'étage d'entrée. l'AD620 fonctionne bien comme un préamplificateur en raison de son faible niveau de tension d'entrée de 9 nV / Hz à 1 kHz, 0,28 mV pp dans la bande Hz 0,1 Hz à 10, 0,1 pA / Hz Bruit d'entrée en vigueur. En outre, l'AD620 est bien adapté pour les applications multiplexées avec son temps de stabilisation de 15µs à 0,01%. [6]

Amplificateurs d'instrumentation, comme l'AD620, offrent une haute TCMR, qui est une mesure de la variation de la tension de sortie lorsque les deux entrées sont changées en des quantités égales. Pour des performances optimales TCMR, la borne de référence doit être liée à une Point de faible impédance, et les différences dans la capacité et La résistance doit être maintenue à un minimum entre les deux entrées. Le gain assuré par le circuit intégré dans le circuit de 1 jusqu'à 1000. [6]

En effet, le gain de l'AD620 est fixé par la résistance externe R_1 selon l'équation suivante :

$$G = \frac{49.4K\Omega}{R_1} + 1 \quad \text{Eq 3.1}$$

Dans notre réalisation R1 est fixée à 560Ω afin d'obtenir un gain égale à 89.214

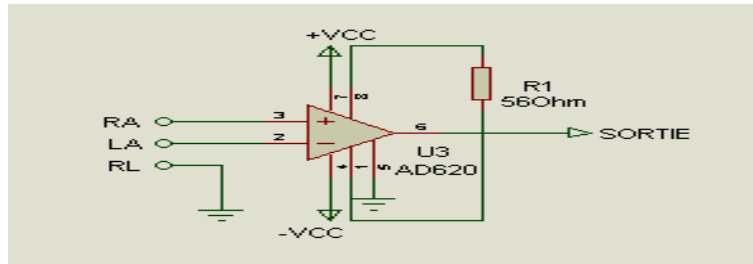


Figure 3.3 Etage d'amplificateur réalisé à base d'un AD620

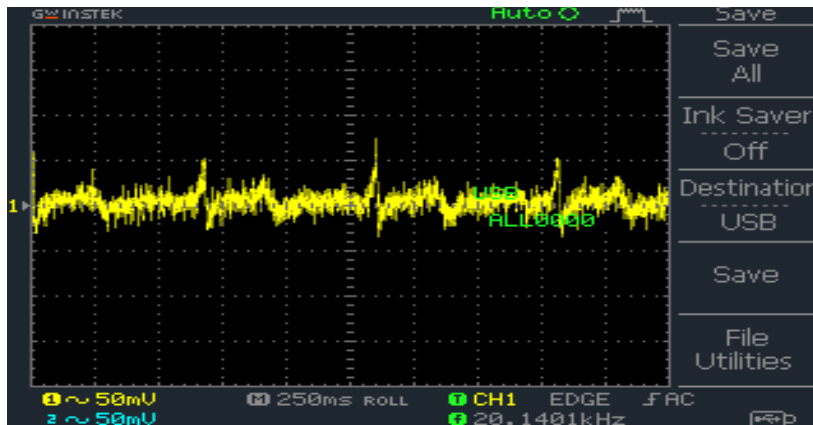


Figure 3.4 Le signal ECG a la sortie de l'AD620

3.2.2.2 Circuit de filtrage

Le signal ECG, ainsi amplifié, peut être noyé dans différentes sources de bruits. Dans notre réalisation, nous avons utilisé deux types de filtrage.

➤ Filtres passe-haut actif

Le filtre passe haut actif est constitué d'un filtre passe haut passif en cascade avec un amplificateur et le circuit de rétroaction, ces deux derniers sont connectés dans une configuration non inverseur.

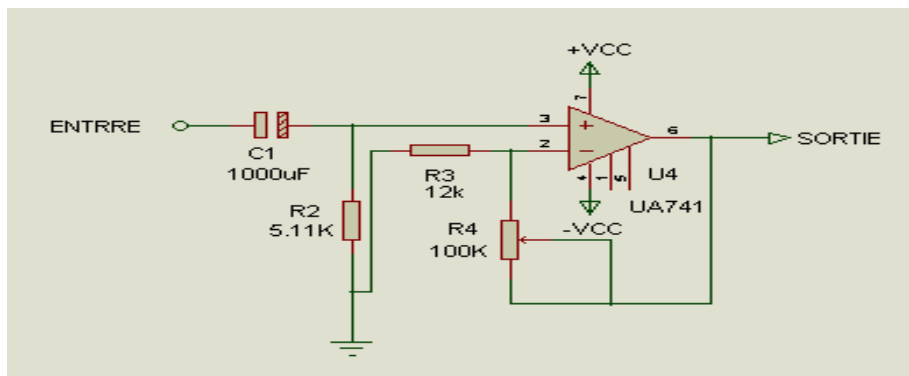


Figure 3.5 Filtre passe haut actif.

Le filtre passe haut est constitué par la capacites C1 et la resistances R2. Sa frequence de coupure est égale à :

$$F_C = \frac{1}{2\pi C_1 R_2} = 0.03\text{HZ} \quad \text{Eq. 3.2}$$

L'amplificateur est de type non inverseur ou le gain est fixé par les deux resistances R3 et R4 .

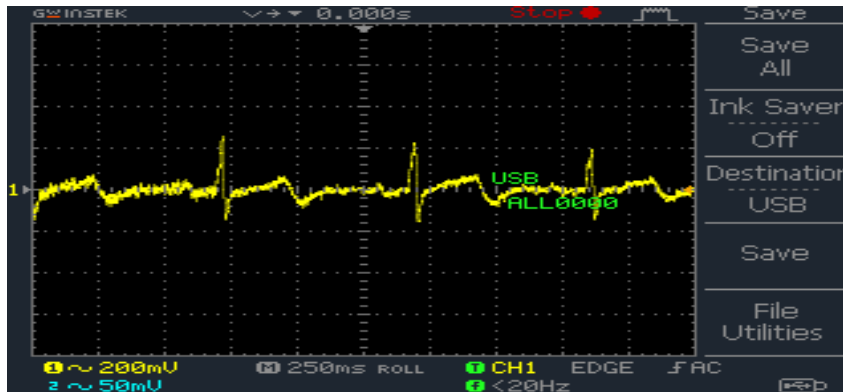


Figure 3.6 Le signal ECG a la sortie de filtre passe haut actif .

➤ **Filtre passe-bas passif**

Le filtre passe bas passif est constitué par la résistance R5 et la capacité C2.

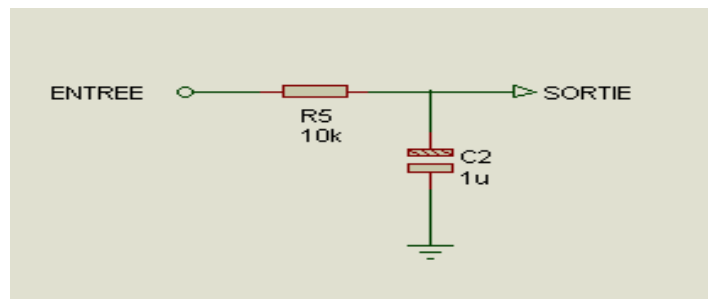


Figure 3.7 Filtre passe-bas

Les caractéristiques principales de ce filtre sont :

La fréquence de coupure de ce filtre est calculée selon l'équation 3.3.

$$F_C = \frac{1}{2\pi C_2 R_5} \quad \text{Eq 3.3}$$

Avec une résistance $R_5=10\text{K}\Omega$ et une capacité $C_2=1\mu\text{F}$, on obtient une fréquence de coupure

$$F_C = 15.91\text{HZ} .$$

La figure 3.8 représente le circuit de mise en forme que nous avons réalisé et qui est dédié à l'amplification et au filtrage du signal ECG. Les figures 3.9 à 3.11 illustrent des images du circuit réalisé. La figure 3.12 représente le test du circuit sur un sujet normal.

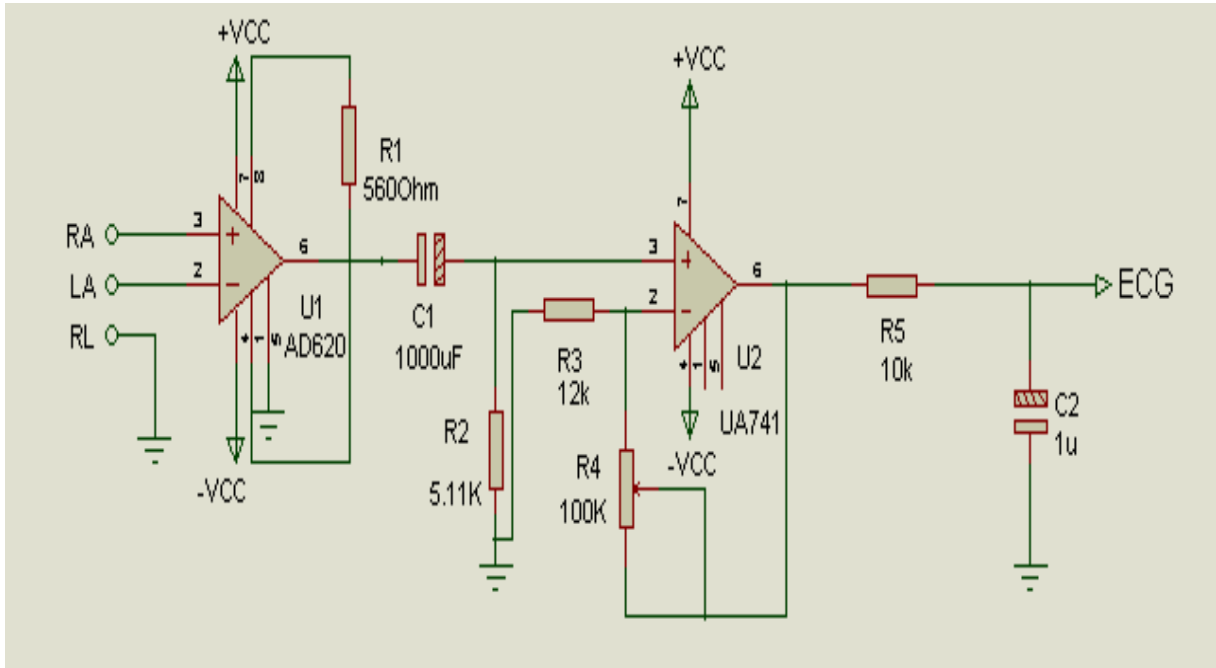


Figure 3.8 Schéma électrique de la mise en forme du signal ECG

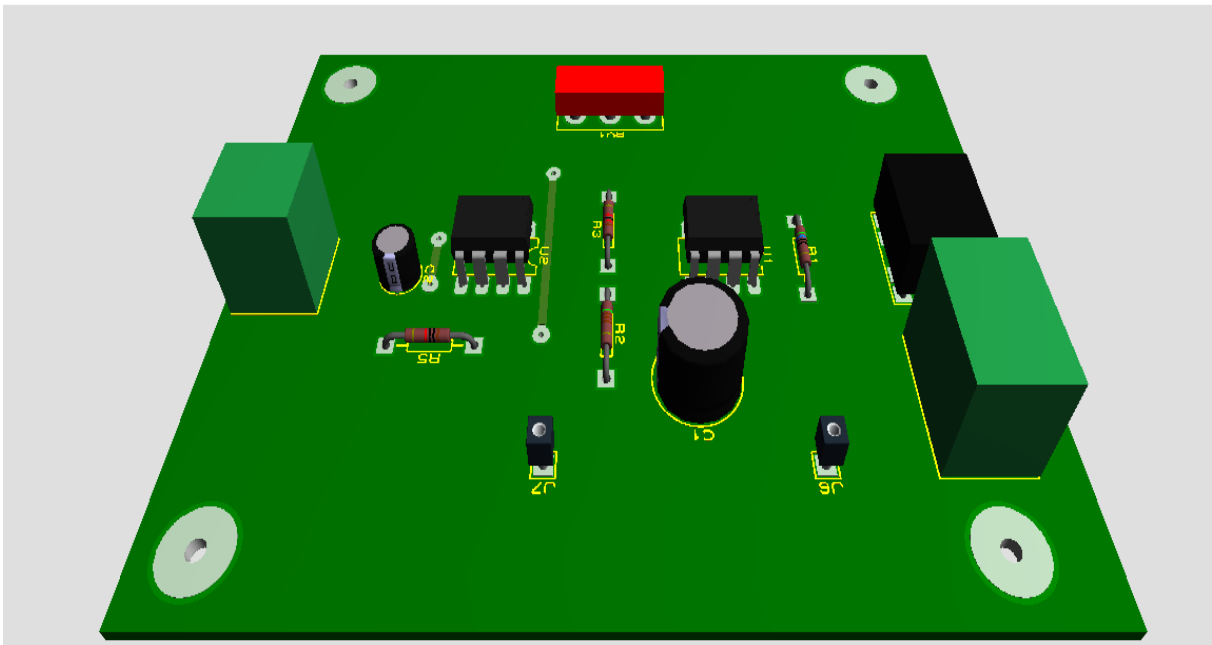


Figure 3.9 Image 3D de circuit de mise en forme ECG

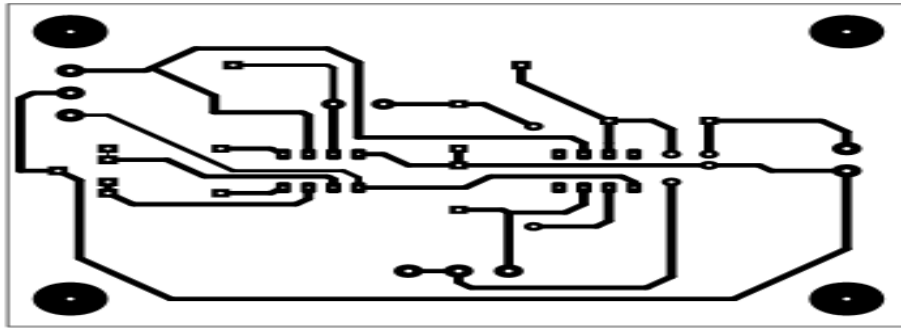


Figure 3.10 Circuit imprimé de circuit mise en forme ECG

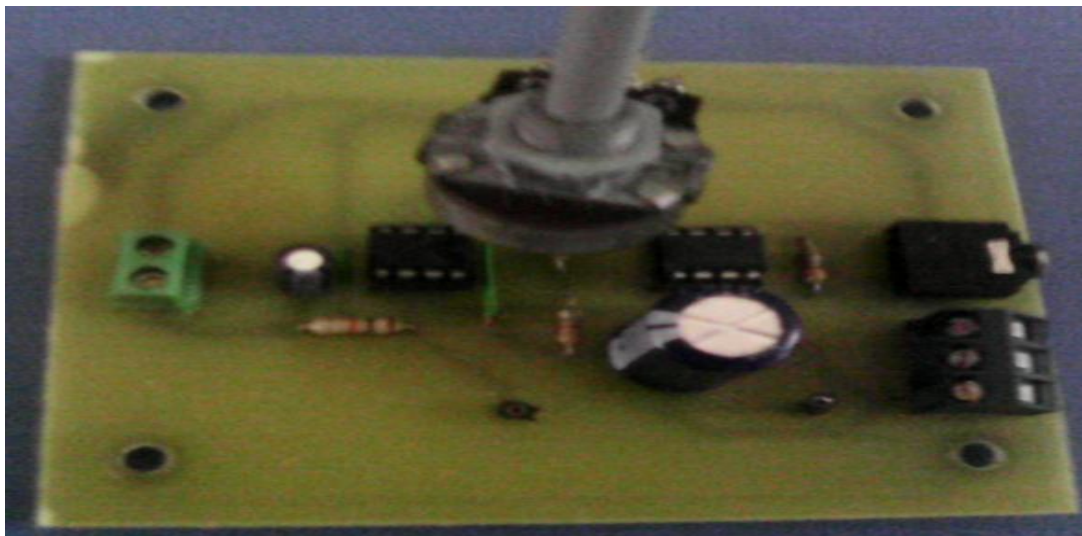


Figure 3.11 La réalisation pratique d'un ECG

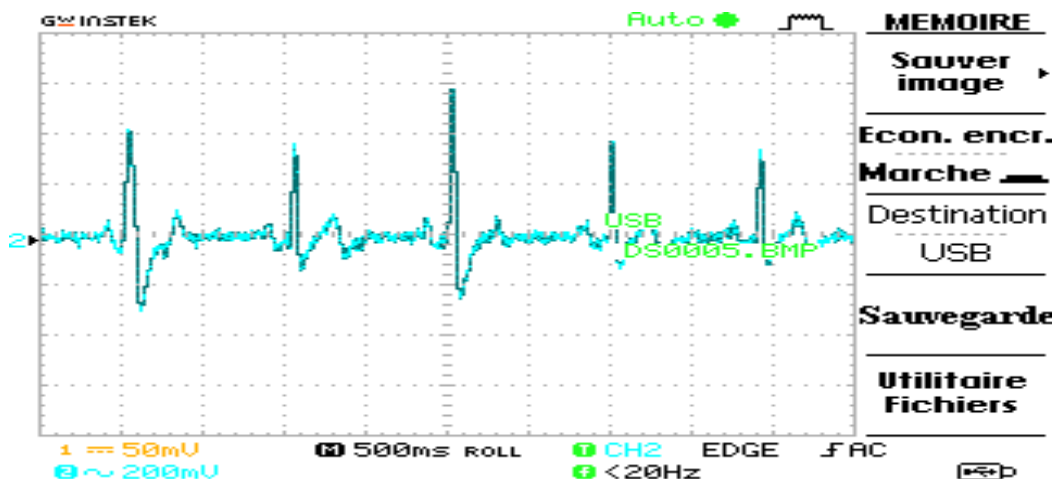


Figure 3.12 Le signal ECG à la sortie finale

Sur la figure précédente, on distingue clairement les différentes ondes constituant le signal ECG. Malheureusement, le circuit n'arrive pas à filtrer totalement les bruits présents sur le signal ECG. Ceci est dû au fort bruit du 50 Hz. Un filtrage numérique de ce type de bruit est recommandé.

3.3 Phonocardiographe

Le signal PCG détecté sur la partie thoracique d'un sujet à travers un stéthoscope nécessite un circuit électronique de mise en forme. Ce circuit est essentiellement constitué de deux étages. Un premier étage est consacré pour amplifier le signal PCG détecté tandis que le deuxième étage sert pour filtrer les différents bruits contaminant le signal utile.

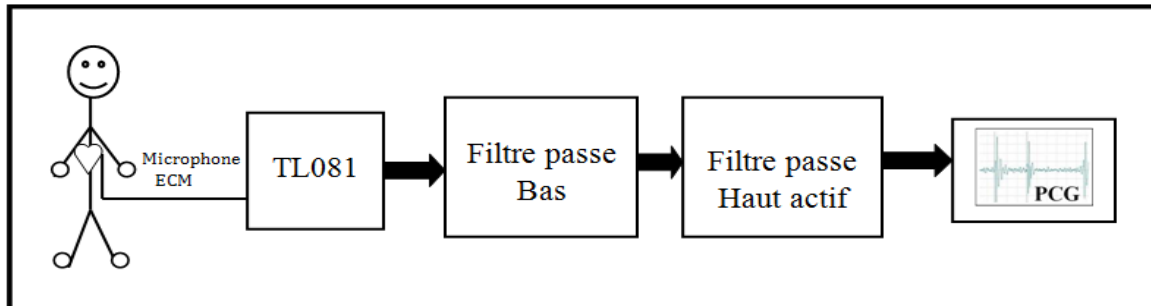


Figure 3.13 Schéma bloc d'un PCG

3.3.1 Le microphone

Le microphone utilisé est un microphone à électrets (ECM : Electret Condenser Microphone). Son apparition et son emploi sont assez récents. Ce microphone appartient à la famille des microphones à condensateur.

Le microphone à électret supprime la nécessité d'une alimentation à tension élevée et 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.

L'âme de ce microphone est constituée par le film électret très mince (5 à 10 μm). Il est métallisé sur une face et repose sur la surface, volontairement rugueuse d'une grille métallique. Cette surface irrégulière procure quelques points de contact, espacés entre lesquels la distance moyenne film électret-grille est de quelques microns.

Cette disposition permet au film de vibrer sous l'effet des ondes sonores.

L'ensemble forme un microphone à condensateur dans lequel la membrane conductrice est remplacée par la face métallisée du film électret, cependant que la grille tient lieu d'armature fixe.

Le champ électrique nécessaire au fonctionnement est produit par le film électret. Pour exploiter la variation de capacité, il reste nécessaire de passer par une résistance de charge de valeur élevée, suivi d'un préamplificateur à haute impédance d'entrée. Ce préamplificateur et un circuit intégré débutant par un transistor à effet de champ. [4]

Ce microphone ECM a été inséré dans l'extrémité de la tubulure d'un stéthoscope pour acquérir sons cardiaques.



Figure 3.14 Capteur réalisé

Dans notre réalisation, la tension d'alimentation est égale à $+VCC=8V$ et la résistance est fixée à $R=68\Omega$. La figure 3.13 représente un schéma du capteur réalisé alors que la figure 3.14 représente le circuit imprimé de ce capteur.

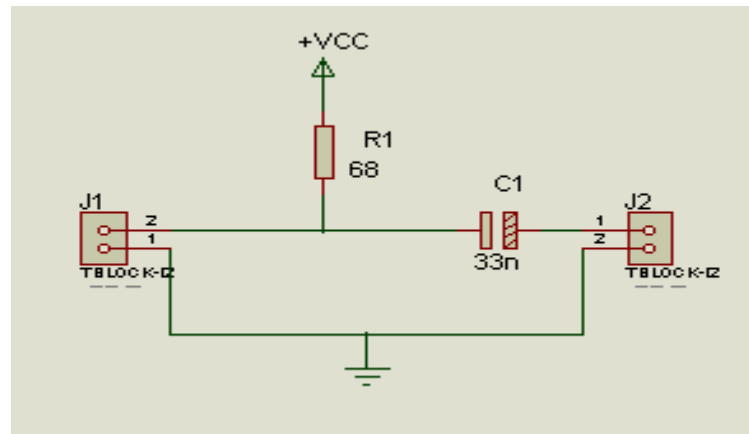


Figure 3.15 Le circuit électronique du capteur

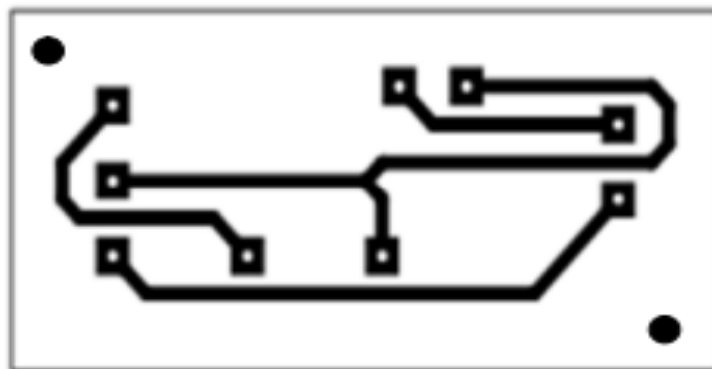


Figure 3.16 Le circuit imprimé du capteur

Une représentation 3D du capteur réalisé est configurée sur la figure 3.17.

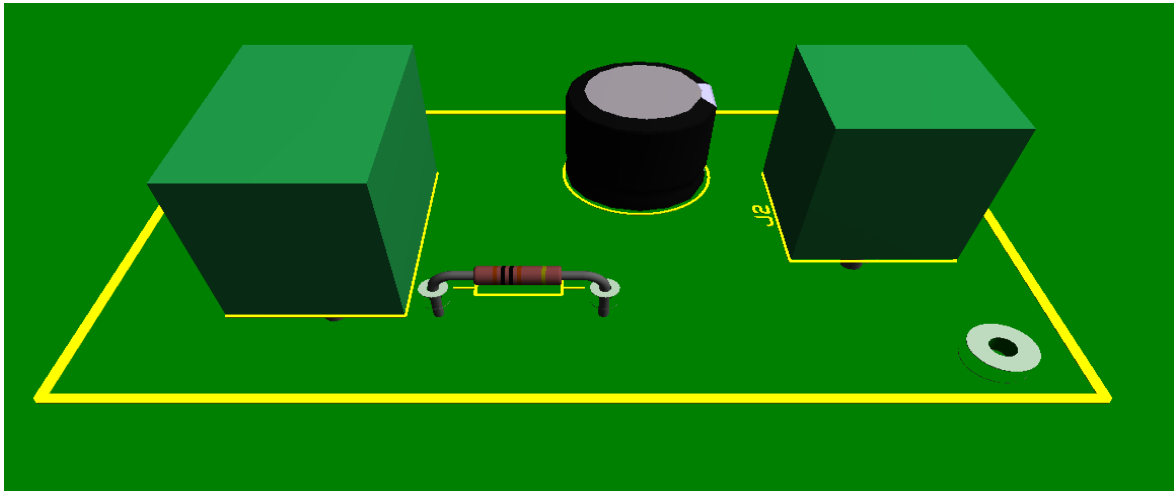


Figure 3.17 Image 3D de circuit de mise en forme PCG

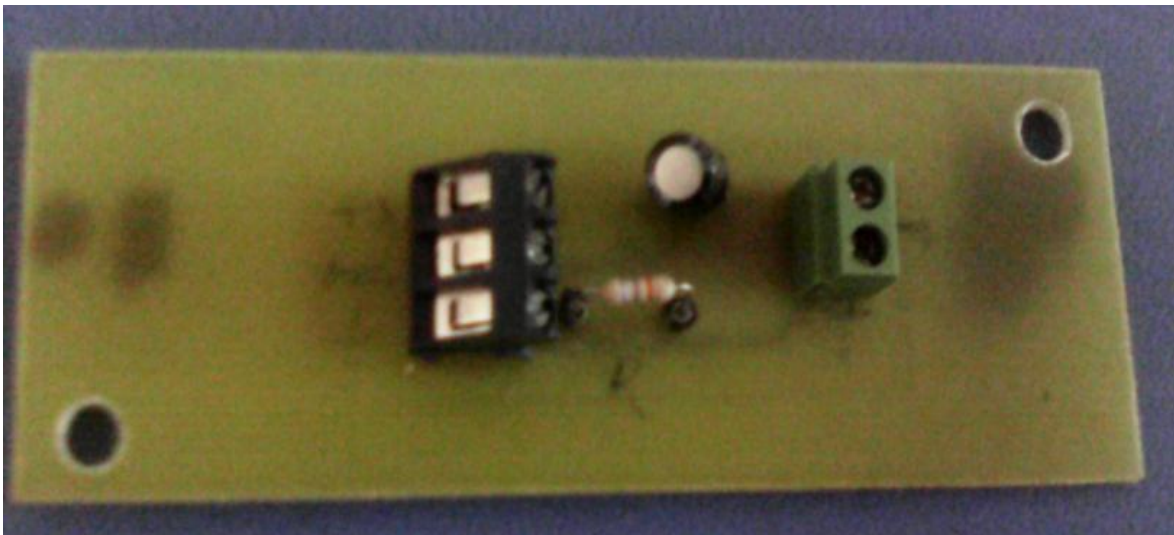


Figure 3.18 La réalisation pratique du capteur

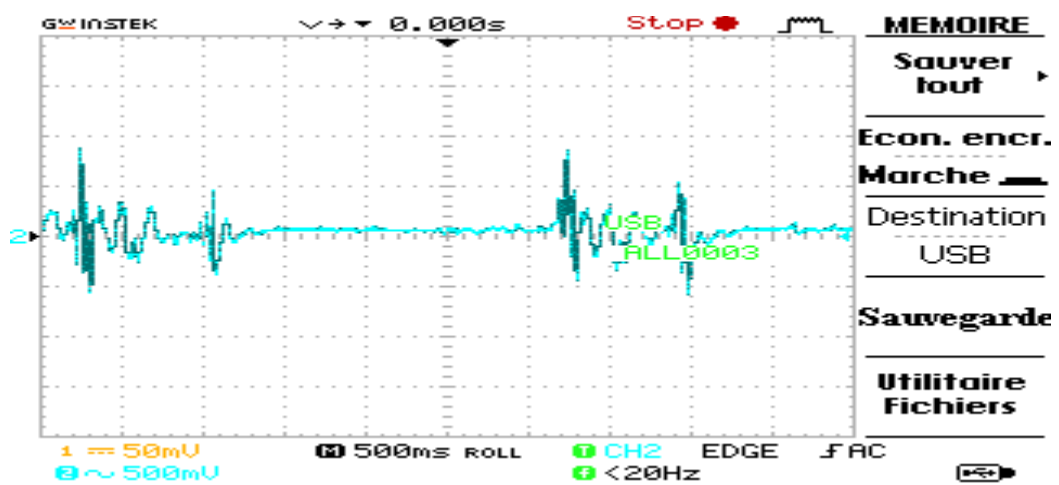


Figure 3.19 Le signal PCG a la sortie du capteur.

3.3.2 Le circuit de mise en forme du signal PCG

Le signal détecté à la sortie du capteur est de très faible amplitude et bruité. Pour améliorer ces performances, on utilise un amplificateur qui permet d'amplifier ce signal et aussi un filtrage (un filtre passe bas et un filtre passe haut actif) pour éliminer les parasites.

3.3.2.1 Etage d'amplification

Le signal détecté par le microphone est très faible, de l'ordre de quelques microvolts, une amplification est nécessaire. Différents circuits d'amplification peuvent être utilisés, cependant l'ensemble utilise l'amplificateur opérationnel comme élément principal.

L'amplificateur est utilisé pour augmenter le faible niveau du signal du microphone.

L'amplificateur employé dans notre circuit est un amplificateur non-inverseur réalisé autour d'un amplificateur opérationnel TL081 (voir sa fiche technique en annexe) dont le gain est fixé à 100, La valeur de R3 et de R2 est fixée alors par formule suivante :

$$\text{Gain} = \frac{R3}{R2} + 1 \quad \text{Eq 3.4}$$

L'amplificateur opérationnel TL081 est réalisé à base d'un transistor à effet de champs (FET : Field Effect Transistor). De ce fait, l'entrée non -inverseuse de cet amplificateur offre une impédance d'entrée très élevée qui peut être adaptée facilement à l'impédance de la source en ajustant C2 et R2. [4]

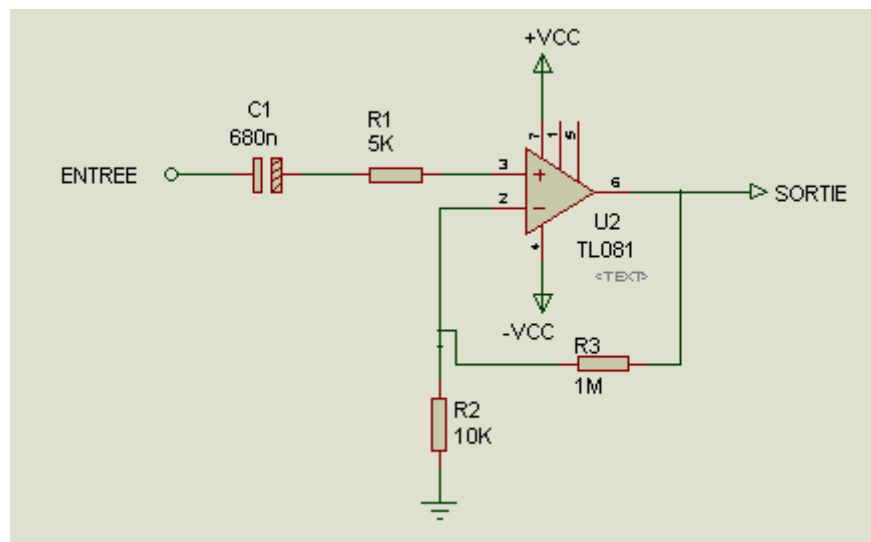


Figure 3.20 Amplificateur non inverseur.

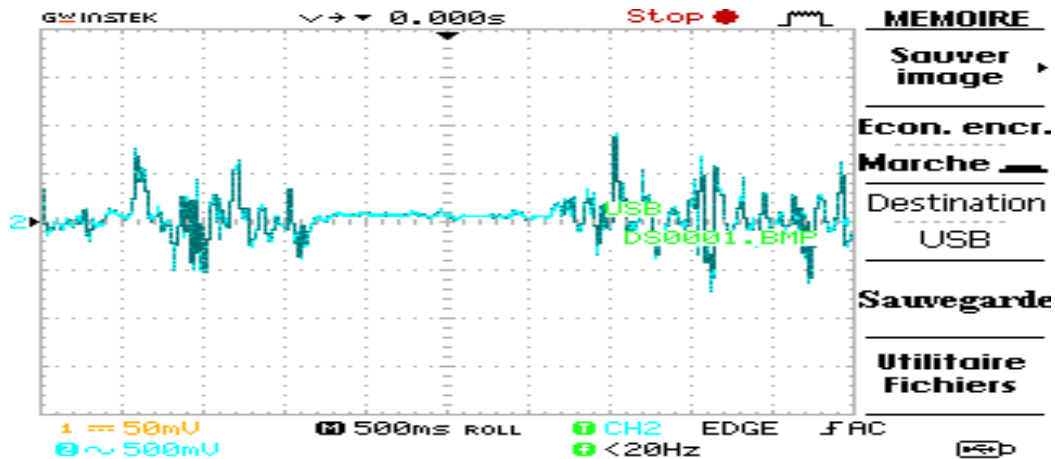


Figure 3.21 Le signal PCG acquis après amplification.

3.3.2.2 Etage du 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 dit de « filtre de Sallen Key ».

La figure 3.22 représente le filtre passe bas réalisé.

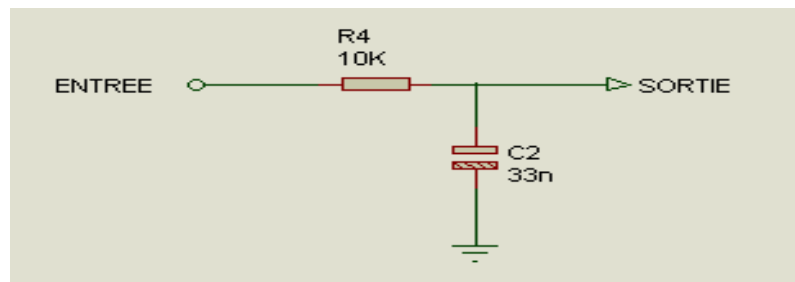


Figure 3.22 Filtre passe bas

Dans le cas du filtre passe bas, la fonction de transfert $H(j\omega)$:

$$H(j\omega) = \frac{1}{1+j\omega C_2 R_4} \quad \text{Eq 3.5}$$

La fréquence de coupure est :

$$F_C = \frac{1}{2\pi C_2 R_4} \quad \text{Eq 3.6}$$

Dans notre réalisation la capacité et la résistance sont fixées à $C_2=33\text{nF}$ et $R_4=10\text{K}\Omega$. Par conséquent la fréquence de coupure est : $F_c=0.482\text{ KHZ}$

Le filtre passe haut actif élimine les basses fréquences et laisse passer les hautes fréquences par rapport à la fréquence de coupure. La figure 3.23 représente le filtre passe haut que nous avons réalisé.

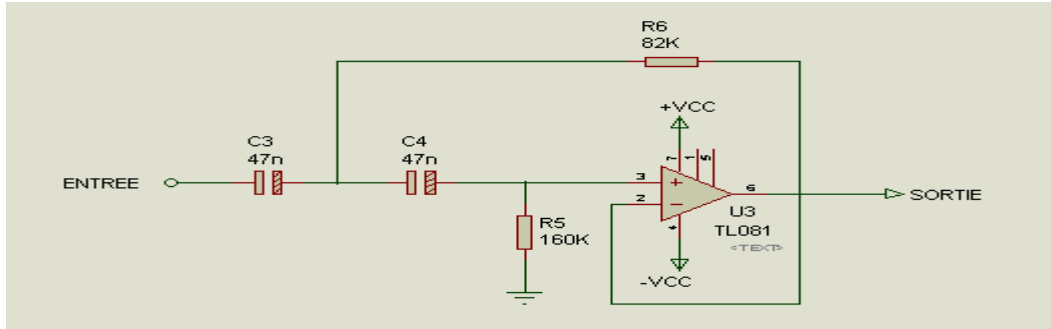


Figure 3.23 Filtre passe haut actif

Sa fonction de transfert peut s'écrire sous la forme :

$$H(j\omega) = \frac{k \left(\frac{j\omega}{\omega_c}\right)^2}{1 + \frac{j\omega}{\omega_c} + \left(\frac{j\omega}{\omega_c}\right)^2} \quad \text{Eq 3.7}$$

La fréquence de coupure du filtre passe haut actif est donnée par la formule suivante :

$$F_c = \frac{1}{2\pi C \sqrt{R_6 R_5}} \quad \text{Eq 3.8}$$

Dans notre projet nous avons choisi les valeurs suivantes :

- C3=C4=C=47nF
- R5=160KΩ
- R6=82KΩ

La fréquence de coupure obtenue est égale à 33.86 HZ.

Les figures 3.24 à 3.26 représente le schéma électrique, la représentation 3D et le circuit imprimé du système de mise en forme du signal PCG.

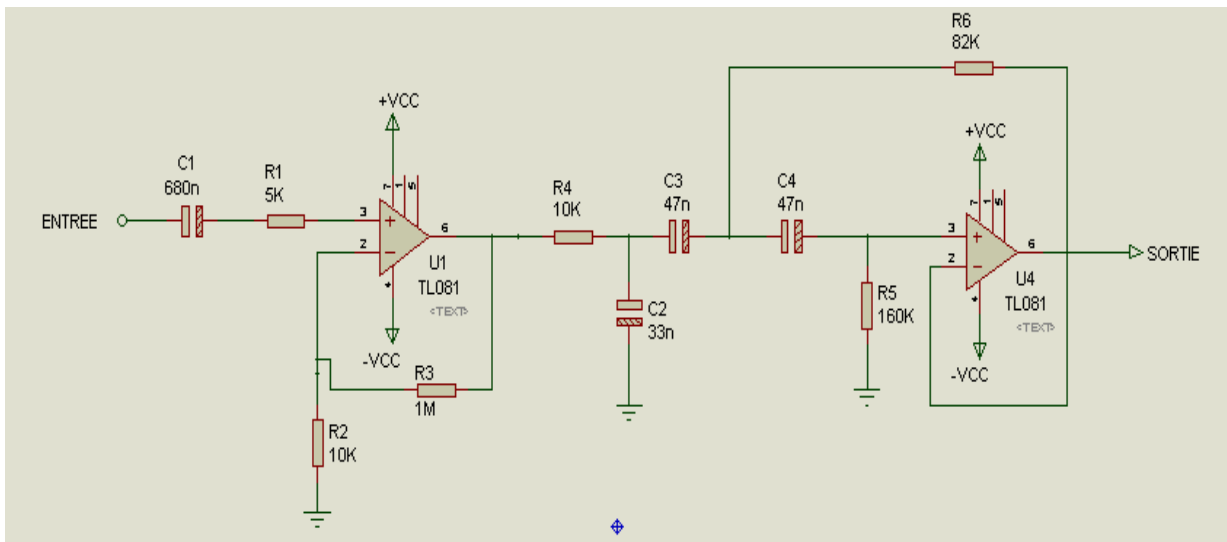


Figure 3.24 Schéma électrique de la mise en forme du signal PCG

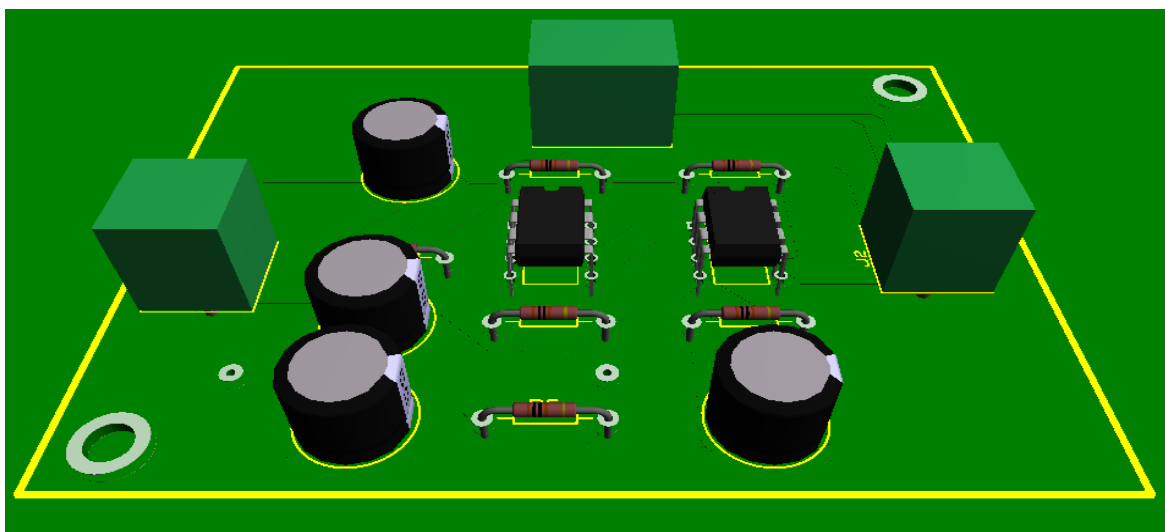


Figure 3.25 Image 3D de circuit de mise en forme PCG

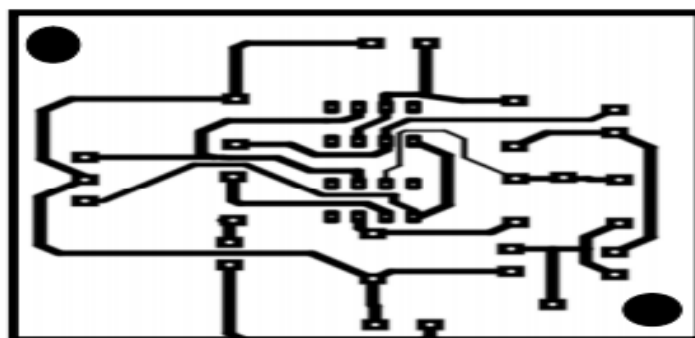


Figure 3.26 Circuit imprimé de circuit mise en forme PCG

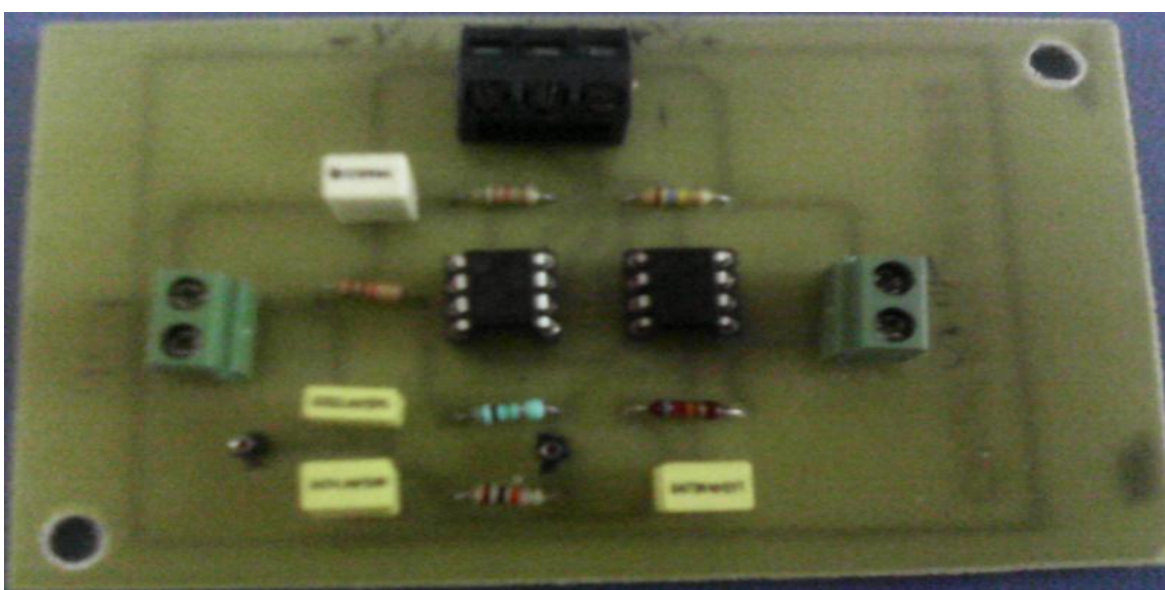


Figure 3.27 La réalisation pratique de mise en forme PCG

Un test de ce système a été fait sur un sujet normal. On constate que notre système détecte correctement les différents bruits constituant le signal PCG.

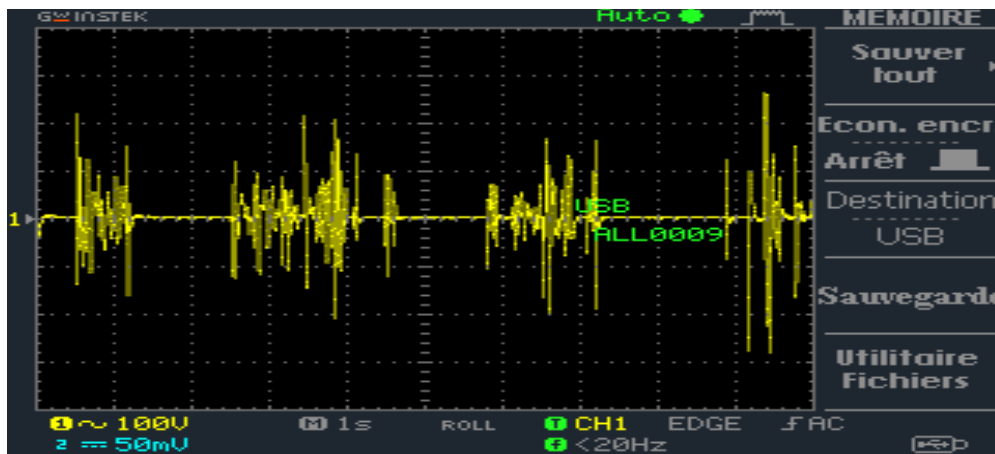


Figure 3.28 Le signal PCG a la sortie

3.4 Photoplethysmographe

Cette partie est consacrée à l'étude pratique de système de mise en forme ainsi que la carte d'acquisition du signal PPG et pour cela on va présenter le travail que nous avons réalisé, c'est-à-dire les différents circuits réalisés en commençant par le capteur (la sonde) puis le filtrage, l'amplification et enfin en obtenue le signal PPG. La figure 3.29 représente le schéma bloc général de tel circuit.

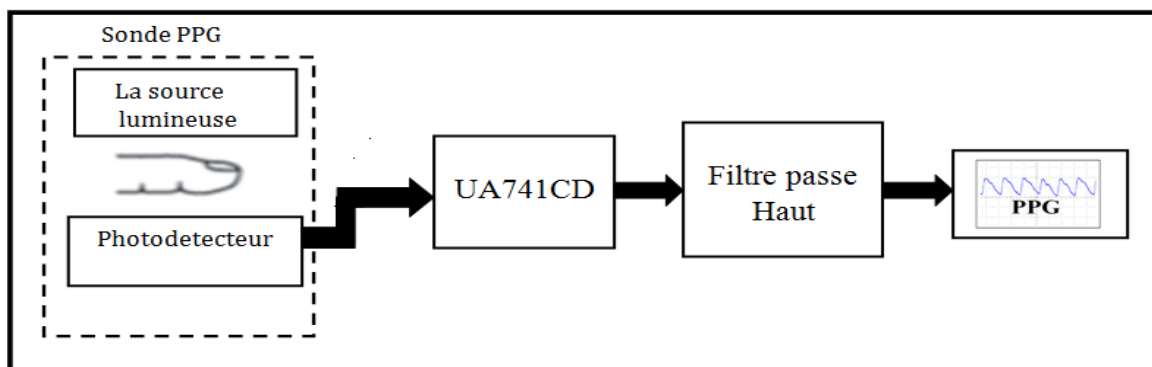


Figure 3.29 Schéma bloc du photopléthysmographe

3.4.1 Circuit électronique associés à une diode

Il est constitué essentiellement par une LED rouge ou une LED infrarouge. La LED ne doit jamais être reliée directement à la source car elle serait détruite en quelques secondes.

Pour commander l'allumage d'une diode LED sans l'endommager il faut la relier en série avec une résistance capable de réduire le courant qui provient de l'alimentation

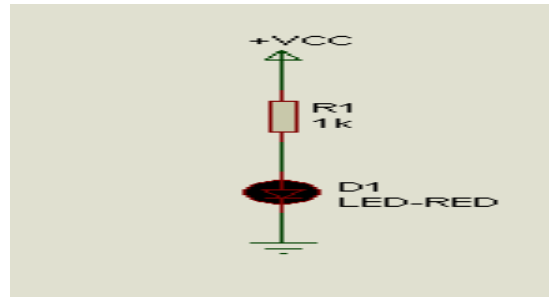


Figure 3.30 Circuit de l'émission de la lumière

3.4.2 Circuit de détection

La lumière qui a traversé le site de mesure sera détectée par le circuit de réception constitué par un phototransistor. Le phototransistor a pour rôle principale de convertir la lumière reçue en un courant.

Dans notre réalisation on utilise un phototransistor à large bande. Il est de type NPN-silicium-BPX43, c'est un très bon capteur caractérisé par sa large bande de détection de 450nm jusqu'à 1100nm ; couvrant ainsi les deux lumières émises rouge et infrarouge.

Ainsi la variation de l'éclairement capté par le phototransistor traduit la variation du volume du sang oxygéné transporté par l'hémoglobine.

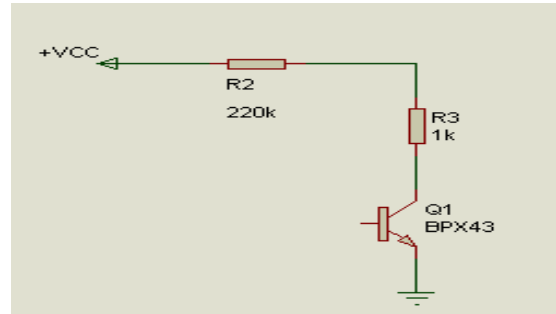


Figure 3.31 Circuit de réception de la lumière rouge

Rappelant que le principe de la photopléthysmographie consiste à mettre le doigt dans une pince qui contient au-dessus deux LED (deux diodes électroluminescentes Rouge et Infrarouge) qui émettent la lumière vers le doigt sur lequel on applique une vasodilatation, ainsi un Photo détecteur placé au-dessous de doigt pour recevoir la lumière traversé.

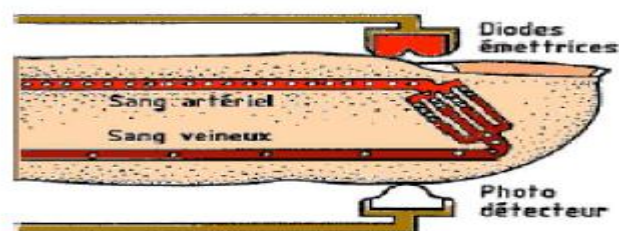


Figure 3.32 Principe de l'émission et réception

3.4.3 La mise en forme

Le signal PPG est de très faible niveau ce qu'il nécessite un circuit amplificateur à une impédance d'entrée élevée et ainsi suivie par un circuit de filtrage qui permet de réduire le niveau de bruit affectant le signal PPG et ainsi un étage de suiveur.

3.4.3.1 Amplification

Le signal PPG est de faible niveau de quelque mV provient de la sonde, pour pouvoir le capter, il est nécessaire que l'étage de détection présent une impédance d'entrée élevée afin de limiter l'action des parasites extérieurs, cette tâche est accomplie par l'amplificateur.

Le signal délivré par le phototransistor est amplifié par un étage amplificateur non inverseur à base d'amplificateur opérationnel $\mu A741$.

Le gain d'amplificateur est donné par :

$$G = \frac{R5}{R4} + 1 \quad \text{Eq 3.9}$$

En prenant $R4=12K\Omega$ et $R5=1M\Omega$, le gain obtenu est égal à 84.33.

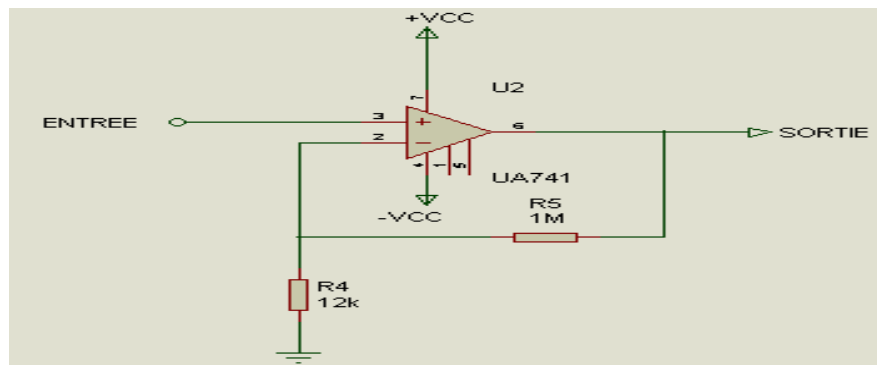


Figure 3.33 Amplificateur non inverseur

3.4.3.2 Etage de filtrage

➤ Filtre passe Haut

Dans le cadre de la présente réalisation, nous avons besoin d'un simple filtre RC passe-haut passif, c'est la nature de signal qui n'impose pas un choix assez judicieux de filtre.

Ce circuit est constitué d'une résistance R3 et condensateur de capacité C1. Ces deux éléments sont placés en série avec la source de signal (entrée), le signal de sortie est récupéré aux bornes de condensateur.

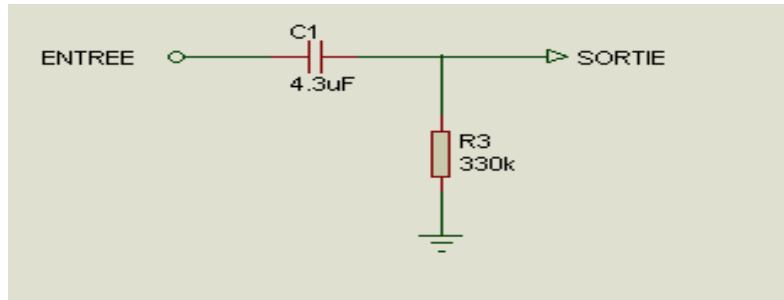


Figure 3.34 Filtre passe haut

La fréquence de coupure est :

$$F_c = \frac{1}{2\pi C_1 R_3} \quad \text{Eq 3.10}$$

En choisissant $C_1 = 4.3\mu\text{F}$ et $R_3 = 330\text{K}\Omega$, on obtient une fréquence de 0.11 HZ

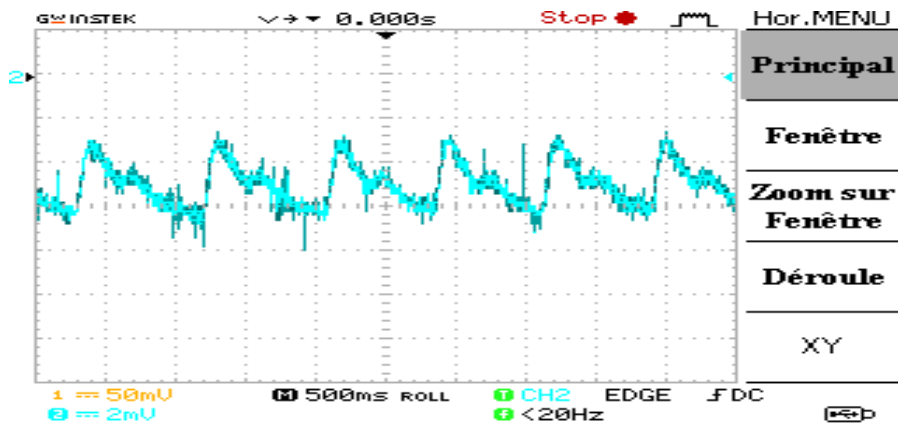


Figure 3.35 Le signal PPG a la sortie de filtre passe haut.

Malheureusement, on constate qu'il y'a toujours une présence du bruit. En effet, ceci est dû au capteur utilisé, la lumière ambiante et au bruit de 50 Hz. Notre filtre n'arrive pas à filtrer totalement ces trois bruits.

➤ Etage suiveur

Cet étage est ajouté pour avoir une adaptation d'impédance au reste du circuit.

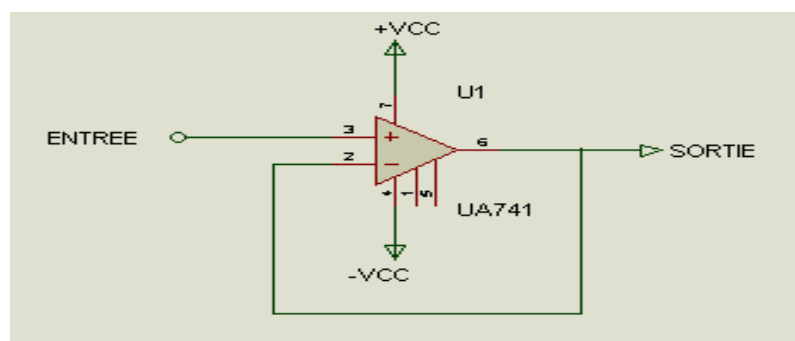


Figure 3.36 Etage suiveur

Sur la figure 3.37 est illustré le schéma électrique complet du circuit utilisé pour détecter le signal PPG. Rappelons que ce schéma est constitué d'un circuit de protection des deux capteurs, un filtre passe haut, un suiveur et un amplificateur non inverseur.

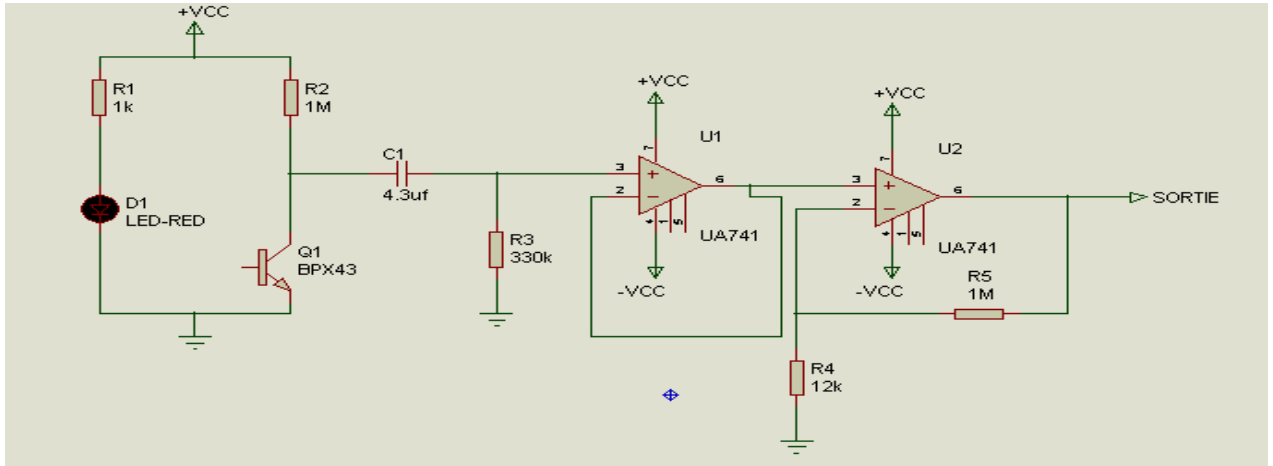


Figure 3.37 Schéma électrique de la mise en forme du signal PPG

La représentation 3D de ce sous système est configurée sur la figure 3.38.

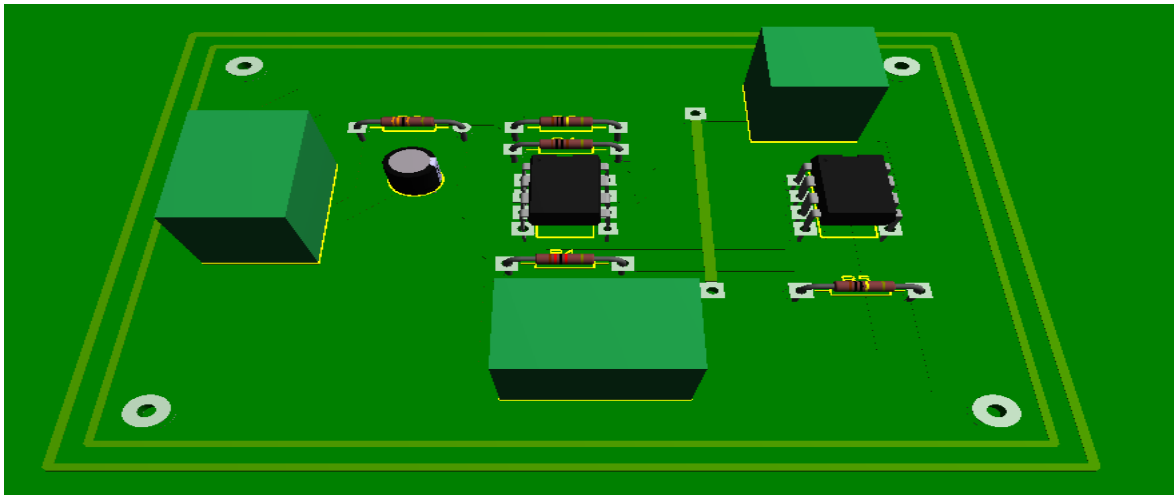


Figure 3.38 Image 3D de circuit de mise en forme PPG

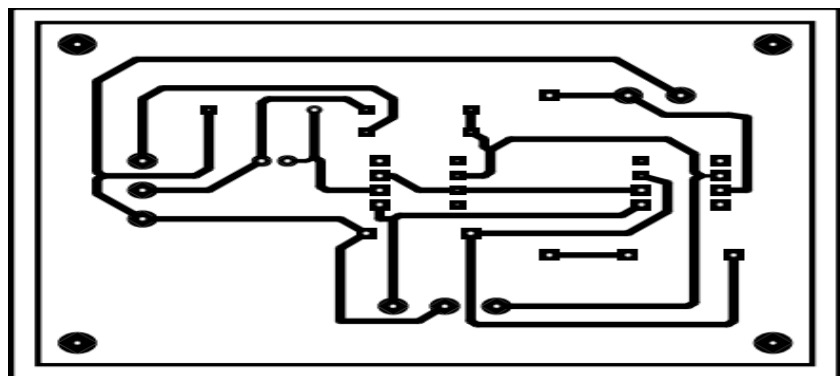


Figure 3.39 Circuit imprimé de circuit mise en forme PPG

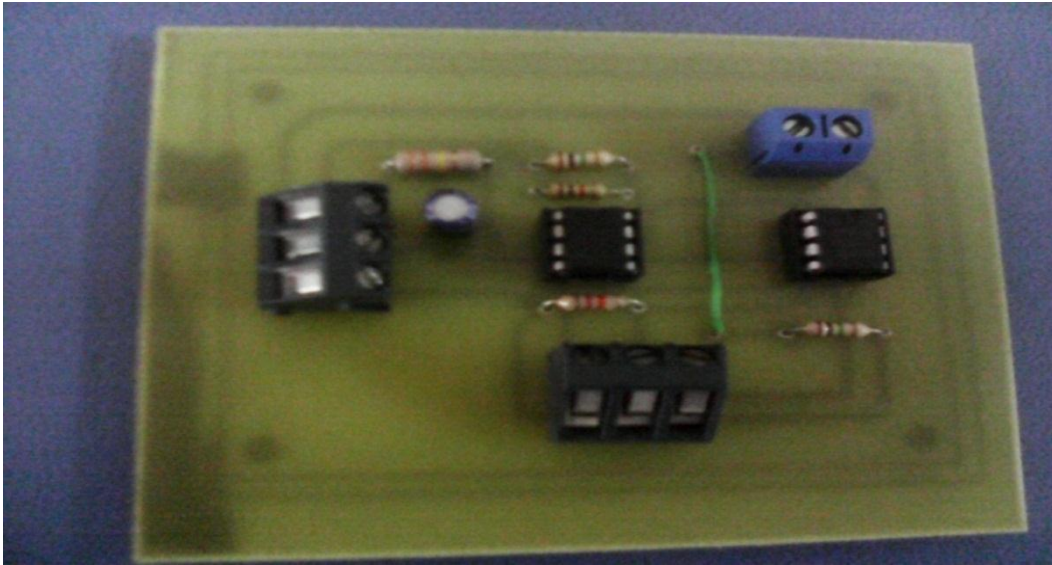


Figure 3.40 La réalisation pratique de mise en forme PPG

La figure 3.41 représente un signal PPG d'un sujet normal. On constate que l'allure du signal est préservée malgré la présence du bruit du 50 Hz.

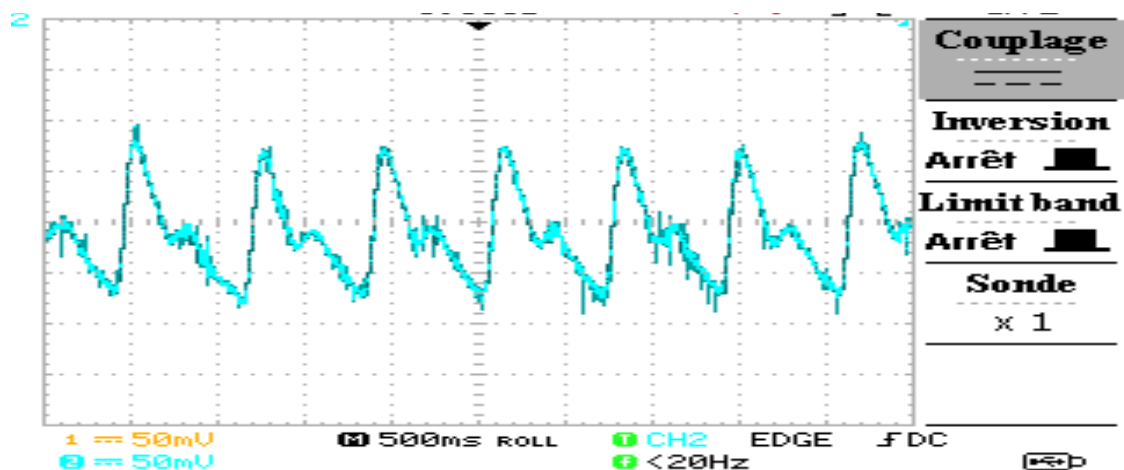


Figure 3.41 Le signal PPG a la sortie

Le problème de la présence de certains bruits tels que le bruit du 50 Hz peut être réglé en utilisant des filtres numériques.

3.5 Conclusion

Ce chapitre a été consacré essentiellement à la réalisation pratique des différents circuits d'ECG, PCG et PPG qui permettant le recueil des signaux dédiés de notre système et à l'étude des différents blocs réalisés on commence par les capteurs biomédicaux puis la mise en forme (l'amplification et le filtrage), et enfin nous avons aussi présenté les résultats de mesure et d'acquisition des signaux sur notre projet.

Chapitre4

Etude et réalisation d'une carte d'acquisition des signaux ECG, PCG et PPG

4.1 Introduction

La carte de mise en forme du signal physiologique comporte une partie numérique dédiée à l'acquisition de données qui est la partie responsable de la numérisation du signal pour avoir un signal capable d'être lus par un système numérique (PC) et d'être traité en vue d'extraire les grandeurs physiologiques appropriées pour une aide au diagnostic médical. Elle est conçue autour d'une Carte multifonctions Arduino Uno qui est détaillé dans ce chapitre avec ses applications et ses avantages.

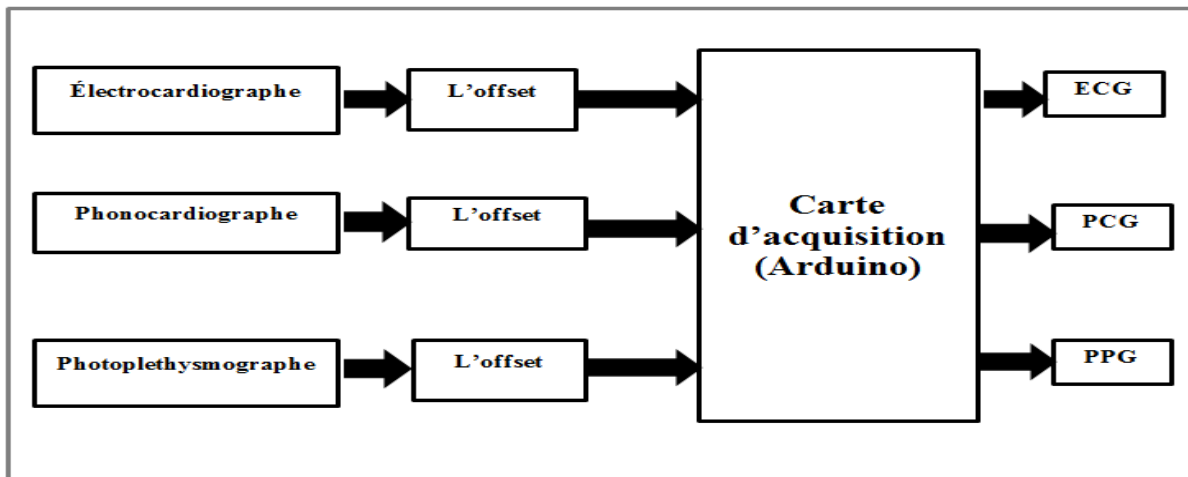


Figure 4.1 Schéma bloc d'un système d'acquisition

4.2 Circuit d'offset

Les signaux physiologiques recueillis sont des signaux bipolaires. Ils sont alors indispensables de lui rajouter une tension d'offset en vue de respecter l'entrée analogique de la carte Arduino Uno à utiliser pour l'acquisition de données. En effet, seules les valeurs positives des signaux sont numérisées en utilisant ce type de carte.

Le potentiomètre de 22k branché entre +VCC et la masse permet d'ajuster la tension d'offset. L'AOP TL081 permet d'assurer une adaptation d'impédance entre le circuit de mise en forme et l'entrée analogique de la carte Arduino Uno.

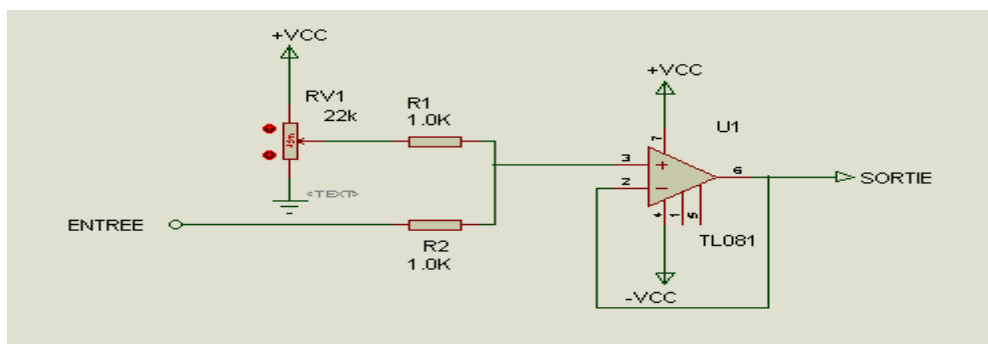


Figure 4.2 Circuit d'offset utilisé pour la mise en forme des signaux physiologiques

En générant un signal sinusoïdale d'amplitude égale à 1VP-P et de fréquence 1 kHz à l'entrée du circuit, et en changeant la position du curseur du potentiomètre, nous aboutissons à un offset que l'on visualise sur un oscilloscope numérique comme illustré sur la figure suivante.

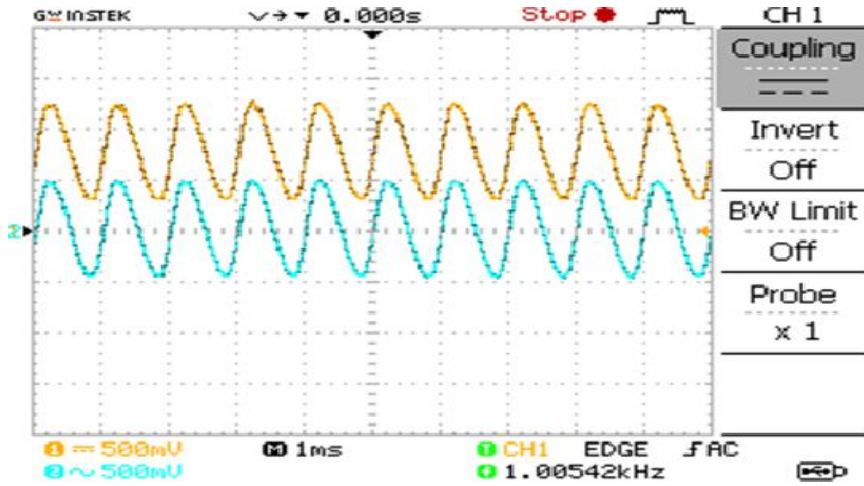


Figure 4.3 Signal d'entrée V_e et de sortie V_s de circuit d'offset.

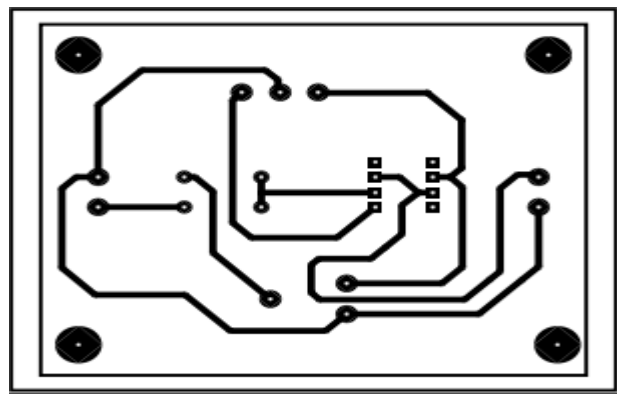


Figure 4.4 Circuit imprimé de circuit d'offset

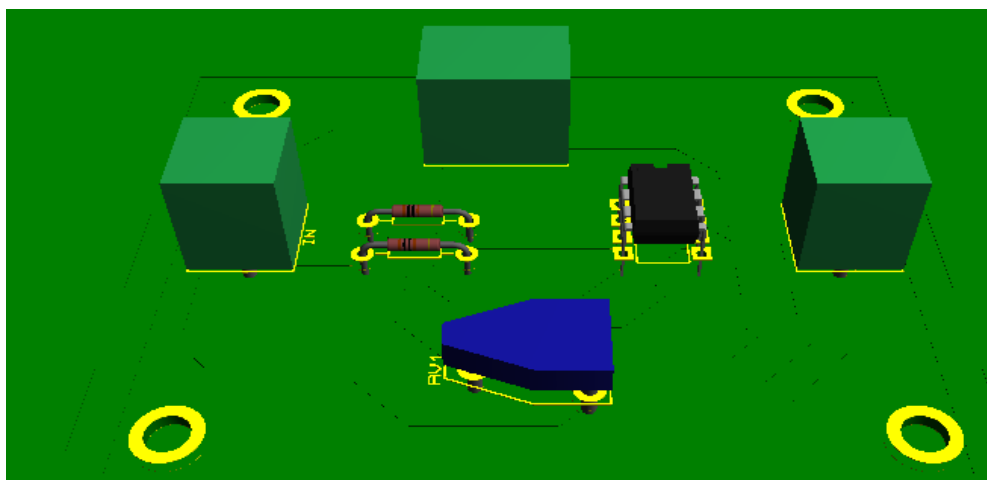


Figure 4.5 Image 3D de circuit d'offset

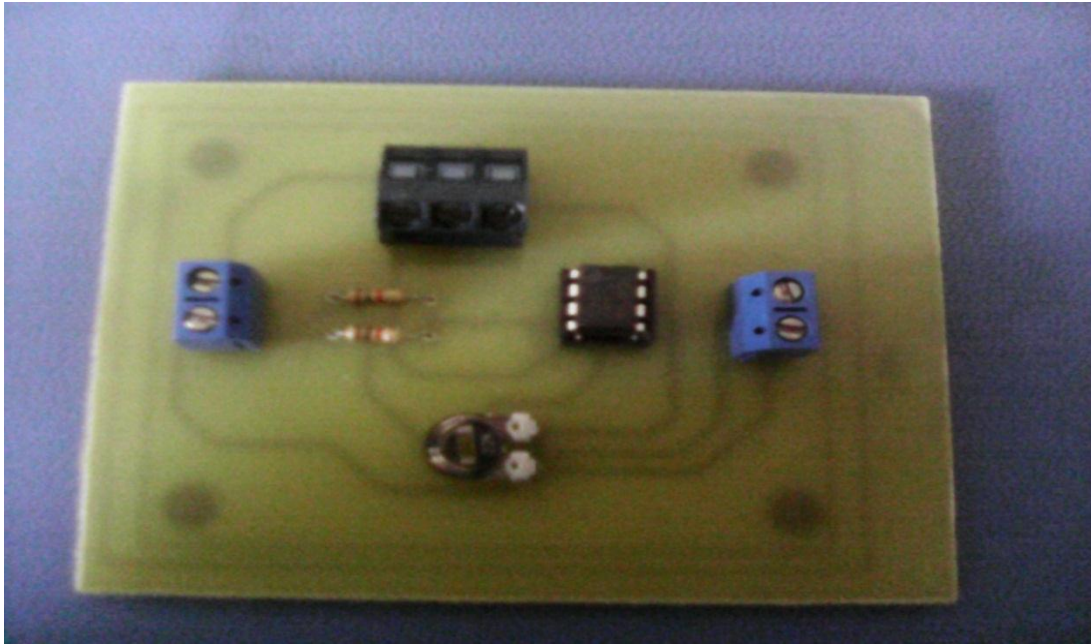


Figure 4.6 La réalisation pratique d'un circuit d'offset

4.3 Historique de la carte Arduino

Arduino (2005) est un projet créé par une équipe de développeurs Italiennes, composée de six individus : Massimo Banzi, David Cuartielles, Tom Igoe, Gianluca Martino, David Mellis et Nicholas Zambetti. Cette équipe a créé le "système Arduino". C'est un outil qui va permettre aux débutants, amateurs ou professionnels de créer des systèmes électroniques plus ou moins complexes.

Le système Arduino, nous donne la possibilité d'allier les performances de la programmation à celles de l'électronique. Plus précisément, nous allons programmer des systèmes électroniques. Le gros avantage de l'électronique programmée c'est qu'elle simplifie grandement les schémas électroniques et par conséquent, le coût de la réalisation, mais aussi la charge de travail à la conception d'une carte électronique. [13]

4.3.1 Quelques Applications de carte Arduino

- contrôler les appareils domestiques
- fabriquer votre propre robot
- faire un jeu de lumières
- communiquer avec l'ordinateur
- télécommander un appareil mobile (modélisme) etc. [13]

4.3.2 Les avantages de carte Arduino

- Pas cher !
- Environnement de programmation clair et simple.
- Multiplateforme : tourne sous Windows, Macintosh et Linux.

- Nombreuses bibliothèques disponibles avec diverses fonctions implémentées.
- Logiciel et matériel open source et extensible.
- Nombreux conseils, tutoriaux et exemples en ligne (forums, site perso etc...). [14]

4.4 Description d'une carte Arduino

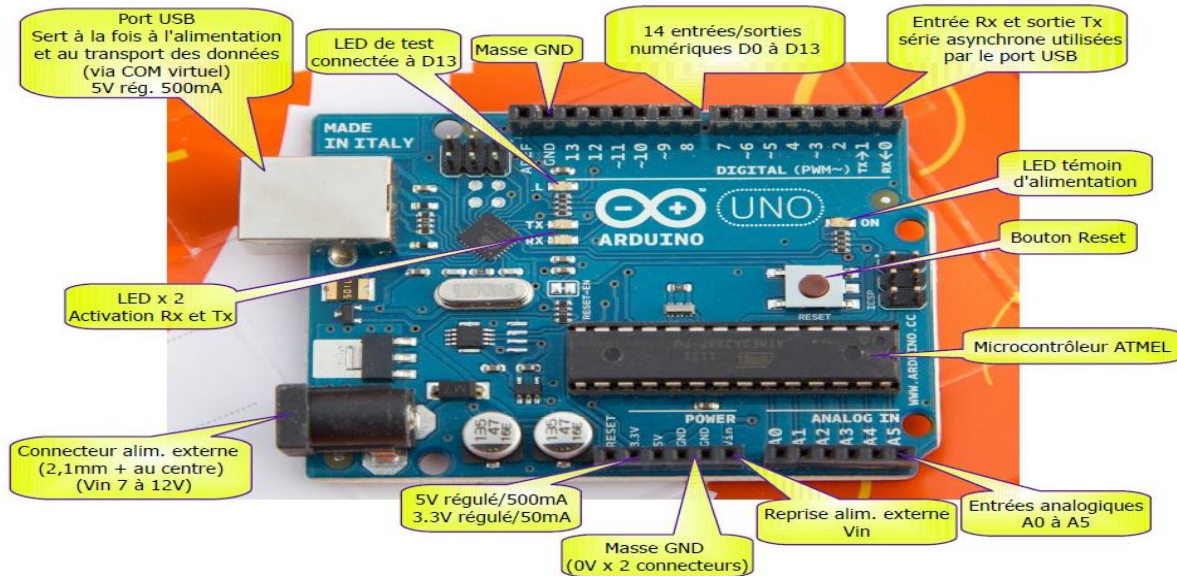


Figure 4.7 Les différentes connexions d'une carte Arduino UNO

➤ L'alimentation

Pour fonctionner, la carte a besoin d'une alimentation. Le microcontrôleur fonctionnant sous 5V, la carte peut être alimentée en 5V par le port USB ou bien par une alimentation externe qui est comprise entre 7V et 12V. Cette tension doit être continue et peut par exemple être fournie par une pile 9V. Un régulateur se charge ensuite de réduire la tension à 5V pour le bon fonctionnement de la carte. [14]

➤ Microcontrôleur

La carte Arduino repose sur un circuit intégré programmable (un mini-ordinateur appelé également microcontrôleur), le type de ce circuit change d'une carte à une autre. Il est associé à des entrées et sorties qui permettent à l'utilisateur de brancher différents types d'éléments externes. [14]

➤ Les entrées/sorties

C'est par ces connexions que le microcontrôleur est relié au monde extérieur. Une carte Arduino standard est dotée de 6 entrées analogiques. 14 entrées/sorties numériques dont 6 peuvent assurer une sortie PWM. Les entrées analogiques lui permettent de mesurer une tension variable (entre 0 et 5V) qui peut provenir de capteurs ou d'interfaces divers (potentiomètre, etc.). Les entrées/sorties numériques reçoivent ou envoient des signaux «0»

ou «1» traduits par 0 ou 5V. On décide du comportement de ces connecteurs en général dans l'initialisation du programme mais il peut être aussi changé dans le corps du programme. [14]

➤ Interface USB/Série

Le chargement du programme dans la mémoire du microcontrôleur es fait de façon très simple par port USB. En outre, des bibliothèques de fonctions « clé en main » sont également fournies pour l'exploitation d'entrées/sorties courantes : gestion des E/S, Gestion des convertisseurs ADC, générateur de signaux PWM, exploitation de bus TWI/2C, exploitation de servomoteur. [14]

4.4.1 Caractéristiques

- Microcontrôleur : ATmega328.
- Tension d'alimentation interne = 5V.
- Tension d'alimentation (recommandée)= 7 à 12V, limites =6 à 20 V.
- Entrées/sorties numériques : 14 dont 6 sorties PWM.
- Entrées analogiques = 6.
- Courant max par broches E/S = 40 mA.
- Courant max sur sortie 3,3V = 50mA.
- Mémoire Flash 32 KB dont 0.5 KB utilisée par le bootloader.
- Mémoire SRAM 2 KB.
- Mémoire EEPROM 1 KB.
- Fréquence horloge = 16 MHz.
- Dimensions = 68.6mm x 53.3mm. [15]

4.5 Le langage Arduino

A présent que vous avez une vision globale sur le fonctionnement de la carte Arduino, nous allons pouvoir apprendre à programmer avant de nous lancer dans la réalisation de programmes très simples pour débiter! Pour pouvoir programmer notre carte, il nous faut trois choses :

- Un ordinateur
- Une carte Arduino
- Et connaitre le langage Arduino

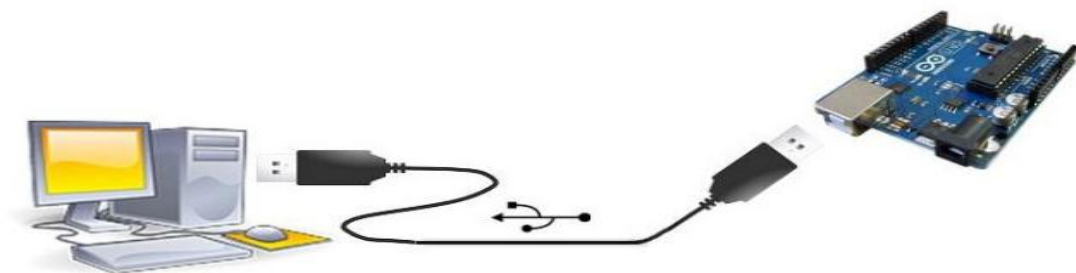


Figure 4.8 La liaison Arduino-PC par USB.

4.6 Logiciel de programmation Arduino

Le logiciel de programmation est un logiciel gratuit téléchargeable sur le site web Arduino.cc, l'environnement de programmation Arduino (IDE en anglais) est une application écrite en Java inspirée du langage Processing. L'IDE (logiciel Arduino) permet d'écrire, de modifier un programme et de le convertir en une série d'instructions compréhensibles pour la carte Arduino.

Le logiciel de programmation peut transférer le firmware (et le programme) a travers la liaison série (RS232, Bluetooth ou USB selon le module).

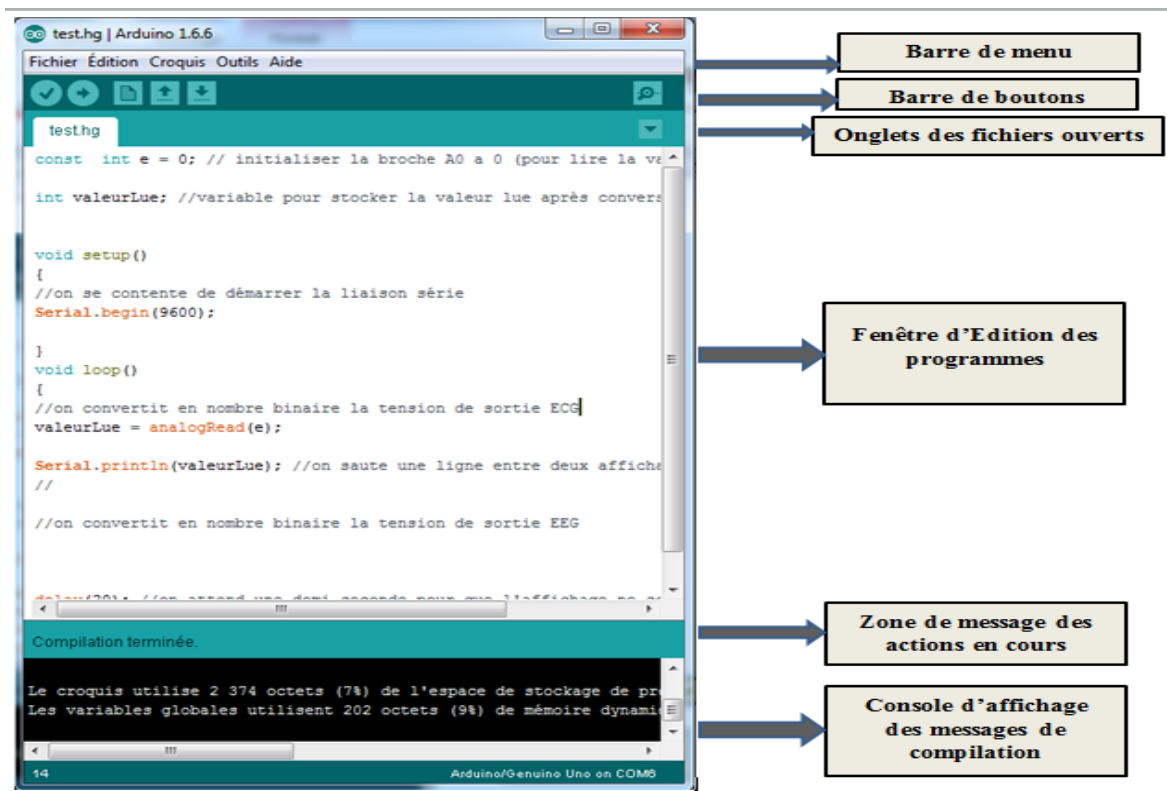


Figure 4.9 Structure d'un programme en Arduino

Les différents boutons de commande de la fenêtre Arduino sont :

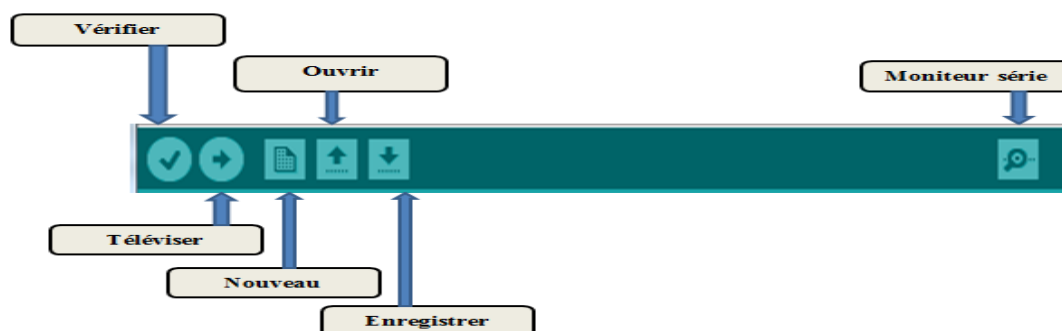


Figure 4.10 Les différents boutons de commande

Vérifier : permet de vérifier le programme, il actionne un module qui cherche les erreurs dans votre programme

Téléverser : Compile le code et transfère le programme vers la carte Arduino.

Nouveau: Crée un nouveau fichier

Ouvrir: Ouvre un fichier

Enregistrer : Enregistre le programme.

Moniteur Série : Ouvre la fenêtre du moniteur (ou terminal) série.

Le moniteur série est utilisé pour afficher l'information qui est envoyée par la carte

Arduino vers l'application (habituellement par le câble USB). Il permet aussi d'envoyer de l'information à la carte Arduino. Il est également possible de régler le baudrate (vitesse de transfert des données) du moniteur série. Il est également possible d'établir une communication série entre la carte Arduino et d'autres périphériques ou logiciels. [16]

4.7 Principe de fonctionnement

Après le branchement de la carte Arduino avec un ordinateur, la première étape à effectuer est la sélection du type de carte dans l'environnement de développement. Une sélection du port USB actif branché avec la carte Arduino et également à considérer. Ce sont des étapes de configuration requises avant tout téléversement de firmware dans le microcontrôleur de la carte Arduino.

Ensuite, l'utilisateur développe le programme à téléverser dans le microcontrôleur de la carte Arduino dans un environnement dédié. Le programme est compilé et téléversé s'il ne présente aucune erreur de compilation.

4.8 Structure d'un programme

Le programme est lu par le microcontrôleur de haut vers le bas.

Une variable doit être déclarée avant d'être utilisée par une fonction.

La structure minimale est constituée :

- en tête : déclaration des variables, des constantes, indication de l'utilisation de bibliothèques etc...

// Fonction d'initialisation de la carte

- un setup (= initialisation) cette partie n'est lue qu'une seule fois, elle comprend les fonctions devant être réalisées au démarrage (utilisation des broches en entrées ou en sortie, mise en marche du midi, du port série de l'I2C etc.....)

```

Void setup ()
{
// Contenu de l'initialisation
}

```

- une loop (boucle) : cette partie est lue en boucle ! C'est ici que les fonctions sont réalisées.

// Fonction principale, elle se répète (s'exécute) à l'infini

```

Void loop ()
{
// Contenu de votre programme
}

```

Le programme ci-dessous permet la conversion analogique-numérique d'un signal au entrée analogique A1, de la carte Arduino. Le signal digitalisé soit transmise vers le port série USB.

```

emg | Arduino 1.6.6
Fichier Édition Croquis Outils Aide
emg $
//const int ecg=1; // initialiser la broche A1 a 0 (pour lire la valeur de l'ecg )
int valeurLue1; //variable pour stocker la valeur lue après conversion
//int valeurLue2; //variable pour stocker la valeur lue après conversion

float tension;
//float tension2; //on convertit cette valeur en une tension
void setup()
{
//on se contente de démarrer la liaison série
Serial.begin(9600);
  analogReference(EXTERNAL);
}
void loop()
{
//on convertit en nombre binaire la tension de sortie ECG
valeurLue1 = analogRead(ecg);
//on traduit la valeur brute en tension (produit en croix)
tension = valeurLue1 * 3.3 / 1024;
tension = map(valeurLue1,0,1023,0,3300);
//Serial.println("ECG = ");
//Serial.print(tension,5);
Serial.println(tension);
Serial.println(); //on saute une ligne entre deux affichages
//

delay(5); //on attend une demi-seconde pour que l'affichage ne soit pas trop rapide
}

Téléversement terminé

Le croquis utilise 4 410 octets (13%) de l'espace de stockage de programmes. Le maximum est
Les variables globales utilisent 210 octets (10%) de mémoire dynamique, ce qui laisse 1 838

```

Figure 4.11 Programme pour visualisation un signal électrophysiologique

Sur la figure 4.12 est représenté un signal ECG numérisé en utilisant que la carte Arduino. On constate que les ondes du signal numérisé se voient clairement sans aucune distorsion.

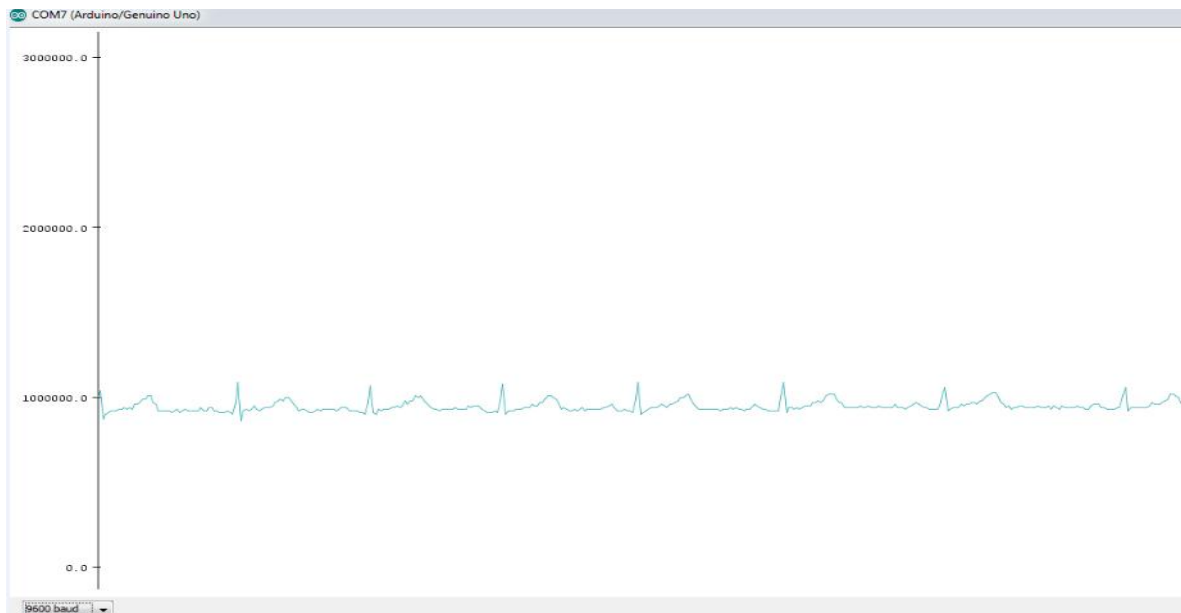


Figure 4.12 Signal ECG numérisé.

De même, le signal PPG est correctement numérisé. On constate que les bruits du 50 Hz ainsi que les autres bruits sont filtrés et l'allure du signal est correctement préservée.



Figure 4.13 Signal PPG numérisé

Remarque :

Le signal PCG n'est pas correctement numérisé à cause des bruits présents dans la salle et aussi mal fonctionnement de circuit de l'offset.

4.9 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons conçu et réalisé un système d'acquisition de données basé sur les fonctionnalités de la carte Arduino Uno. La partie software consiste à la programmation du firmware développé dans l'environnement de développement propre au module Arduino. D'après ce que nous avons constaté, la numérisation des différents signaux électrophysiologiques et du signal PPG à permettre de mieux visualiser ces signaux puisque les bruits sont facilement éliminés et les courbes sont correctement préservées.

CONCLUSION GENERALE

Ce travail a été élaboré dans le laboratoire d'électronique biomédicale de Tlemcen. Et l'étude qui a été menée dans ce projet de fin d'étude à porter sur l'étude des circuits fondamentaux en instrumentation médicale. il s'agit de la conception et la réalisation d'une carte de mise en forme des signaux électrophysiologiques. En effet, nous avons étudié des circuits analogiques pour mettre en forme l'activité électrophysiologique en général et l'ECG, PCG et PPG en particulier qui se présente sous forme de signaux de très faibles amplitude. Ces signaux sont très sensibles à différentes sources de bruit. Afin d'assurer une bonne acquisition de ces signaux. Des circuits de mise en forme analogique ont été déployés envers la conservation de l'information véhiculée par le signal. L'amplification est au cœur de la partie analogique de mise en forme et le filtrage est indispensable afin de recueillir un signal à un rapport signal sur bruit acceptable.

Ce présent projet consiste en deux étapes fondamentales. La première étape concerne la conception et la réalisation des capteurs biomédicaux permettant de reproduire au mieux activité cardiaques. La deuxième étape consiste en la mise en forme de ces signaux en termes d'amplification et de filtrage, puis l'acquisition conçus au tour de l'environnement Arduino.

Le dispositif ainsi réalisé permet alors, à travers des capteurs et des circuits électroniques simples, de détecter l'ECG à travers des électrodes mises à la surface de la peau, et le PCG à l'aide d'un électret convenablement disposé dans un pavillon de stéthoscope et correctement localisé au niveau du thorax. le PPG à travers d'un capteur utilisant le principe de spectrophotométrie placée sur le doigt ou la vascularisation est très importante. Compte tenu que ces trois explorations (ECG et PPG PCG) sont devenues aujourd'hui inséparables.

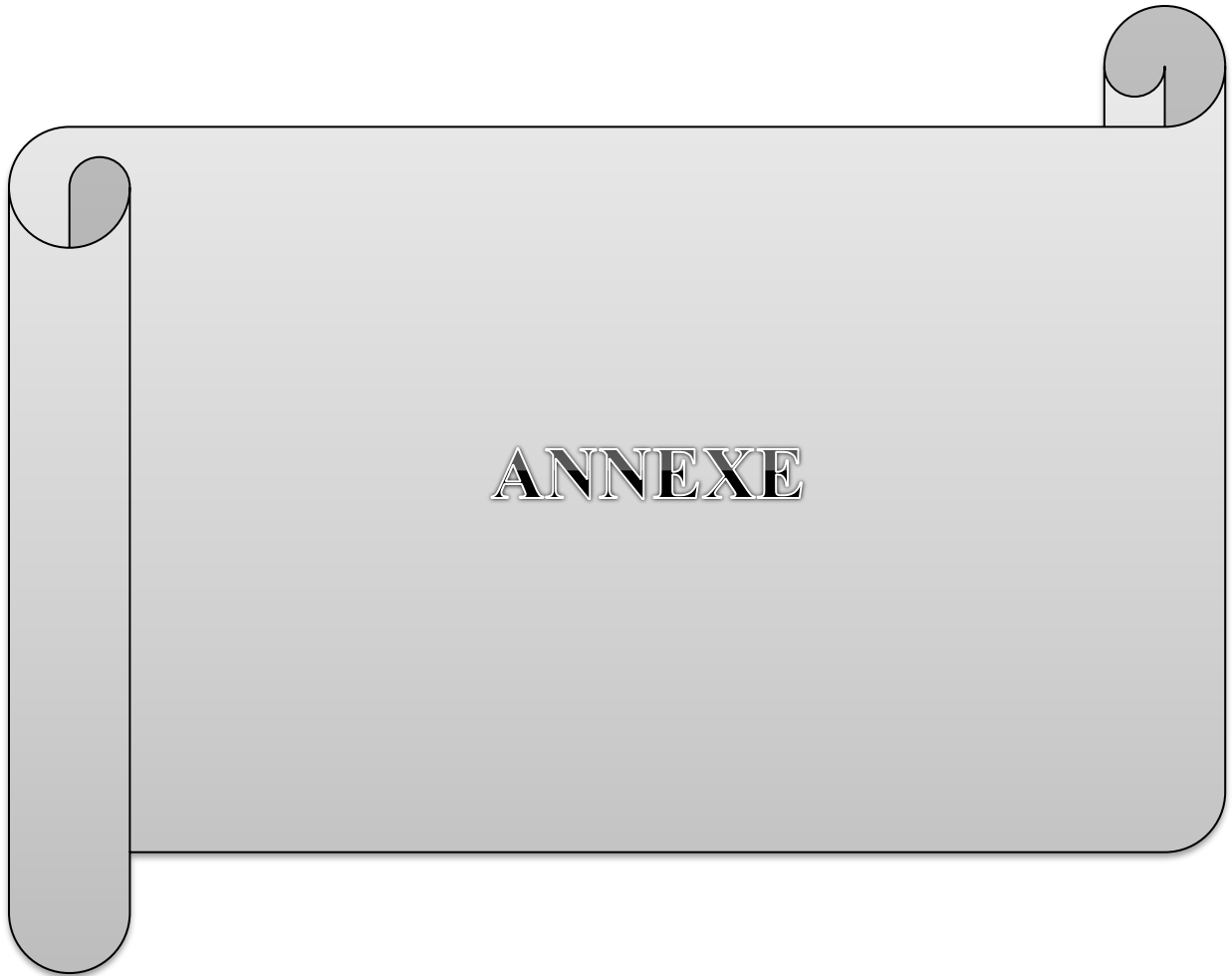
Ainsi à travers cette réalisation beaucoup d'aspects pratiques ont été étudiés, décrits et assimilés. En effet, les problèmes souvent rencontrés et solutionnés lors du développement du schéma électrique ou encore le schéma du circuit imprimé à travers le logiciel ISIS (ARRES pour la 1^{ère} fois utilisé), ou encore la soudure des composants sur la plaque du circuit

Enfin, Les résultats que nous avons obtenus sont prometteurs à la fois dans la partie analogique. Dans l'avenir, et en perspective, il est important que la partie capteur soit encore développée, améliorera considérablement la détection des signaux. En effet si ces signaux sont correctement détectés énormément d'informations sur l'activité cardiaque peut être analysée. De même que la partie d'acquisition qui pourraient être réalisée à travers le port USB, pour permettre au dispositif d'être connecté à n'importe quel PC portable Pour l'acquisition de ces trois grandeurs simultanément à travers la carte d'acquisition en vue de les traiter et de les visualiser pour une exploitation par le médecin.

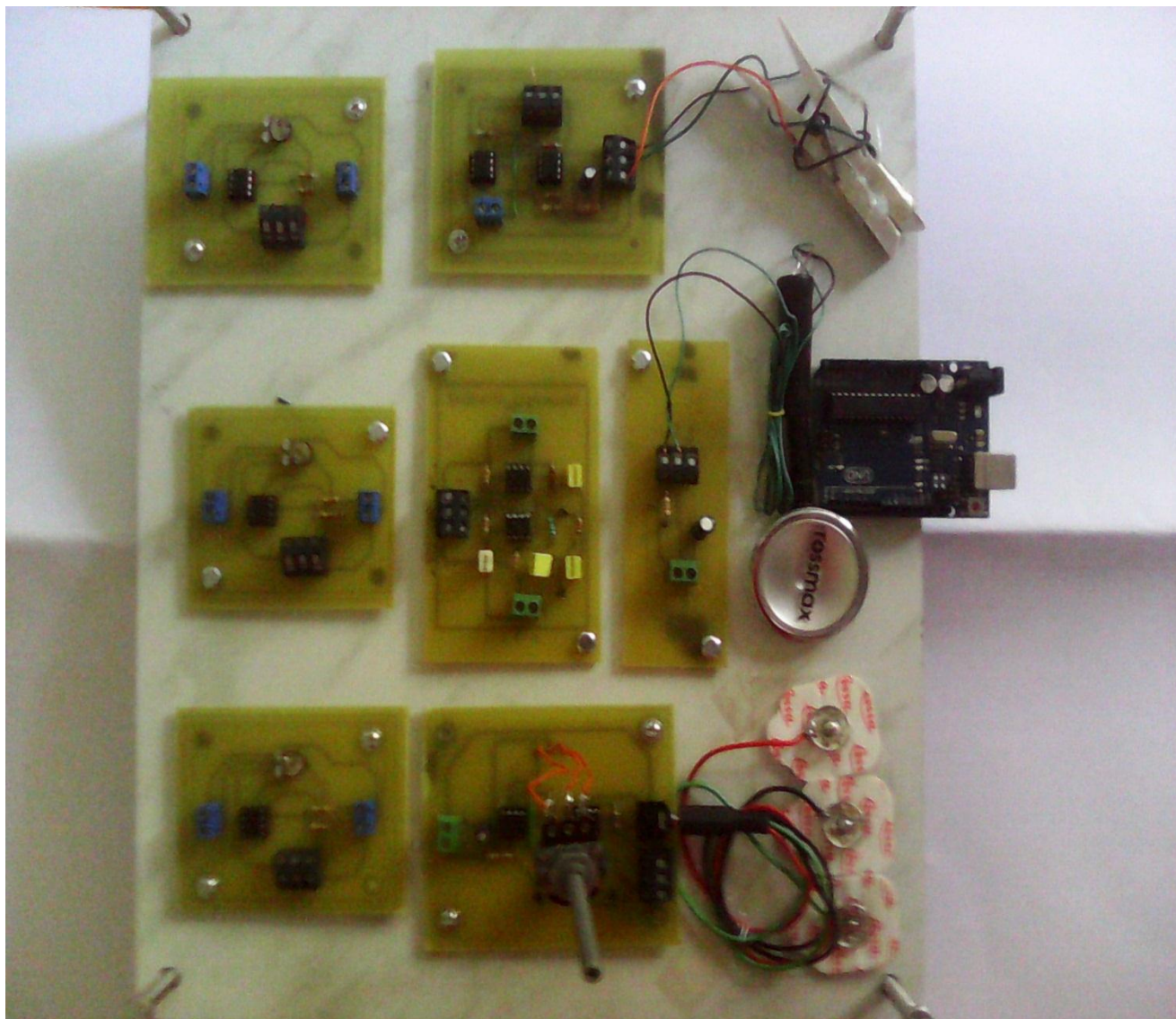
BIBLIOGRAPHIE

- [1] Mr Dib Nabil : Analyse temporelle des différentes ondes du signal ECG en vue d'une reconnaissance de signatures de pathologies cardiaques. Université Abou bekr belkaid ,Tlemcen, Algérie, Année 2009.
- [2] Mr. Ronald Nocua : Conception et développement d'un system ambulatoire pour la mesure de l'activité du System Nerveux Autonome pour la surveillance de personnes âgées à domicile
- [3]Mr Adjali abdelkader et Abdi Mohamed : Synthèse des filtres numériques dans le traitement du signal PCG.
- [4] Mrs Hamza Mounir et Ziani Cherif Selmen : étude et réalisation d'un stéthoscope électronique.Université Abou bekr belkaid ,Tlemcen, Algérie, Année 2013.
- [5]Melles.Ould Amara Ahlem et Tighezi Messaouda : Circuit de mise en forme du signal PCG. Université Abou bekr belkaid ,Tlemcen, Algérie, Année 2015..
- [7] Meziane Tani Assia et Taleb Asma : Conception et réalisation d'une carte de mise en forme de bruits cardiaques. Université Abou bekr belkaid ,Tlemcen, Algérie, Année 2015.
- [6] Mell.Begasem Karima et Sidhom Donia : Etude et réalisation d'un système pour la détection de l'activité électro physiologique. Université Abou bekr belkaid ,Tlemcen, Algérie, Année 2013.
- [8]Mr. Djeldjli Djamaledine : Réalisation d'une plateforme d'analyse des bruits de korotkoff en vue de la mesure des pressions artérielles systolique et diastolique. Université Abou bekr belkaid ,Tlemcen, Algérie, Année 2015..
- [9]Mell.Benachour zakiya : mesure de la pression artérielle. Université Abou bekr belkaid ,Tlemcen, Algérie, Année 2012.
- [10]Mell.Benazzouz Ahlem et Kada Belghitri Kamel : Conception et réalisation d'un cardiotaehymetre a base du signal PPG.Université Abou bekr belkaid ,Tlemcen, Algérie, Année 2015.
- [11] Smahi Hayat et Oudjedaoui Hadjira : Conception et réalisation d'une carte de mise en forme d'un PPG. Université Abou bekr belkaid ,Tlemcen, Algérie, Année 2015..
- [12] Hadj Aedh Ismail et Lalaymia Zin-Eddine : Exploration fonctionnelle respiratoire par photopléthysmographie infra-rouge. Université Abou bekr belkaid ,Tlemcen, Algérie, Année 2015.
- [13]Eskimon et Olyte : Arduino pour bien commencer en électronique et en Programmation.2009
- [14]Jzan Noel Montagne : Initiation à la mise en œuvre matérielles et logicielles de l'Arduino.Centre de Ressources Art Sensitif, novembre 2006.
- [15] Datasheets d'Arduino, Arduino UNO.

[16]Belaid Boumedynne : Etude et réalisation d'une carte d'acquisition des signaux EMG et EEG en temps réel. Université Abou bekr belkaid ,Tlemcen, Algérie, Année 2014.



Circuits réalisés



Datasheet UA741

GENERAL PURPOSE SINGLE OPERATIONAL AMPLIFIERS

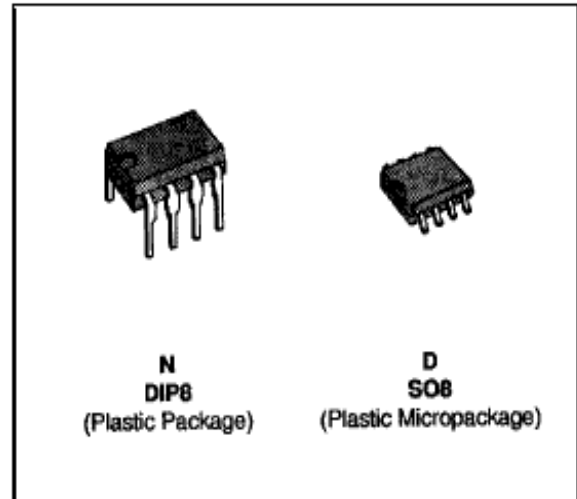
- LARGE INPUT VOLTAGE RANGE
- NO LATCH-UP
- HIGH GAIN
- SHORT-CIRCUIT PROTECTION
- NO FREQUENCY COMPENSATION REQUIRED
- SAME PIN CONFIGURATION AS THE UA709
- ESD INTERNAL PROTECTION

DESCRIPTION

The UA741 is a high performance monolithic operational amplifier constructed on a single silicon chip. It is intended for a wide range of analog applications.

- Summing amplifier
- Voltage follower
- Integrator
- Active filter
- Function generator

The high gain and wide range of operating voltages provide superior performances in integrator, summing amplifier and general feedback applications. The internal compensation network (6dB / octave) insures stability in closed loop circuits.



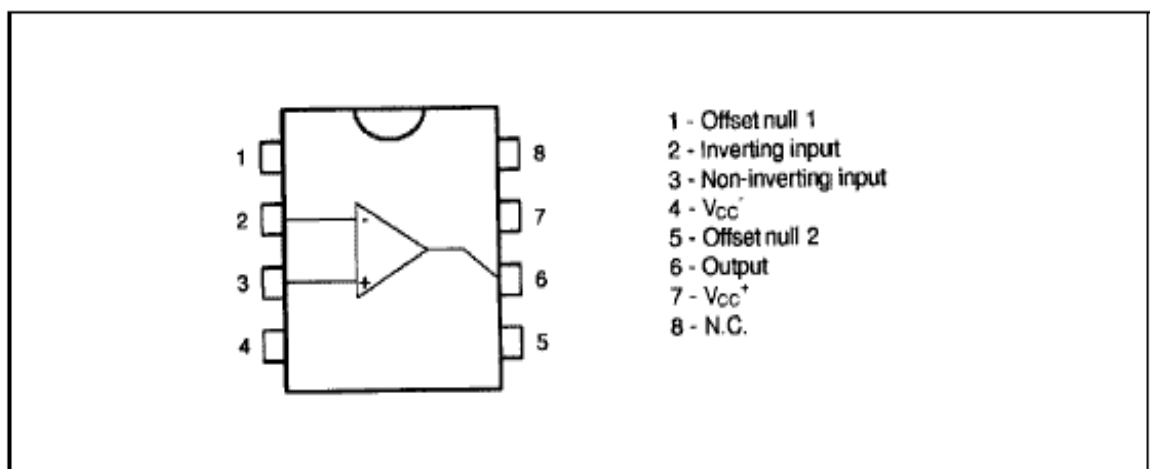
ORDER CODES

Part Number	Temperature Range	Package	
		N	D
UA741C/E	0°C, +70°C	•	•
UA741I	-40°C, +105°C	•	•
UA741M/A	-55°C, +125°C	•	•

Example : UA741CN

741-01 TEL

PIN CONNECTIONS (top view)



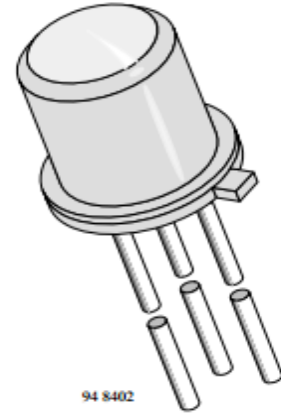
Datasheet BPX43

Silicon NPN Phototransistor

Description

BPX43 is a very high sensitive silicon NPN epitaxial planar phototransistor in a standard TO-18 hermetically sealed metal case with a glass lens.

A superior linearity of photocurrent vs. irradiation makes it ideal for linear applications. A base terminal is available to enable biasing and sensitivity control.



Features

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

Applications

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

Absolute Maximum Ratings

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

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

Basic Characteristics

T_{amb} = 25°C

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

Type Dedicated Characteristics

T_{amb} = 25°C

Parameter	Test Conditions	Type	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Current Gain	V _{CE} = 5 V, I _C = 1 mA	BPX38-4	B		330		
		BPX38-5	B		520		
		BPX38-6	B		650		
Collector Light Current	E _e = 0.5 mW/cm ² , λ = 950 nm, V _{CE} = 5 V	BPX38-4	I _{ca}	0.5	0.7	1.0	mA
		BPX38-5	I _{ca}	0.8	1.25	1.6	mA
		BPX38-6	I _{ca}	1.25	2		mA
Rise Time/ Fall Time	V _{CE} = 5 V, I _C = 1 mA, R _L = 1 kΩ λ = 820 nm	BPX38-4	t _r , t _f		15		μs
		BPX38-5	t _r , t _f		20		μs
		BPX38-6	t _r , t _f		25		μs



Low Cost Low Power Instrumentation Amplifier

AD620

FEATURES

Easy to use

- Gain set with one external resistor
(Gain range 1 to 10,000)
- Wide power supply range (± 2.3 V to ± 18 V)
- Higher performance than 3 op amp IA designs
- Available in 8-lead DIP and SOIC packaging
- Low power, 1.3 mA max supply current

Excellent dc performance (B grade)

- 50 μ V max, input offset voltage
- 0.6 μ V/ $^{\circ}$ C max, input offset drift
- 1.0 nA max, input bias current
- 100 dB min common-mode rejection ratio (G = 10)

Low noise

- 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ @ 1 kHz, input voltage noise
- 0.28 μ V p-p noise (0.1 Hz to 10 Hz)

Excellent ac specifications

- 120 kHz bandwidth (G = 100)
- 15 μ s settling time to 0.01%

APPLICATIONS

- Weigh scales
- ECG and medical instrumentation
- Transducer interface
- Data acquisition systems
- Industrial process controls
- Battery-powered and portable equipment

CONNECTION DIAGRAM

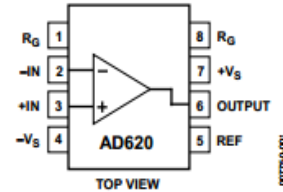


Figure 1. 8-Lead PDIP (N), CERDIP (Q), and SOIC (R) Packages

PRODUCT DESCRIPTION

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

The AD620, with its high accuracy of 40 ppm maximum nonlinearity, low offset voltage of 50 μ V max, and offset drift of 0.6 μ V/ $^{\circ}$ C max, is ideal for use in precision data acquisition systems, such as weigh scales and transducer interfaces. Furthermore, the low noise, low input bias current, and low power of the AD620 make it well suited for medical applications, such as ECG and noninvasive blood pressure monitors.

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

Table 1. Next Generation Upgrades for AD620

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

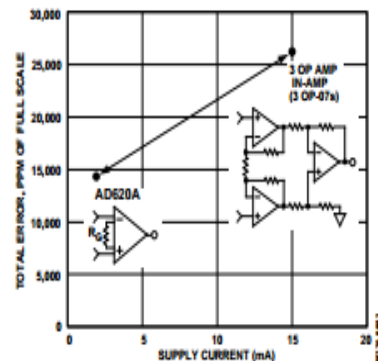


Figure 2. Three Op Amp IA Designs vs. AD620

Rev. H

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

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

Pressure Measurement

Although useful in many bridge applications, such as weigh scales, the AD620 is especially suitable for higher resistance pressure sensors powered at lower voltages where small size and low power become more significant.

Figure 38 shows a $3\text{ k}\Omega$ pressure transducer bridge powered from 5 V. In such a circuit, the bridge consumes only 1.7 mA. Adding the AD620 and a buffered voltage divider allows the signal to be conditioned for only 3.8 mA of total supply current.

Small size and low cost make the AD620 especially attractive for voltage output pressure transducers. Since it delivers low noise and drift, it also serves applications such as diagnostic noninvasive blood pressure measurement.

Medical ECG

The low current noise of the AD620 allows its use in ECG monitors (Figure 39) where high source resistances of $1\text{ M}\Omega$ or higher are not uncommon. The AD620's low power, low supply voltage requirements, and space-saving 8-lead mini-DIP and SOIC package offerings make it an excellent choice for battery-powered data recorders.

Furthermore, the low bias currents and low current noise, coupled with the low voltage noise of the AD620, improve the dynamic range for better performance.

The value of capacitor C1 is chosen to maintain stability of the right leg drive loop. Proper safeguards, such as isolation, must be added to this circuit to protect the patient from possible harm.

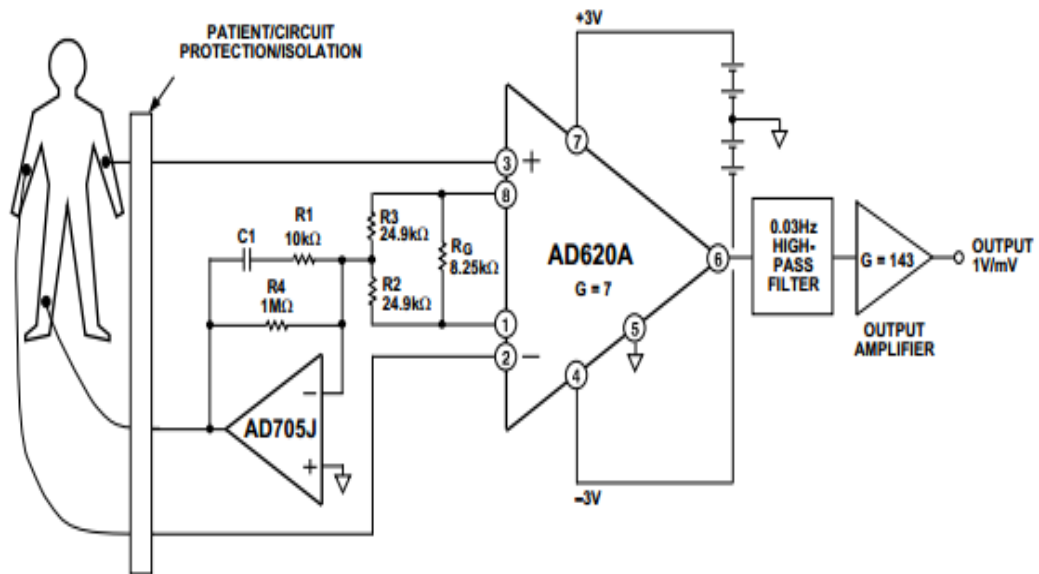


Figure 39. A Medical ECG Monitor Circuit

Precision V-I Converter

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

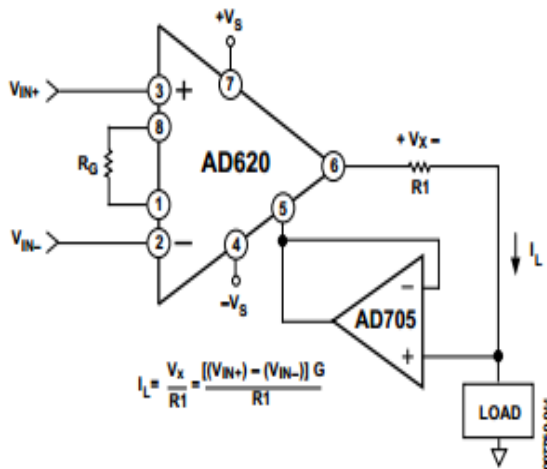


Figure 40. Precision Voltage-to-Current Converter (Operates on 1.8 mA, ± 3 V)

GAIN SELECTION

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

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

INPUT AND OUTPUT OFFSET VOLTAGE

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

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

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

REFERENCE TERMINAL

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

INPUT PROTECTION

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

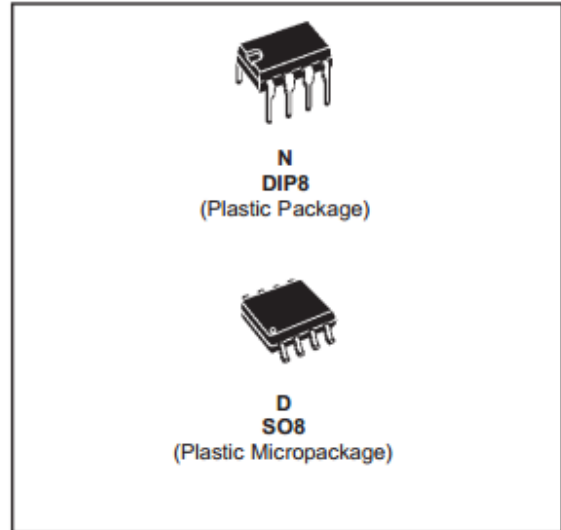
For input voltages beyond the supplies, a protection resistor should be placed in series with each input to limit the current to 6 mA. These can be the same resistors as those used in the RFI filter. High values of resistance can impact the noise and AC CMRR performance of the system. Low leakage diodes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



TL081
TL081A - TL081B

**GENERAL PURPOSE J-FET
SINGLE OPERATIONAL AMPLIFIERS**

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

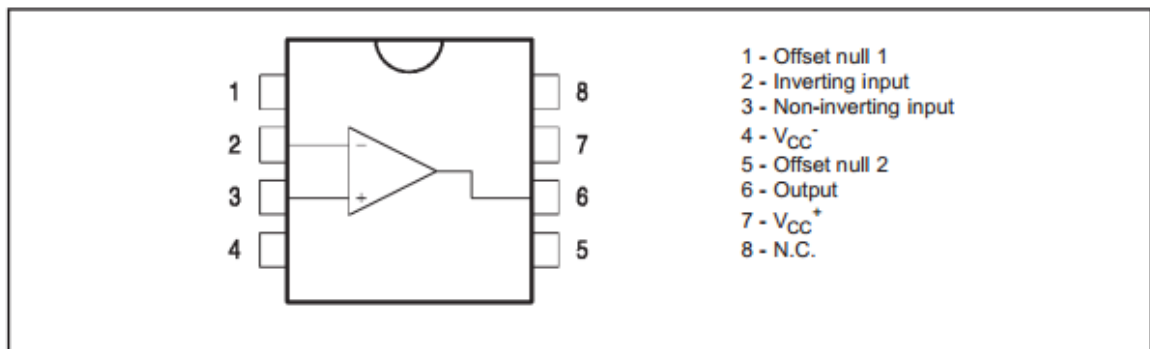


DESCRIPTION

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

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

PIN CONNECTIONS (top view)



ORDER CODE

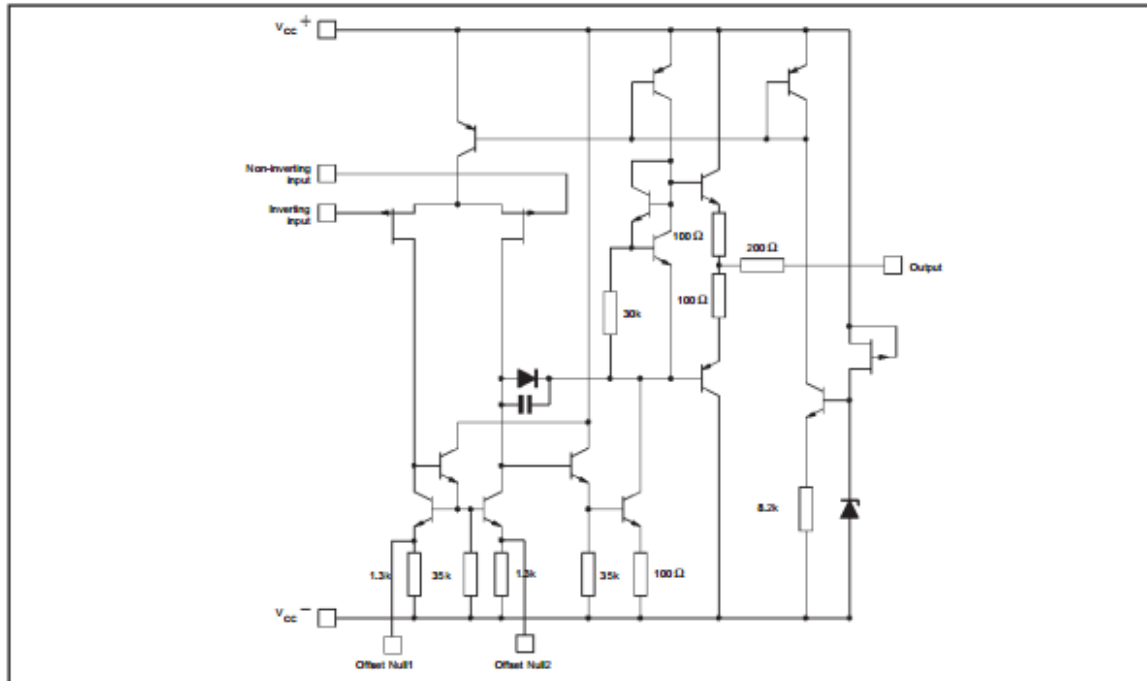
Part Number	Temperature Range	Package	
		N	D
TL081M/AM/BM	-55°C, +125°C	•	•
TL081I/AI/BI	-40°C, +105°C	•	•
TL081C/AC/BC	0°C, +70°C	•	•

Example : TL081CD, TL081IN

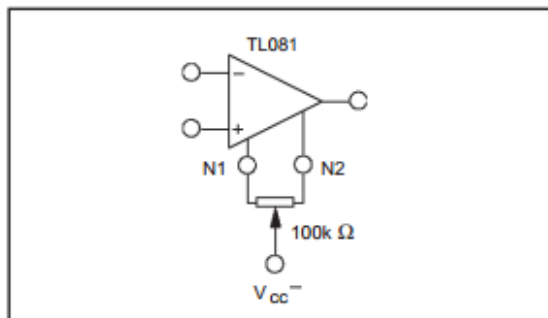
N = Dual in Line Package (DIP)
D = Small Outline Package (SO) - also available in Tape & Reel (DT)

TL081 - TL081A - TL081B

SCHEMATIC DIAGRAM



INPUT OFFSET VOLTAGE NULL CIRCUIT



ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Symbol	Parameter	TL081M, AM, BM	TL081I, AI, BI	TL081C, AC, BC	Unit
V_{CC}	Supply voltage - note 1)		± 18		V
V_i	Input Voltage - note 2)		± 15		V
V_{id}	Differential Input Voltage - note 3)		± 30		V
P_{tot}	Power Dissipation		680		mW
	Output Short-circuit Duration - note 4)		Infinite		
T_{oper}	Operating Free-air Temperature Range	-55 to +125	-40 to +105	0 to +70	$^{\circ}C$
T_{stg}	Storage Temperature Range		-65 to +150		$^{\circ}C$

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.

TL081 - TL081A - TL081B

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

V_{CC} = ±15V, T_{amb} = +25°C (unless otherwise specified)

Symbol	Parameter	TL081I,M,AC,AI,AM, BC,BI,BM			TL081C			Unit
		Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.	
V _{io}	Input Offset Voltage (R _S = 50Ω) T _{amb} = +25°C T _{min} ≤ T _{amb} ≤ T _{max}	TL081	3	10		3	10	mV
		TL081A	3	6				
		TL081B	1	3				
		TL081		13			13	
		TL081A		7				
		TL081B		5				
DV _{io}	Input Offset Voltage Drift		10			10		μV/°C
I _{io}	Input Offset Current - note 1) T _{amb} = +25°C T _{min} ≤ T _{amb} ≤ T _{max}		5	100		5	100	pA nA
				4			10	
I _{ib}	Input Bias Current -note 1 T _{amb} = +25°C T _{min} ≤ T _{amb} ≤ T _{max}		20	200		20	400	nA
				20			20	
A _{vd}	Large Signal Voltage Gain (R _L = 2kΩ, V _O = ±10V) T _{amb} = +25°C T _{min} ≤ T _{amb} ≤ T _{max}		50	200		25	200	V/mV
			25			15		
SVR	Supply Voltage Rejection Ratio (R _S = 50Ω) T _{amb} = +25°C T _{min} ≤ T _{amb} ≤ T _{max}		80	86		70	86	dB
			80			70		
I _{CC}	Supply Current, no load T _{amb} = +25°C T _{min} ≤ T _{amb} ≤ T _{max}		1.4	2.5		1.4	2.5	mA
				2.5			2.5	
V _{icm}	Input Common Mode Voltage Range	±11	+15 -12		±11	+15 -12		V
CMR	Common Mode Rejection Ratio (R _S = 50Ω) T _{amb} = +25°C T _{min} ≤ T _{amb} ≤ T _{max}		80	86		70	86	dB
			80			70		
I _{os}	Output Short-circuit Current T _{amb} = +25°C T _{min} ≤ T _{amb} ≤ T _{max}		10	40		10	40	mA
			10	60		10	60	
±V _{opp}	Output Voltage Swing T _{amb} = +25°C T _{min} ≤ T _{amb} ≤ T _{max}	RL = 2kΩ	10	12		10	12	V
		RL = 10kΩ	12	13.5		12	13.5	
		RL = 2kΩ	10			10		
		RL = 10kΩ	12			12		
SR	Slew Rate (T _{amb} = +25°C) V _{in} = 10V, R _L = 2kΩ, C _L = 100pF, unity gain		8	16		8	16	V/μs
t _r	Rise Time (T _{amb} = +25°C) V _{in} = 20mV, R _L = 2kΩ, C _L = 100pF, unity gain			0.1			0.1	μs
K _{ov}	Overshoot (T _{amb} = +25°C) V _{in} = 20mV, R _L = 2kΩ, C _L = 100pF, unity gain			10			10	%
GBP	Gain Bandwidth Product (T _{amb} = +25°C) V _{in} = 10mV, R _L = 2kΩ, C _L = 100pF, f = 100kHz		2.5	4		2.5	4	MHz
R _i	Input Resistance			10 ¹²			10 ¹²	Ω

TL081 - TL081A - TL081B

Symbol	Parameter	TL081I,M,AC,AI,AM, BC,BI,BM			TL081C			Unit
		Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.	
THD	Total Harmonic Distortion ($T_{amb} = +25^{\circ}C$), $f = 1kHz$, $R_L = 2k\Omega$, $C_L = 100pF$, $A_v = 20dB$, $V_o = 2V_{pp}$		0.01			0.01		%
e_n	Equivalent Input Noise Voltage $R_S = 100\Omega$, $f = 1KHz$		15			15		$\frac{nV}{\sqrt{Hz}}$
ϕ_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.

RESUME

L'électrocardiogramme ECG est un signal qui traduit l'activité électrique du cœur. En utilisant des électrodes fixes respectivement sur le poignet Gauche, Poignet droit et pied droit.

La photo- pléthysmographie PPG est une technique électro-optique qui permet de relever l'impulsion cardiovasculaire à travers le corps humain .un capteur utilisant permet la détection du signal lumineux traversant le doigt, émis par une diode et détecté par un phototransistor. Ce signal nous fournit des informations précieuses sur la variabilité cardiaque du cœur.

Le phonocardiogramme PCG est un signal permet l'enregistrement des bruits cardiaques, en utilisant un microphone placé sur la paroi thoracique du sujet. Ce signal nous fournit des informations précieuses sur l'activité mécanique du cœur.

Ces signaux sont à faible amplitude et ils sont contaminés par des parasites. Ceci donne nécessité à développer et étudier des circuits analogiques de mise forme essentiellement l'amplification et le filtrage afin de mieux visualiser ces signaux.

Mots clés : Electrocardiogramme, Photopléthysmogramme, Phonocardiogramme, la carte Arduino

ABSTRACTS

Electrocardiogram ECG is a signal that translates the electrical activity of the heart. Using fixed electrodes respectively on the left wrist, right wrist and right foot.

Photo- plethysmography PPG is an electro-optical technique that can raise the cardiovascular pulse through the human body using .a sensor allows detection of the light signal through the finger, emitted by a diode and detected by a phototransistor. This signal provides us with valuable information on heart rate variability of the heart.

Phonocardiogram PCG is a signal used to record heart sounds using a microphone placed on the chest wall of the subject. This signal provides us with valuable information on the mechanical activity of the heart.

These signals are low amplitude and they are contaminated by parasites. This results need to develop and study analog circuits up essentially forms of amplification and filtering to better visualize these signals.

Keywords : Electrocardiogram, Photopléthysmogram, Phonocardiogram, Arduino card