



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaid de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

Pour l'obtention du Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

Présenté par : MEKKI maroua et MALKI fatima zohra

**CONCEPTION D'UN SYSTEME DE DETECTION
SIMULTANEE DES SIGNAUX
ELECTROCARDIGRAMME ET
PHOTOPLETHYSMOGRAMME**

Soutenu le 23/09/2020 devant le Jury

| | | | |
|---------------------|------------|-----------------------|-----------|
| Mme. MEZIANI Fadia | <i>MCB</i> | Université de Tlemcen | Président |
| Mr. KHOLKHAL Mourad | <i>MCB</i> | Université de Tlemcen | Examineur |
| Mr. BENALI Radhwane | <i>MCB</i> | Université de Tlemcen | Encadreur |

Année universitaire 2019-2020



Dédicace

*Grace à dieu tout puissant et en signe de reconnaissance
à tous les sacrifices Consentis pour ma réussite et la
volonté pour mener à bien ce modeste travail
Que je dédie :*

A mes chers parents :

*Tous les mots du monde me sauraient exprimer l'immense amour que je
vous porte, ni la profonde gratitude que je vous témoigne pour tous les
efforts et les sacrifices que vous n'avez jamais cessés de consentie pour
mon instruction et mon bien-être.*

*J'espère avoir répondu aux espoirs que vous avez fondés en moi. Que
dieu tout puissant vous garde et vous procure santé, bonheur et longue
vie.*

A ma très chère grande mère :

*Je dédie ce travail surtout pour "el Baraka " de ma vie ma grande mère
"ALLAH YERHAMHA " Qu'elle est décédée le 15/08/2020*

A mes frères et ma chère sœur :

*Fatiha, Amine et mon petit frère Abdelkader Je vous souhaite une vie
plein de joie, de bonheur, de réussite et de sérénité.*

*A tous mes amis spécialement Marwa, meryem, marwa, souaad et
meriem en témoignage de l'amitié qui nous uni, et pour leurs
encouragements incessants.*

*A tous ceux que j'aime et qui m'aime et à tous ceux qui ont l'amour
d'apprendre.*

*Enfin je dédie ce mémoire a tous mes enseignants et a tous mes
collègues de la promotion.*

MEKKI Maroua





Dédicace

Je dédie cet humble travail à ma famille, elle qui m'a doté une éducation digne, son amour a fait de moi ce que je suis aujourd'hui.

A ceux qui ont passé leur vie à m'élever et à me servir Mon père et ma mère.

À mon grand-père et ma grand-mère, qui je souhaite une bonne santé.

A mes frère Ibrahim et Ammar et mes sœurs Wisal et Zekra qui m'avez toujours soutenu et encouragé dans les moments difficiles.

A ceux qui m'ont conseillé et orienté Mes enseignants à la mosquée

À mes estimés professeurs, de l'école primaire au niveau universitaire.

A toute ma famille et mes proches... mes tantes, mes oncles, et leurs enfants.

A mes chers amis, Safa, Sabrin, Hanan, Safinaz, Zainab, Faiza, Shams, Raihana, Weam, Ferien, Assia, Aïsha ...

A tous ceux qui m'aiment et m'a invoqué le dieu pour moi.

À ma deuxième famille, si Dieu le veut.

Mon travail final n'aurait pas vu le jour sans votre soutien et j'espère qu'il vous satisfera

MALKI fatima Zohra





Remerciement

À mon dieu tout puissant qui m'a inspiré m'a guidé dans le bon chemin et qui a donné la force et la volonté pour réaliser ce modeste travail et surtout malgré de la situation qui se passe dans le monde entier à cause de COVID-19.

Nous tenons à exprimer notre grande gratitude à notre encadreur Mr. BENALI Radhwane pour avoir accepté de nous encadrer tout au long de ce travail, pour sa disponibilité, son amabilité, ses conseils et suggestions.

Nous exprimons nos remerciements à Mme. MEZIANI. Fadja pour l'honneur qu'elle nous a fait de présider le jury de soutenance nous lui exprimons notre gratitude profonde.

Nos remerciements s'adressent ensuite à Mr. KHOLKHAL Mourad docteur à l'université de Tlemcen Qui a aimablement accepté d'examiner et de juger notre travail.

Enfin, nous remercions nos enseignants de l'université en particulier aux enseignants du département de génie biomédicale ainsi tous les membres du laboratoire.

ET à tous nos amis et nos collègues de notre promotion.



Table des matières

Dédicace

Remerciement

Introduction générale.....1

Chapitre I : Notions de base sur le système cardiovasculaire et les signaux ECG et PPG.

I.1.Introduction3

I.2 Le système cardiovasculaire.....3

I.2.1 Le cœur3

I.2.1.1 La structure interne du cœur.....4

I.2.1.2 Cycle cardiaque.....4

I.2.1.3 Fonctionnement électrique du cœur.....5

I.2.2 Les vaisseaux7

I.2.3 Le sang.....8

I.2.3.1 la circulation sanguine.....8

I.2.4 Le transport de l'oxygène.....9

I.2.5 Saturation de l'hémoglobine.....10

I.3. L'électrocardiographe.....11

I.3.1. Historique.....11

I.3.2. Définition de l'électrocardiographe.....11

I.3.3 Les dérivations électrocardiographiques.....11

I.3.3.1 les dérivations des membres.....11

I.3.3.1.1 Les dérivations bipolaires.....12

I.3.3.1.2 Les dérivations unipolaires.....12

I.3.3.2 Les dérivations unipolaires précordiales.....12

I.4. La photopléthysmographie PPG.....14

| | |
|---|----|
| I.4.1 Historique..... | 14 |
| I.4.2 Principe de photopléthysmographie..... | 14 |
| I.4.3 Loi de beer-lambert..... | 15 |
| I.4.3.1 Applications de la loi de beer-lambert..... | 15 |
| I.4.4 Technique de mesure..... | 16 |
| I.4.5 Signal photopléthysmogramme PPG..... | 17 |
| I.5. Conclusion..... | 19 |

**Chapitre II : Test de système de détection des signaux ECG et
PPG et visualisation des résultats.**

| | |
|---|----|
| II.1 Introduction..... | 21 |
| II.2 Schéma bloc général de système de détection des signaux ECG et PPG..... | 21 |
| II.3 Etude de circuit de mise en forme de signal ECG..... | 22 |
| II.3.1 les capteurs biomédicaux..... | 22 |
| II.3.1.1 les électrodes..... | 22 |
| II.3.1.1.1 Les différents types d'électrodes..... | 23 |
| II.3.1.1.1.1 Electrodes polarisables et électrodes non Polarisables..... | 23 |
| II.3.1.1.1.2 Classification selon le matériau de fabrication..... | 23 |
| II.3.1.1.1.3 La géométrie de l'électrode..... | 23 |
| II.3.2 L'étage d'amplification..... | 24 |
| II.3.2.1 L'Amplificateur d'instrumentation à trois étages..... | 25 |
| II.3.3 Circuit d'électrode de pied droit..... | 27 |
| II.3.4 Le filtrage..... | 28 |
| II.3.4.1. Filtres passe-haut passif..... | 29 |
| II.3.4.2 Filtre passe-bas passif..... | 30 |

| | |
|---|----|
| II.4 Etude de circuit de mise en forme de signal PPG..... | 32 |
| II.4.1 Capteur PPG..... | 32 |
| II. 4.1.1 Les types des sondes..... | 32 |
| II.4.1.1.1 Pincés..... | 32 |
| II.4.1.1.2 Sondés autocollantes..... | 33 |
| II.4.1.1.3 Pincés à oreilles..... | 33 |
| II.4.1.1.4 Capteurs à réflectance..... | 33 |
| II.4.2 Circuit d'émission et réception..... | 34 |
| A. Circuit d'émission..... | 34 |
| B. Circuit de réception..... | 35 |
| II.4.3 l'étage de filtrage..... | 37 |
| II.4.3.1 Filtres passe-haut passif..... | 37 |
| II.4.3.2 Filtres passe-bas passif..... | 38 |
| II.4.4 L'amplification..... | 39 |
| II.5 Circuit d'offset..... | 41 |
| II.6 Conclusion..... | 41 |

Chapitre III : Réalisation pratique de schéma synoptique de système d'acquisition.

| | |
|--|----|
| III.1 Introduction..... | 43 |
| III.2 Initiation à ISIS PROTEUS..... | 43 |
| III.2.1 L'environnement de travail de PROTEUS..... | 43 |
| III.3 Présentation de l'interface ARES..... | 46 |
| III.4 Présentation d'Arduino..... | 48 |
| III.4.1 Qu'est-ce qu'un microcontrôleur..... | 48 |
| III.4.2 Le but et l'utilité..... | 48 |

| | |
|--|----|
| III.4.3 Applications..... | 49 |
| III.4.4 Les avantages de la carte Arduino..... | 49 |
| III.4.5 Constitution de l'Arduino UNO..... | 49 |
| III.4.6 Caractéristiques techniques d'une carte Arduino..... | 50 |
| III.5 Présentation du logiciel Arduino..... | 51 |
| III.6 La conversion analogique-numérique (ADC)..... | 52 |
| III.7 Conclusion..... | 53 |
| Conclusion générale..... | 54 |
| Bibliographie..... | 55 |
| Annexe..... | 58 |
| Résumé..... | 69 |

Liste des figures

| | |
|--|----|
| Figure I.1 La situation du cœur dans le thorax..... | 3 |
| Figure I.2 Anatomie du cœur humain..... | 4 |
| Figure I.3 Le cycle cardiaque..... | 5 |
| Figure I.4 L'onde P..... | 6 |
| Figure I.5 L'intervalle PR..... | 6 |
| Figure I.6 Le complexe QRS..... | 6 |
| Figure I.7 Segment ST et l'espace QT..... | 7 |
| Figure I.8 L'onde U..... | 7 |
| Figure I.9 La circulation sanguine..... | 9 |
| Figure I.10 Le transport d'O ₂ | 10 |
| Figure I.11 Le tracé normal de signal ECG..... | 11 |
| Figure I.12 Les dérivations bipolaire..... | 12 |
| Figure I.13 Les dérivations des membres unipolaires..... | 12 |
| Figure I.14 Les dérivations précordiales..... | 13 |
| Figure I.15 La lumière absorbé et la lumière transmise dans le tissu vivant..... | 15 |
| Figure I.16 Tracé de l'absorbance en fonction de la concentration..... | 16 |
| Figure I.17 Loi de Beer Lambert..... | 16 |
| Figure I.18 Principe de PPG..... | 17 |
| Figure I.19 La forme du signal PPG..... | 18 |
| Figure II.1 Schéma bloc de système réalisé..... | 19 |
| Figure II.2 Schéma bloc du signal ECG..... | 21 |
| Figure II.3 Les différentes formes des électrodes..... | 22 |
| Figure II.4 L'amplificateur opérationnel TL084..... | 24 |
| Figure II.5 L'amplificateur d'instrumentation avec 3 étages..... | 24 |

| | |
|---|----|
| Figure II.6 Le schéma électrique de l'amplificateur d'instrumentation réalisé..... | 25 |
| Figure II.7 La réalisation d'un amplificateur d'instrumentation..... | 26 |
| Figure II.8 Le teste de l'étage d'amplification..... | 26 |
| Figure II.9 Le signal ECG à la sortie de l'amplificateur TL084..... | 26 |
| Figure II.10 Circuit d'électrode de pied droit..... | 27 |
| Figure II.11 Le montage de circuit de pied droit..... | 27 |
| Figure II.12 Le signal ECG obtenue par la combinaison de circuit de pied droit avec L'amplification..... | 28 |
| Figure II.13 Le montage et la réponse fréquentiel d'un filtre passe haut actif..... | 28 |
| Figure II.14 Le montage et la réponse fréquentiel d'un filtre passe bas passif..... | 29 |
| Figure II.16 Circuit réalisé de filtre passe-haut passif..... | 29 |
| Figure II.17 Signal ECG filtré obtenu..... | 29 |
| Figure II.18 Filtre passe-bas passif..... | 30 |
| Figure II.19 Circuit réalisé de filtre passe-bas passif..... | 30 |
| Figure II.21 Le signal ECG obtenu sur oscilloscope..... | 31 |
| Figure II.22 Schéma synoptique du dispositif..... | 31 |
| Figure II.23 Sonde de type pince..... | 31 |
| Figure II.24 Sonde de types autocollants..... | 32 |
| Figure II.25 Sonde de type pince à oreille..... | 33 |
| Figure II.26 Capteurs à réflectance..... | 33 |
| Figure II.27 Bande d'énergie..... | 33 |
| Figure II.28 Circuit d'émission et réception..... | 34 |
| Figure II.29 PhototransistorBPX43..... | 35 |
| Figure II.30 Capteur PPG réalisé..... | 36 |
| Figure II.31 Montage du circuit de détection de signal PPG..... | 36 |
| Figure II.32 Signal PPG détecté..... | 36 |
| Figure II.33 Filtre passe haut passive..... | 37 |
| Figure II.34 Filtre passe haut réalisé sur la plaque d'essai..... | 37 |

| | |
|---|----|
| Figure II.35 Filtre passe bas passive..... | 38 |
| Figure II.36 Filtre passe bas réalisé sur la plaque d'essai..... | 38 |
| Figure II.37 Signal PPG obtenu après le filtrage..... | 39 |
| Figure II.38 Amplificateur opérationnel TL081..... | 40 |
| Figure II.39 Circuit d'amplification..... | 40 |
| Figure II.40 Circuit générale réalisé sur plaque d'essai..... | 40 |
| Figure II.41 Signal obtenu visualisé sur oscilloscope..... | 41 |
| Figure III.1 : Fenêtre de démarrage d'ISIS PROTEUS..... | 43 |
| Figure III.2 : L'environnement de travail de PROTEUS..... | 44 |
| Figure III.3 : La boîte verticale de boutons..... | 44 |
| Figure III.4 : Schéma électrique générale de circuit de mise en forme de signal ECG. | 45 |
| Figure III.5: Schéma électrique générale de circuit de mise en forme de signal PPG. | 45 |
| Figure III.6 : Schéma électrique de circuit de ECG réalisé dans ARES..... | 46 |
| Figure III.7 : Circuit de mise en forme en 3D et pré imprimé de ECG..... | 46 |
| Figure III.8 : Schéma électrique de circuit de PPG réalisé dans ARES..... | 47 |
| Figure III.9 : Circuit de mise en forme en 3D et pré imprimé de PPG..... | 47 |
| Figure III.10 : Carte Arduino UNO..... | 48 |
| Figure III.11 : Les différentes connexions de la carte Arduino UNO..... | 50 |
| Figure III.12 : L'écran de démarrage Arduino..... | 51 |
| Figure III.13 : L'écran principal du logiciel Arduino (interface IDE)..... | 51 |
| Figure III.14 : Détail de la barre de boutons..... | 52 |
| Figure III.15 : Les entrées Analogique de la carte Arduino Uno..... | 53 |

Glossaire

- OMS** : Organisation mondiale de santé.
- ECG** : Electrocardiogramme.
- PPG** : Photopléthysmogramme.
- OD** : Oreillette droite.
- VD** : Ventricule droit.
- TRI** : Tricuspide.
- OG** : Oreillette gauche.
- VG** : Ventricule gauche.
- MI** : Mitral.
- VCI** : Veine caves inférieur.
- VCS** : Veine caves supérieur.
- AP** : Artère pulmonaire.
- OP** : Orifice pulmonaire.
- AV** : Auriculo-ventriculaire.
- Hb** : Hémoglobine.
- O2** : Oxygène.
- HbO2** : Hémoglobine oxygéné.
- Qc** : Débit cardiaque.
- SpO2** : La saturation en oxygène de l'hémoglobine.
- PTT** : Temps de transites des impulsions.
- TRMC** : Taux de réjection en mode commun.
- Vcm** : Tension en mode commun.
- IR** : Infra-rouge.
- DEL** : Diode électroluminescente.
- IDE** : Integrated Development environment.
- ADC** : Analog to digital convertrs.

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

Introduction générale

Selon l'organisation mondiale de santé (OMS) La plupart des pathologies cardiovasculaire sont la cause principale de décès des patients dans le monde, pour cette raison on s'intéresse à l'amélioration des techniques d'exploration pour la détection de ces maladies.

Pour une bonne surveillance des patients, le diagnostic des pathologies est plus important pour avoir un traitement plus fiable, à partir de cette situation on s'intéresse à la détection des paramètres anatomiques et physiologiques des organes, pour évaluer la nature de fonctionnement si elle est normale ou pas selon certaines variations (la variation de volume de sang dans les vaisseaux, l'activité cardiaque et la variation de volume d'air dans les poumons.....) par une exploration vasculaire, cardiaque et pulmonaire.

Pour l'exploration cardiovasculaire la détection de certains paramètres est essentiel tel que le signal électrocardiogramme ECG qui représente graphiquement de déférences de potentiels électriques qui commande l'activité du myocarde, Il est considéré comme une partie fondamentale de l'évaluation cardiovasculaire et un outil essentiel pour étudier et diagnostiquer la majorité des arythmies cardiaque.

Une autre technique est aussi essentielle qui permet au médecin de prendre le bon diagnostic c'est le photopléthysmogramme PPG utilisé pour la mesure de la variation de volume de sang et l'évolution temporelle du taux d'oxygène dans le sang.

Dans ce projet on s'intéresse à étudier et réaliser un système qui permet de détecter les deux signaux simultanément : l'électrocardiogramme ECG et le photopléthysmogramme PPG.

L'objectif étant d'étudier le comportement et la relation entre ces deux signaux très importants dans différentes situations en étudiant des cas pratiques différents selon plusieurs facteurs comme l'âge, le sexe et l'effort physique.

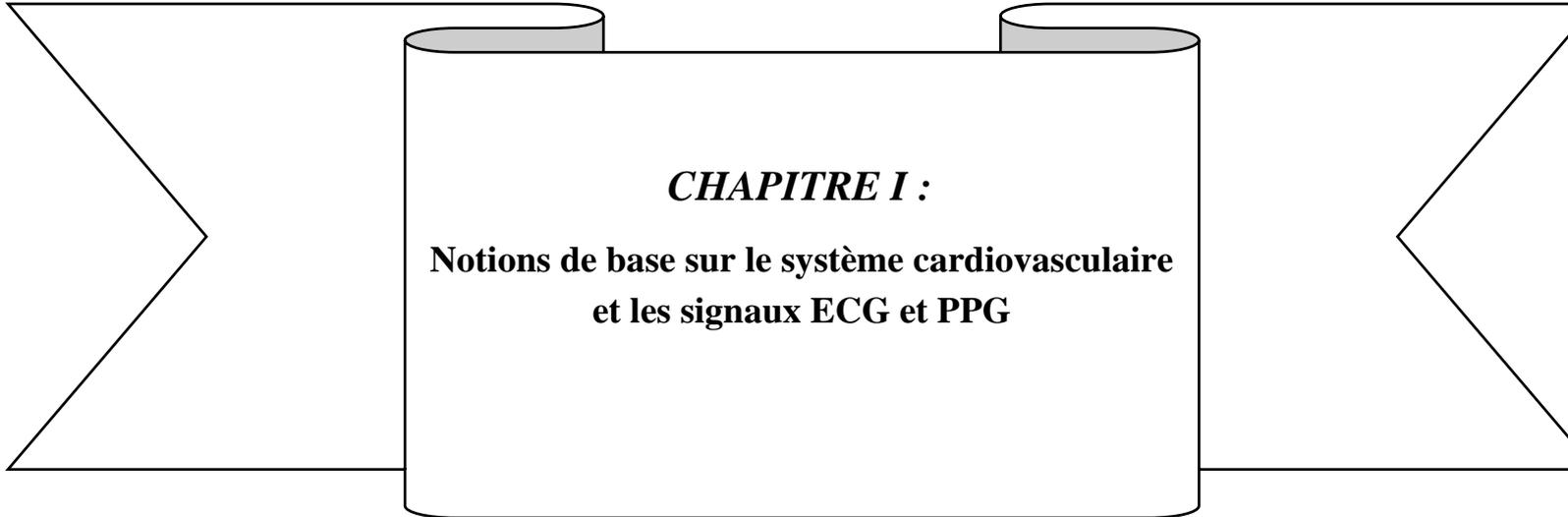
Les travaux menés dans le cadre de ce mémoire et les résultats obtenus sont structurés en trois chapitres.

Le premier chapitre, une description générale du fonctionnent de système cardiovasculaire est présentée ainsi une étude détaillée sue les deux signaux ECG et PPG.

Le second chapitre est consacré à l'étude des différentes étapes de notre système électronique permettant la détection et l'acquisition du signal électrocardiogramme (ECG) et du signal photoplythysmogramme (PPG).

Enfin, dans le troisième et le dernier chapitre, on s'intéresse à la réalisation pratique des différents circuits d'ECG, PCG qui permettant le recueil ces deux signaux. Nous avons aussi présenté une description générale de système d'acquittions (Carte Arduino).

Nous terminons cette mémoire avec une conclusion générale synthétisant le contenu de ce projet de fin d'étude.



CHAPITRE I :
**Notions de base sur le système cardiovasculaire
et les signaux ECG et PPG**

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

I.1.Introduction :

Dans ce premier chapitre, une description générale du fonctionnement de système cardiovasculaire est présentée. Ensuite, nous allons étudier en détail le signal électrocardiogramme ECG avec ses différentes ondes.

Aussi, la technique d'électrocardiographie ainsi que les différentes dérivations permettant le recueil du signal ECG seront étudiées.

Finalement nous nous intéressons aussi à l'étude de signal photopléthysmogramme PPG avec ces différentes caractéristiques des principes de mesure photopléthysmographique.

I.2 Le système cardiovasculaire :

Le système circulatoire est principalement composé de cœur qui est considéré comme une pompe, et des conduits permettant le transport de sang (les veines et les artères), ce qui correspond au système vasculaire. Il assure la circulation du sang pour objectif d'alimentation des tissus cellulaires en oxygènes et nutriments et d'évacuer les déchets vers les reins et le dioxyde de carbone vers les poumons. [1]

I.2.1 Le cœur :

Le cœur est un organe musculaire qui se trouve dans le thorax entre les deux poumons derrière le sternum, Il est presque médian comme illustré dans la figure 1.

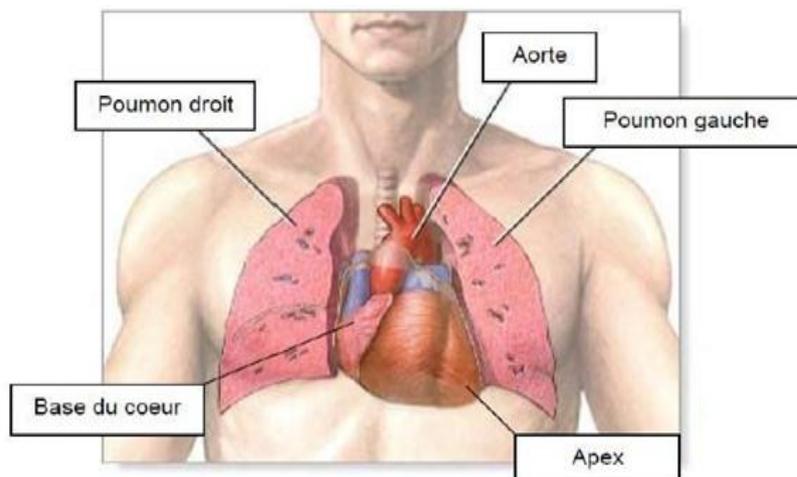


Figure I.1 : La situation du cœur dans le thorax. [2]

Le muscle est considéré comme une pompe lors de son fonctionnement, il se contracte de façon régulière et propulse le sang sous une pression dans les vaisseaux sanguins et assure ainsi l'alimentation en oxygène à travers tout le corps. Le cœur pompe environ 8000 litres de sang de façon quotidienne. [2]

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

I.2.1.1 La structure interne du cœur : [3]

Le cœur est divisé par une paroi épaisse en deux parties, une partie gauche (cœur gauche) et une partie droite (cœur droit) qui sont séparées. Chacune comporte deux cavités (deux oreillettes et deux ventricules), les oreillettes sont séparées par un septum inter-auriculaire et une autre cloison appelé septum inter-ventriculaire séparer entre les ventricules. Entre l'oreillette droite (OD) et le ventricule droit (VD) se trouve la valvule tricuspide (TRI) assure une communication entre eux. L'oreillette gauche (OG) communique au ventricule gauche (VG) par l'orifice mitral (MI).

- L'oreillette droite reçoit le sang par les veines caves inférieure (VCI) et l'envoie vers les poumons et des veines caves supérieure (VCS) par lesquelles le sang désoxygéné de la moitié supérieure au cœur.
- Le ventricule droit se vide est une cavité éjectant le sang dans l'artère pulmonaire (AP) à travers l'orifice pulmonaire (OP).
- L'oreillette gauche reçoit le sang oxygéné des poumons par les quatre veines pulmonaires (VP) et le drainer vers le ventricule gauche.
- Le ventricule gauche se vide dans l'aorte à travers l'orifice aortique.

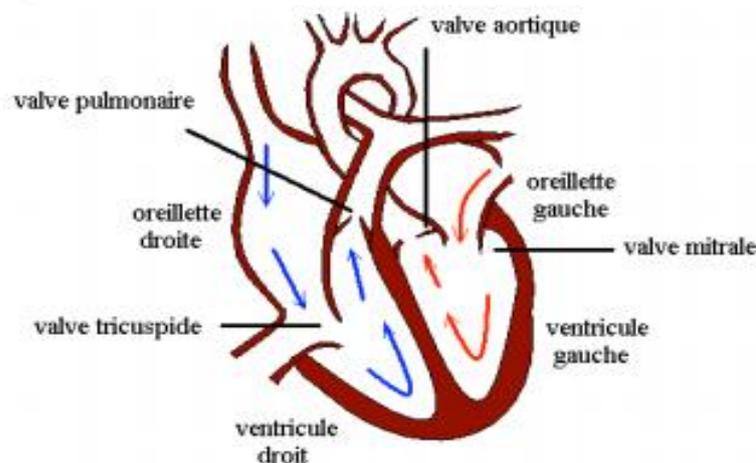


Figure I.2 : Anatomie du cœur humain. [3]

I.2.1.2 Cycle cardiaque : [3]

Le cycle est le résultat des phénomènes liés à l'activation qui se reproduisent de façon cyclique. Le fonctionnement du cœur qui présente périodiquement des changements de forme provoqués

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

par le resserrement et la dilatation des cavités. Celui-ci consiste à deux phénomènes majeurs : les phénomènes de contraction (systole) et de relâchement (diastole).

La systole auriculaire : correspond à la contraction au cours de laquelle les oreillettes se contractent et éjectent du sang vers les ventricules. À la fin du remplissage, les valves auriculo-ventriculaires se ferment et la systole peut débuter. Ceci évite un reflux du sang vers les oreillettes. La fermeture de ces valves produit le son du battement du cœur.

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

La diastole est la relaxation de toutes les parties du cœur durant laquelle les valves sigmoïdes étant fermées et les valves auriculo-ventriculaires ouvertes, La phase de diastole peut alors s'établir de nouveau.

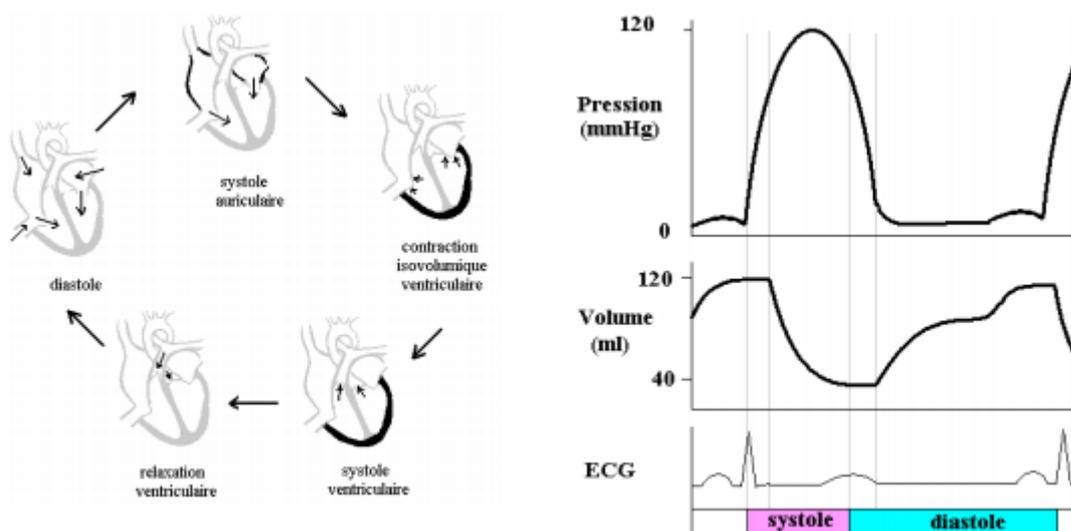


Figure I.3 : Le cycle cardiaque. [3]

I.2.1.3 Fonctionnement électrique du cœur : [4]

Dans le cœur la contraction est provoquée par une impulsion électrique, on parle alors de l'activité électrique du cœur. Le courant électrique prend naissance dans un point précis du cœur appelé nœud sinusal, situé au sommet de l'oreillette droite. Cette impulsion arrive alors aux oreillettes provoquant la systole qu'est suivie d'une diastole. Une onde P va apparaître (la première onde détectée) quand l'influx se propage au myocarde auriculaire.

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme



Figure I.4 : L'onde P.

L'influx se propage ensuite vers le nœud auriculo-ventriculaire (AV) situé entre les oreillettes et les ventricules, proche de la valve septale tricuspide. Cette propagation correspond à un intervalle appelé l'intervalle PR présenté par un espace entre le début de l'onde P et le début de l'onde suivante R, il définit le période nécessaire au cours de laquelle l'influx va traverser les oreillettes et nœud auriculo-ventriculaire (AV).

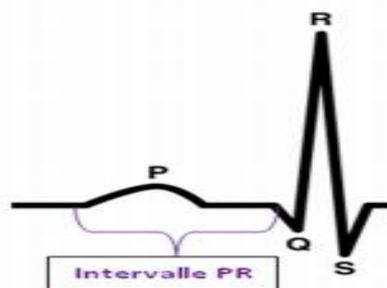


Figure I.5 : L'intervalle PR.

Le courant progresse dans le faisceau de HIS Celui-ci se divise en deux partie (les branches du faisceau de His) une pour le ventricule droit, l'autre pour le ventricule gauche. Les voies de conduction se terminent par les fibres du réseau de Purkinje. La traversée du faisceau de His est à l'origine de la dépolarisation des deux ventricules, cette dépolarisation correspond au complexe QRS enregistré. Il est positif ou négatif selon que l'onde R ou S est dominante.

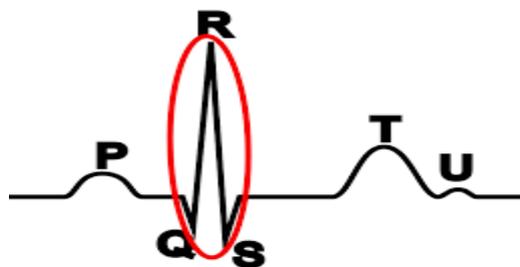


Figure I.6 : Le complexe QRS. [5]

Le segment ST représente le temps nécessaire dans le quelle le myocarde n'est traversé par aucun influx. Il commence à la fin de l'onde S jusqu'au début de l'onde T.

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

Ensuite l'onde T correspond la repolarisation du myocarde ventriculaire. Cette repolarisation traduit la repositivation de la surface des cellules myocardiques, se fait de l'épicarde vers l'endocarde et L'espace QT situé entre le début de l'onde Q et la fin de l'onde T.

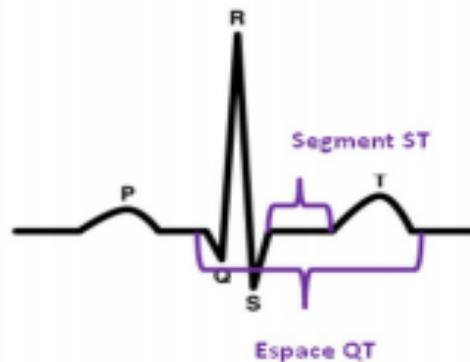


Figure I.7 : Segment ST et l'espace QT.

Enfin une onde U peut apparaître après l'onde T qui correspond à une déflexion positive. Elle traduirait la repolarisation ventriculaire lente.



Figure I.8 : L'onde U.

I.2.2 Les vaisseaux : [6]

Le système vasculaire comporte : les artères, les veines et les capillaires. La structure des vaisseaux dans les différentes parties du système vasculaire vari, cette variation est reliée directement à la fonction de chaque type de vaisseau.

Les artères : les artères qui constituent le réseau des vaisseaux délivrant l'oxygène, et transportent le sang oxygéné du cœur au tissu

Les veines : est un vaisseau sanguin qui arrive au cœur, depuis les organes de l'organisme. Constituant le réseau de retour du sang au cœur et aux poumons, et qui ramènent le sang riche en gaz carbonique vers le cœur

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

Les capillaires : établissent un lien entre le réseau artériel et le réseau veineux. Ils sont constitués d'une seule couche de cellules. La paroi est très fine ce qui permet une diffusion très rapide des substances dissoutes.

I.2.3 Le sang :

C'est un fluide complexe assurant une fonction indispensable au maintien de la vie. Il représente 7% du poids du cœur du poids du corps, soit un volume de 4 à 5 litres chez un adulte de taille moyenne constitué de cellules en suspension dans le plasma. Le sang circulant en permanence dans le réseau vasculaire de l'organisme, sous l'impulsion des battements cardiaque, Il possède des principaux rôles : Le transport, la régulation (de température, pH et la balance hydro-électrolytique) [6].

Le sang est composé de :

- Phase liquide appelé plasma dans laquelle baignent les cellules comme les globules rouges
- Les cellules du système immunitaire qui sert à détruire les agents infectieux appelé des leucocytes.
- Des plaquettes qui permet de coaguler le sang [6].

I.2.3.1 la circulation sanguine : [7]

Il existe 3 types de circulation dans le système cardio-vasculaire :

-La grande circulation ou la circulation systémique, à travers laquelle le sang circule à haute pression, afin de pouvoir irriguer tous les organes. Elle se compose du ventricule gauche, de l'aorte, des artérioles, des capillaires tissulaires et organiques, des veinules, des veines caves et de l'oreillette droite.

- La circulation pulmonaire correspond à la petite circulation, où le sang circule à basse pression. Elle se compose du ventricule droit, de l'artère pulmonaire, des artérioles, des capillaires pulmonaires, des veinules, des veines pulmonaires et de l'oreillette gauche.

-La circulation lymphatique, qui met en mouvement la lymphe. C'est une circulation à sens unique qui ramène l'excès de liquide vers la veine cave supérieure (sans utiliser la pompe cardiaque).

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

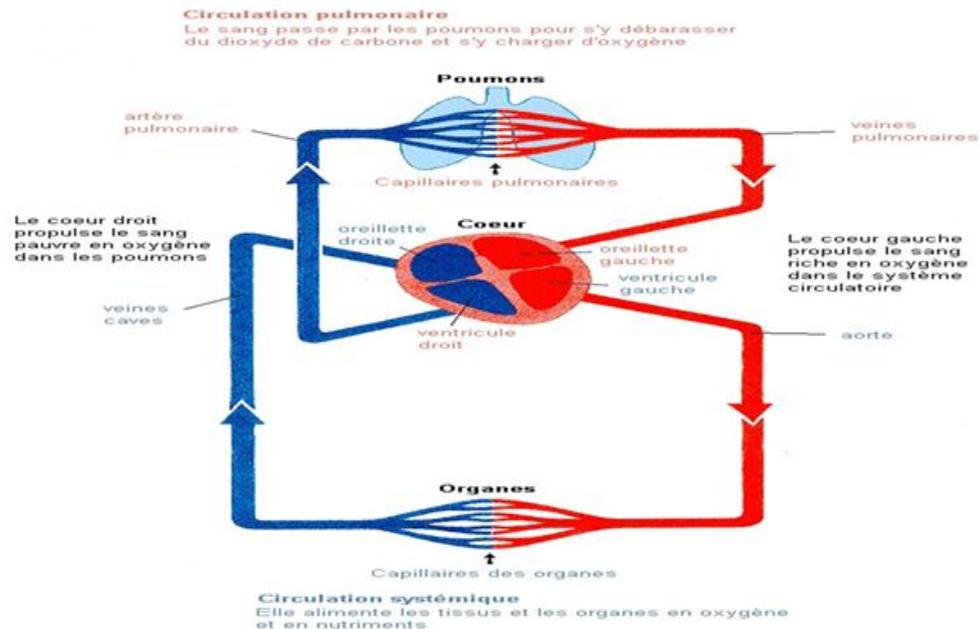


Figure I.9 : La circulation sanguine. [7]

I.2.4 Le transport de l'oxygène : [8]

Le corps humain a besoin d'un certain nombre d'éléments pour assurer son fonctionnement normal, l'oxygène est l'un des éléments les plus importants qui garantissent cette fonction vitale. L'oxygène (O_2) est nécessaire au fonctionnement de la cellule et donc au maintien de la vie son apport doit se faire en Transport de l' O_2 de l'air extérieur vers le sang via le poumon et en transport par le sang jusqu'à la cellule. L'élément le plus responsable de transport d'oxygène est le globule rouge qui représente de 33% par hémoglobine et de 5 à 6 millions par millimètre cube de sang. Le globule rouge possède une forme biconcave qui permet du changement de gaz ou l' O_2 . Lorsque l'oxygène se lie au fer, le globule rouge est chargé en oxygène et prend une couleur rouge vif. On parle d'oxyhémoglobine (oxygène + hémoglobine = HbO_2). (La saturation pulsée en oxygène).

Elle est transportée sous forme de dissoute, ou sous forme liée à l'hémoglobine.

1) La forme dissoute (PaO_2) : C'est la forme d'échange avec les cellules donc c'est la plus importante, malgré que la quantité d' O_2 dissoute est 1 à 2%

2) La forme liée à hémoglobine (HbO_2) : 98 à 99%

Le contenu artériel en oxygène (CaO_2) est la somme des deux :

$$CaO_2 = (0,003 \cdot PaO_2) + (Hb \cdot 1,39 \cdot SaO_2).$$

Eq I.1

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

*La quantité d'O₂ délivrée aux tissus par minute est le transport en O₂(TO₂)

* TO₂ est fonction du CaO₂ et du débit cardiaque (Q_c) avec :

$$TaO_2 = Q_c * CaO_2 \quad \text{Eq I.2}$$

Si on néglige l'O₂ dissout :

$$TO_2 = Q_c * \text{concentration de l'hémoglobine [Hb]} * SaO_2. \quad \text{Eq I.3}$$

La Quantité maximale d'O₂ que peut transporter 1g Hb est selon le type Hb et quelle est mesurée. Sa valeur varie de 1.31 à 1.39ml/g Hb mais la plus utilisée en pratique est :

$$1.34 \text{ ml / g Hb} = \text{pouvoir oxyphorique de l'Hb.} \quad \text{Eq I.4}$$

La quantité totale O₂ transportée par le sang égale la somme d'oxygène lié à l'Hb et l'oxygène dissous.

I.2.5 Saturation de l'hémoglobine : [9]

La saturation de l'hémoglobine est la proportion de molécules Hb présentes sous la forme oxygénée. Elle se note SaO₂, elle est exprimée en pourcentage.

$$SaO_2 = \frac{[\text{quantité d'O}_2 \text{ lié à l'Hb}]}{[\text{quantité maximale possible}]} \times 100 \quad \text{Eq I.5}$$

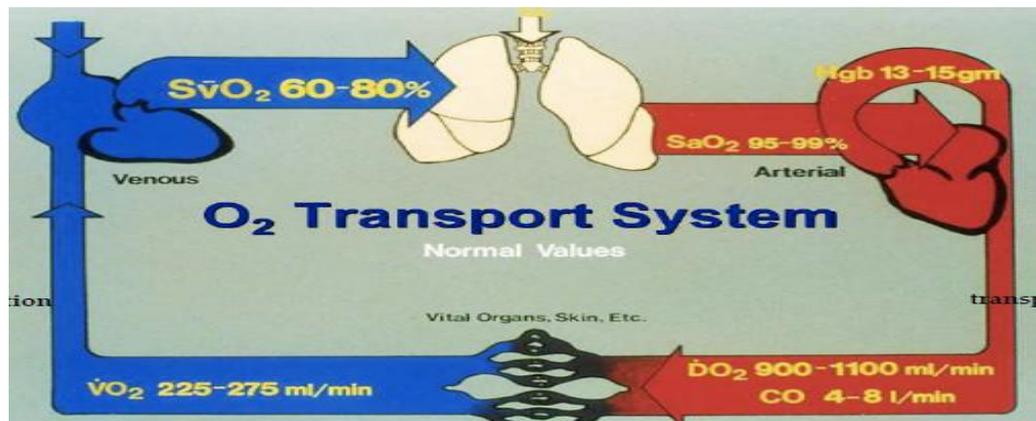


Figure I.10 : Le transport d'O₂. [10]

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

I.3. L'électrocardiographie :

I.3.1. Historique :

Cette technique est née en 1887 avec les travaux de Waller, elle est révélée à la communauté médicale par l'invention en 1901 du galvanomètre à cordes, et qui a valu à son auteur, le Dr. Wilhem Einthoven, le prix Nobel de Médecine en 1924. Par la suite, l'électrocardiographie est devenue une technique incontournable dans le diagnostic cardiologique. [1]

I.3.2. Définition de l'électrocardiographie :

L'abréviation utilisée pour définir l'électrocardiogramme est ECG, c'est une représentation graphique de l'activité électrique du cœur, enregistré par des électrodes placées sur la surface du corps selon un plan frontal ou horizontal. L'électrocardiogramme est l'un des outils de diagnostic les plus couramment utilisés dans les soins de santé, et d'enregistrement de la dépolarisation et la repolarisation auriculaire qui correspondent à la contraction ventriculaire.

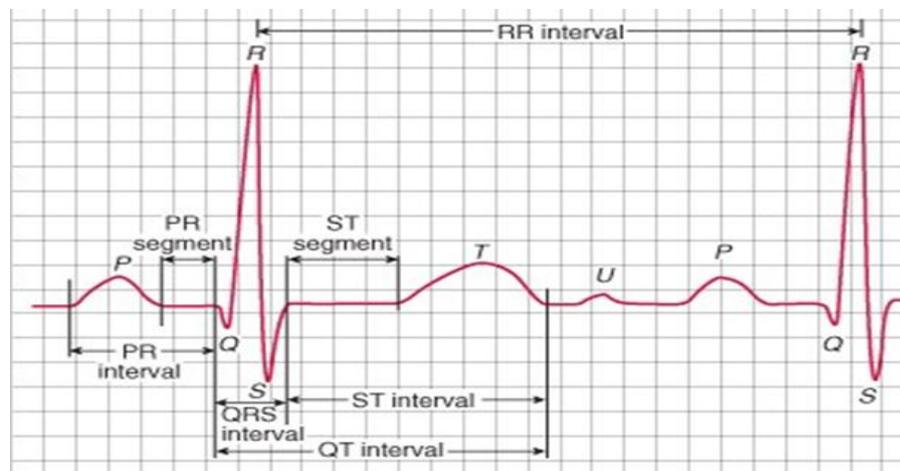


Figure I.11 : Le tracé normal de signal ECG.

I.3.3 Les dérivations électrocardiographiques : [11]

Une différence de potentiel électrique est créée par un couple des électrodes pour déterminer la dérivation. Pour obtenir électrocardiogramme il faut un enregistrement de 12 dérivations et qui sont réparties en deux catégories.

I.3.3.1 les dérivations des membres :

Les dérivations étudiées l'activité électrique cardiaque dans le plan frontal est obtenues par l'emplacement de trois électrodes dans (le bras droit, gauche et la jambe gauche) dans ce cas la jambe droite est considérée comme une masse. On distingue deux types de dérivation :

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

I.3.3.1.1 Les dérivations bipolaires :

Ces trois dérivations forment les trois côtés du triangle d'Einthoven (Figure 2). Les variations de potentiel sont enregistrées entre deux électrodes à la surface du corps. I ou D I entre le bras droit et le bras gauche. II ou D II entre le bras droit et la jambe gauche. III ou D III entre le bras gauche et la jambe gauche.

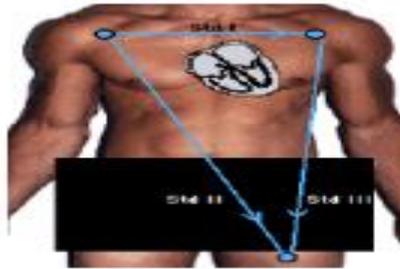


Figure I.12 : Les dérivations bipolaires.

I.3.3.1.2 Les dérivations unipolaires :

L'électrode exploratrice est reliée au pôle positif de l'électrocardiographe. Le pôle négatif de ce dernier est relié à une électrode neutre (borne centrale de Wilson) (Figure 3) : aVR : bras droit borne centrale. aVL : bras gauche borne centrale. aVF : jambe gauche borne centrale.

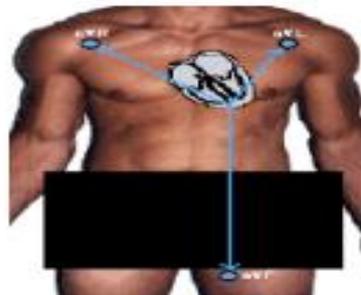


Figure I.13: Les dérivations des membres unipolaires.

I.3.3.2 Les dérivations unipolaires précordiales :

Les dérivations étudient l'activité électrique cardiaque dans le plan horizontal : V1, V2, V3, V4, V5 et V6. Elles correspondent aux électrodes placées sur la poitrine du patient. L'électrode exploratrice est reliée au pôle positif de l'appareil et le pôle négatif à la borne centrale.

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

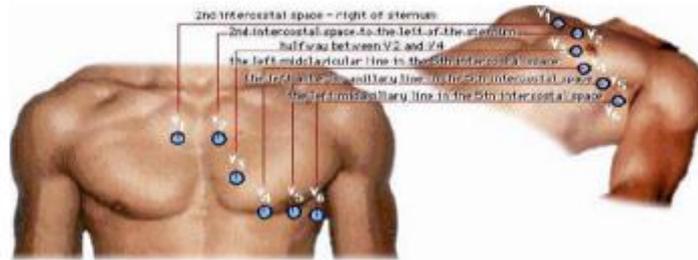


Figure I.14 : Les dérivations précordiales.

Position des électrodes précordiales : [1]

- V1 : 4ème espace intercostal, bord droit du sternum (ligne parasternale)
- V2 : 4ème espace intercostal, bord gauche du sternum (ligne parasternale)
- V3 : à mi-distance entre V2 et V4
- V4 : 5ème espace intercostal, ligne médio-claviculaire gauche
- V5 : à mi-distance entre V4 et V6, sur la ligne axillaire antérieure
- V6 : même niveau horizontal que V4 et V5, ligne axillaire moyenne

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

I.4. La photopléthysmographie PPG :

La photopléthysmographie (PPG) est une technique d'exploration non invasive basée sur la mesure optique qui permet d'observer les variations de volume sanguin dans un tissu et la mesure en temps réel de la saturation en oxygène de l'hémoglobine.

I.4.1 Historique :

En 1860, Robert Wilhelm Eberhard Bunsen a découvert le spectroscope qui permettait d'analyser la composition de la lumière par leur longueur d'ondes.

En 1930 La technologie d'oxymétrie de pouls était disponible, mais elle a été limitée dans son utilisation, car à l'époque elle était lourde et encombrante [12].

En 1932, attendu le but de la découverte de l'oxygène dans des cuvettes avec du sang et au niveau de l'oreille, la peau et les doigts ; NICOLAÏ introduit l'analyse spectrophotométrique de la saturation d'O₂.

En 1935, Karl Matthes développa le premier appareil pulsatile qui permit le monitoring continu et non invasif de la saturation en oxygène de l'hémoglobine artérielle a eu lieu [12]. Il mesurait au niveau de l'oreille la saturation en oxygène avec l'échauffement des tissus à 41 °C pour augmenter le flux sanguin.

En 1970, les scientifiques de Hewlett-Packard ont développé le premier appareil commercialisé. [13]

En 1974, Takuo Aoyagi découvre que la saturation pléthysmographique en O₂ (SpO₂) pouvait être mesurée avec les analyses des pulsations de signaux lumineux qui traversent les tissus. Cette découverte est à l'origine des oxymètres de pouls modernes.

En 1982, La commercialisation du premier oxymètre de pouls à usage routinier avec le Nellcor N- 100.

Aujourd'hui, le PPG fournit une méthode simple, non invasive, peu coûteuse et portable, favorisant une surveillance en permanence de la saturation en oxygène et de la fréquence cardiaque avec une bonne précision [14].

I.4.2 Principe de photopléthysmographie :

La photopléthysmographie est une technique optoélectronique dédiée essentiellement pour la mesure de la variation d'un volume. Cette technique a été adoptée dans le but de mesurer la variation du volume sanguin à l'intérieur d'un segment vasculaire. En effet, ce changement du volume sanguin est causé par une onde de pouls qui arrive au point de mesure suite à une éjection vasculaire. La photopléthysmographie s'appuie sur la loi de Beer –Lambert.

En réalité, La photopléthysmographie découle de la modification de l'atténuation de la lumière par l'énergie transmise ou réfléchi par les tissus sur les quels la lumière est appliquée. En effet, il existe une corrélation étroite entre la composante pulsatile du l'écoulement du sang et le

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

changement de l'absorption de la lumière. En exploitant cette corrélation, on peut extraire des informations sur la fonction cardiaque, le système vasculaire et le flux sanguin. [15]

Il existe deux types des appareils de mesure :

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

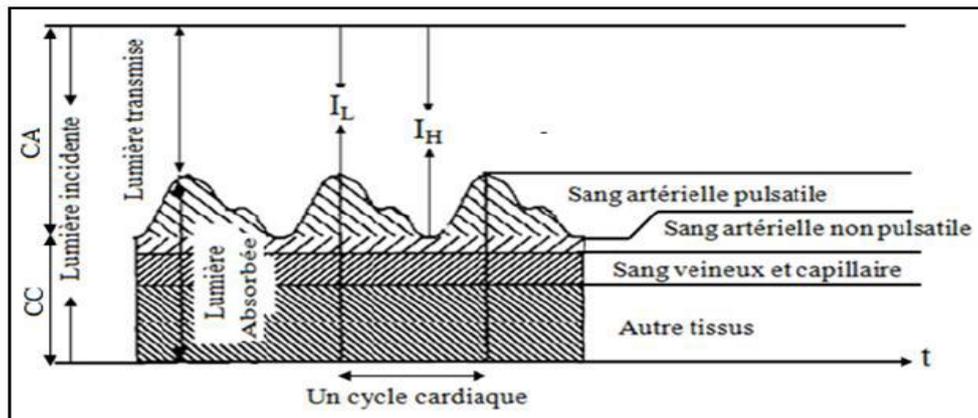


Figure I.15 : La lumière absorbé et la lumière transmise dans le tissu vivant. [15]

I.4.3 Loi de beer-lambert :

La loi de Beer-Lambert exprime la variation de l'intensité lumineuse en fonction de la distance parcourue dans un milieu transparent. Si la lumière monochromatique d'une intensité I_0 irradie le milieu, une partie de cette lumière est transmise par le substrat tandis qu'une autre partie est absorbée.

L'intensité I de la lumière qui traverse le substrat diminue exponentiellement avec la distance selon l'équation ci-dessous : [16]

$$I = I_0 e^{-\epsilon(\lambda) \cdot c \cdot l} \quad \text{Eq I.6 [16].}$$

I.4.3.1 Applications de la loi de beer-lambert :

Cette loi est utilisée pour de nombreux dosages d'espèces chimiques colorés. Pour des composés incolores, il est parfois possible de fabriquer des complexes colorés.

Cette loi n'est valable que pour les faibles concentrations et en général pour des absorbances inférieures à 1. Toutefois, ceci va dépendre du soluté étudié et de la qualité du spectrophotomètre. Les appareils les plus récents acceptent des absorbances beaucoup plus élevées.

Dans tous les cas pour s'assurer que la loi est vérifiée dans le domaine d'étude choisi, il suffit de tracer l'absorbance en fonction de la concentration. La loi de Beer-Lambert est applicable

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

dans la partie rectiligne du tracé. Au-delà d'une certaine concentration, la linéarité n'est plus obtenue comme le montre l'analyse spectrophotométrique ci-dessous.

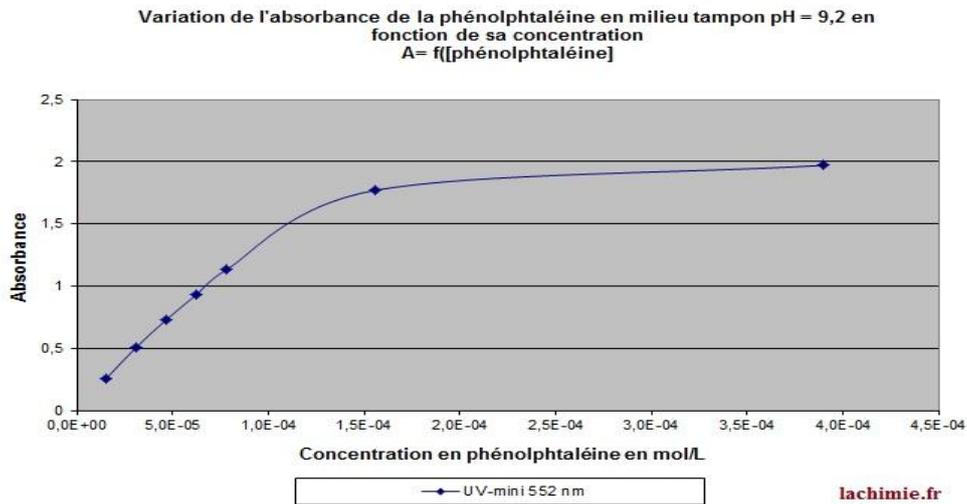


Figure I.16 : Tracé de l'absorbance en fonction de la concentration. [17]

Il est possible de séparer les deux composantes principales de la forme d'onde du pléthysmogramme. Dans ce cas, alors on peut extraire des informations non invasives sur la fonction cardiaque, le système vasculaire et le flux sanguin.

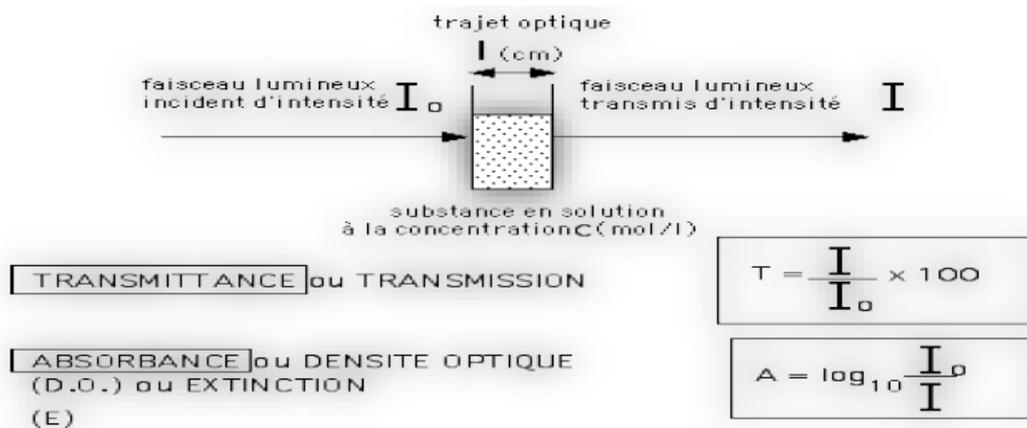


Figure I.17 : Loi de Beer Lambert. [18]

I.4.4 Technique de mesure :

La forme la plus basique de PPG utilise des capteurs optiques pour mesurer la différence relative de la réflectance lumineuse (ou absorption) lorsque le volume des vaisseaux sanguins change sous l'impulsion du cœur. L'acquisition du photopléthysmogramme repose sur un

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

assemblage de deux composants optoélectroniques, Un émetteur de la lumière infrarouge à une longueur d'onde 920 nm qui sera absorbé par l'hémoglobine saturée ou un émetteur de lumière rouge à 660 nm de longueur qui sera absorbé par l'hémoglobine (Hb) réduite, qui sont intégrés dans les capteurs pour être placés en contact direct avec le site de mesure, et un récepteur de lumière pour capter de fines variations au niveau de la lumière reflétée par la peau entraînées par les fluctuations du volume sanguin. Une photodiode est installée à proximité de la diode émettrice pour enregistrer ces légères oscillations d'intensité dues aux variations de l'absorption de la lumière par les hémoglobines oxygénées (HbO₂) qui permettent de déterminer la différence d'absorption de la lumière pour Hb saturée et réduite. Cette différence est traduite en pourcentage qui correspond à la saturation de la Hb artérielle (SpO₂). [19]

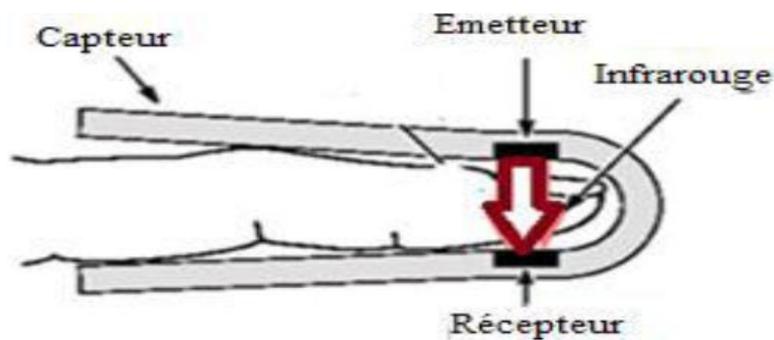


Figure I.18 : Principe de PPG. [20]

I.4.5 Signal photopléthysmogramme PPG :

Le signal Photopléthysmogramme (PPG) est un outil principal dans le bloc opératoire. Permettant au chirurgien de suivre en temps réel l'évolution du taux d'oxygène dans le sang et pour la mesure de la variation de volume de sang dans les vaisseaux sanguins, ce qui lui permet de prendre la bonne décision au bon moment au cours d'une opération chirurgicale. C'est alors un outil vital dans le domaine hospitalier et en particulier dans le service de réanimation et les blocs opératoires. [21]

[22] L'onde PPG possède de deux composantes l'un est variable correspond aux variations du volume sanguin entraînées par les battements du cœur. Sa fréquence fondamentale dépend directement du rythme cardiaque et reste située aux alentours de 1 Hz (60 battements par minute) en moyenne pour un sujet sain et au repos, la composante continue du signal reflète le volume sanguin moyen dans les tissus et est cadencée par des paramètres physiologiques comme la respiration, l'activation du système nerveux sympathique ou la thermorégulation. Peut avoir de séparer ces deux composantes avec le filtrage.

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

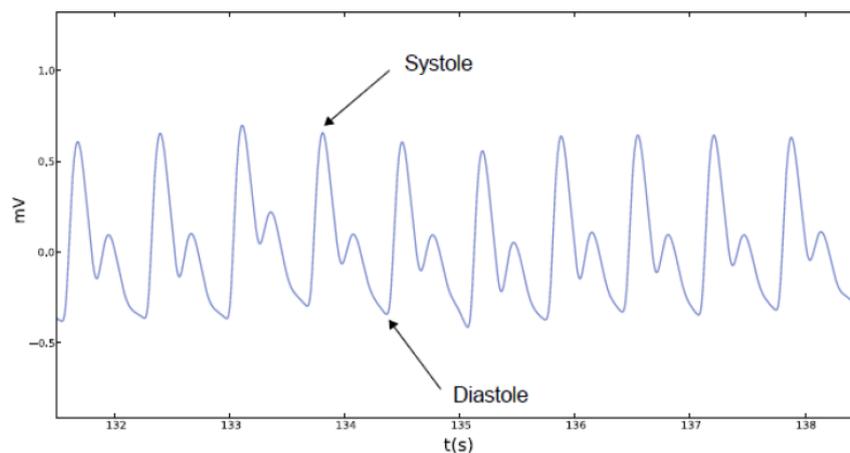


Figure I.19 : La forme du signal PPG. [22]

La partie pulsatile de l'onde PPG transcrit les fluctuations de volume sanguin correspond la contraction du muscle cardiaque et synchronisées avec l'activité électrique du cœur, fournie par l'ECG.

La composante pulsatile du signal PPG se décompose en deux phases distinctes. L'intensité du signal croit et atteint son maximum durant la systole cardiaque. Ce point culminant est utilisé pour déduire la fréquence cardiaque instantanée, en mesurant l'intervalle de temps entre deux maximums consécutifs. L'intensité du signal décroît ensuite durant la fin de cycle cardiaque systolique, le débit de diastole. Les artères qui se sont élargies pendant la systole se contractent, ce retour élastique naturel assure une pression minimum non nulle qui implique que la circulation du sang est toujours continue et ne s'arrête jamais complètement.

Le rebond sur le signal PPG Cela correspond à l'onde dicrote qui

Il apparaît lorsque la valve aortique se ferme, ce qui empêche le reflux sanguin.

Le sang qui retourne au cœur rebondit sur les parois des valves, qui générant légèrement Augmentation du volume sanguin.

La grande diminution d'amplitude est générée par le système nerveux sympathique. Au contraire, la vasodilatation est produite en augmentant l'amplitude de la partie pulsée du signal PPG.

Le temps (symbole PTT du temps de transit des impulsions) entre l'excitation électrique (l'onde R de l'ECG) et le rythme cardiaque dans la périphérie, localisé du point le plus haut de la vague PPG,

Elle diminue avec l'âge et augmente la pression artérielle. Plus cette période est courte, moins l'onde dicrote est apparente.

Un bon contact entre la peau et le capteur permet une détection correcte des ondes PPG.

Le signal PPG fournit des indices sur d'autres paramètres physiologiques et de santé importants, Y compris la pression artérielle, le débit cardiaque, la respiration ou l'état motilité vasculaire. La forme d'onde PPG fournit des informations sur la santé artères, en particulier en cas de blocage causé par l'athérosclérose, dans d'autres cas où lorsque les artères se bloquent et que les dépôts graisseux obstruent leur paroi interne. Ça les artères deviennent plus rigides avec l'âge, provoquant une augmentation de la pression artérielle. Ce La rigidité des vaisseaux

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

implique une propagation plus rapide de l'onde PPG entre le cœur et l'océan. La vitesse d'étalement d'un PPG peut être estimée à l'aide d'une mesure. Le temps entre la stimulation électrique et l'arrivée du rythme cardiaque environnant (pouls Temps de transit).

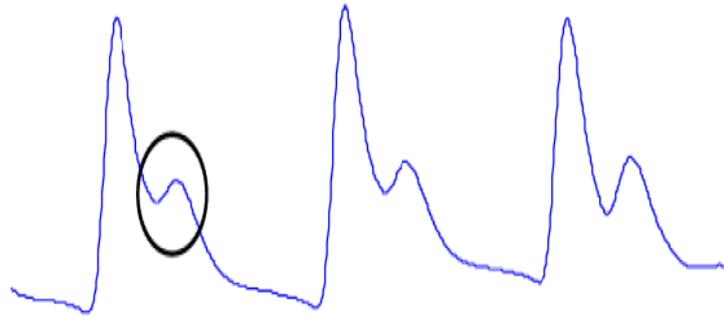


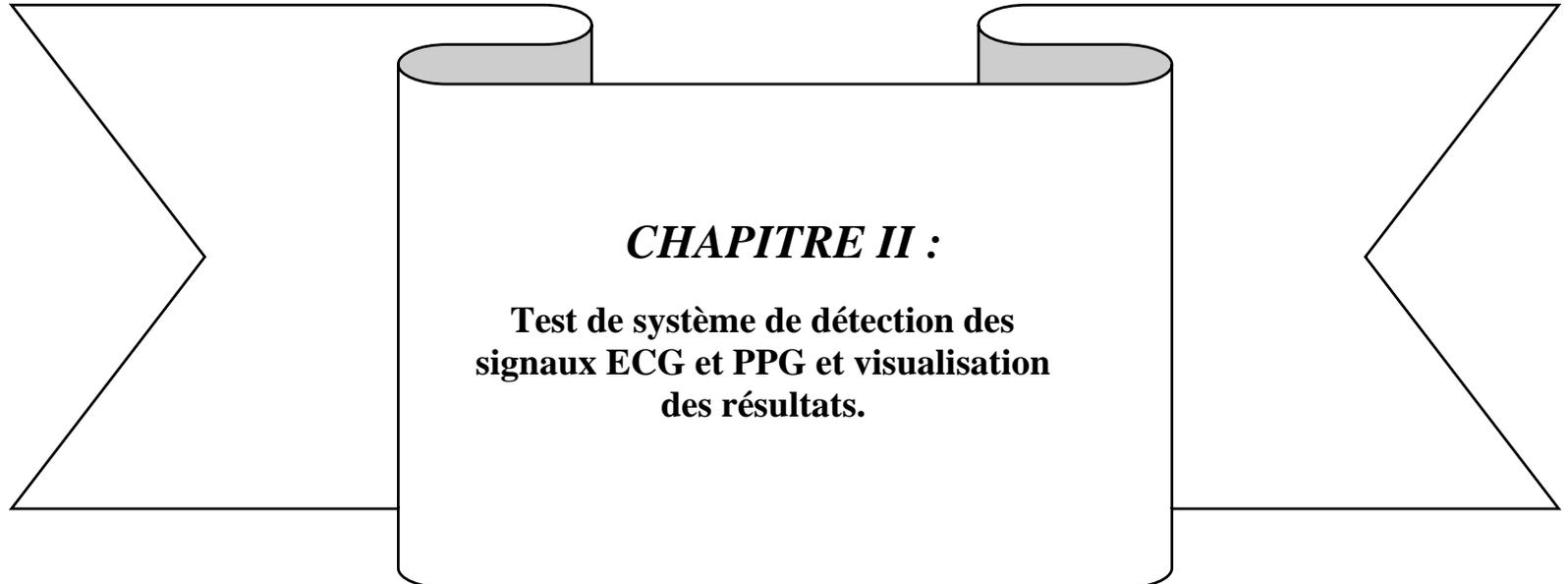
Figure I.20 : Représentation de la composante pulsatile d'un signal PPG où l'onde dicrote est visuellement identifiable [22]

I.5. Conclusion :

Dans ce chapitre une description générale sur le système cardiovasculaire et son fonctionnement est présentée pour bien comprendre l'origine et la nature des événements cardiaques responsable de l'apparition des signaux électrophysiologiques comme l'ECG et le PPG.

Des notions de base sur les caractéristiques temporelles et fréquentielles des signaux ECG et 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 et des différentes parties électriques qui compose nos circuits et qui sont nécessaires dans la conception de notre système.



CHAPITRE II :

**Test de système de détection des
signaux ECG et PPG et visualisation
des résultats.**

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

II. Introduction

Ce chapitre est consacré à l'étude des différentes étapes de notre système électronique permettant la détection et l'acquisition du signal électrocardiogramme (ECG) et du signal photopléthysmogramme (PPG).

Ce système constitué principalement d'une partie de détection de chaque signal (électrodes, capteur PPG), d'une partie de mise en forme (amplification et filtrage analogique) et d'une partie d'acquisition.

Le travail que nous avons réalisé est présenté avec des résultats obtenus de chaque étape de notre système.

Le schéma bloc illustré dans la **Figure II.1** présente la plateforme à partir de laquelle notre circuit proposé sera réalisé.

II.2 Schéma bloc général de système de détection des signaux ECG et PPG

La conception d'un système de détection simultanée des deux signaux physiologiques électrocardiogramme ECG et photopléthysmogramme PPG comporte trois étapes principales décrites comme indiqué ci-dessous dans la **Figure II.1**.

La première est destinée pour la détection du signal ECG alors qu'une deuxième étape concernée pour l'enregistrement du signal PPG et enfin un circuit d'offset pour passer à travers un circuit d'acquisition afin d'être traité sur un PC.

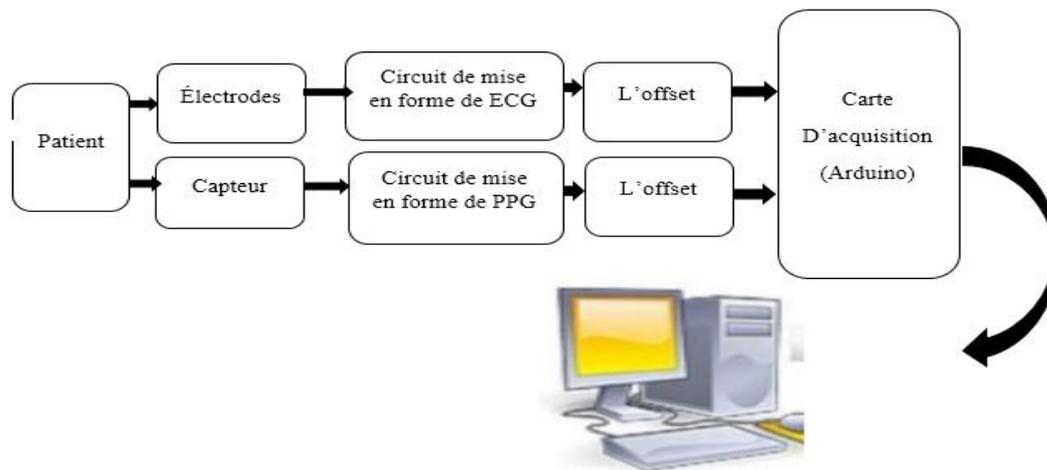


Figure II.1 : Schéma bloc de système réalisé.

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

II.3 Etude de circuit de mise en forme du signal ECG :

La réalisation d'un circuit de détection de signal électrocardiogramme (ECG) est illustré dans le schéma bloc suivant :

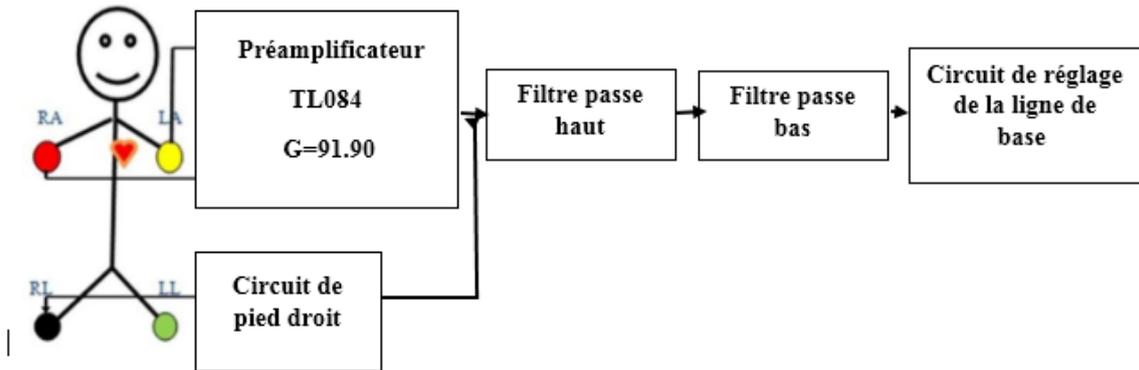


Figure II.2: Schéma bloc du signal ECG.

Le signal électrocardiogramme sera enregistré en utilisant trois électrodes placées sur le corps humain un pour la main droite, le deuxième pour la main gauche et un pour le pied droit. Le signal détecté sera par la suite amplifié en utilisant un amplificateur opérationnel. Pour notre conception un amplificateur de type TL084 sera utilisé puisque des problèmes de détection de signal ECG ont été trouvés au cours de notre réalisation. Un étage de filtrage sera par la suite ajouté dont le but d'éliminer les bruits qui peuvent contaminer le signal ECG.

II.3.1 les capteurs biomédicaux

La détection des différents signaux physiologique générés par le corps humain est essentiel pour le diagnostic des anomalies. Les capteurs sont les éléments de base des système d'acquisition destinés à détecter ces signaux, leurs rôles est de transformer des grandeurs physiques en signaux électrique, les types des capteurs utilisés au cours de notre conception sont des électrodes et des sondes.

II. 3.1.1 les électrodes : [23]

Ces types des capteurs sont utilisées pour la détection du signal ECG, pour l'enregistrement de signal ces électrodes doivent être placées directement sur le corps humain aux différents endroits standardisées appelée les dérivation. En pratique, douze dérivation sont utilisées dans les plans frontal et transversal pour explorer l'activité électrique du cœur. On distingue : (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, un pour la main gauche e l'autre pour la droite, les électrodes doivent s'adapter au milieu biologique et possèdent une bonne résistance mécanique pour ne pas céder une fois fixées.

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

II.3.1.1.1 Les différents types d'électrodes

Les électrodes peuvent être classées selon plusieurs critères :

II.3.1.1.1.1 Electrodes polarisables et électrodes non polarisables :

Il existe des électrodes polarisables et non polarisables qui dépendent du passage de courant. Pour une électrode dite polarisable ce type d'électrodes ne reprend pas sa tension initiale après l'application d'un courant électrique. Cette variation de tension est due à la modification de la nature physique de l'interface électrode-électrolyte provoquée par le passage direct de charges à travers cette dernière. Par contre pour les électrodes non polarisables, les charges sont transférées au niveau de l'interface électrode-électrolyte d'une manière identique au transfert de charge à travers un condensateur, ce qui ne modifie que la tension de l'électrode. Les électrodes faites à base de métaux nobles constituent un exemple d'électrodes non polarisables.

II.3.1.1.1.2 Classification selon le matériau de fabrication :

La fabrication d'une électrode dépend du matériau utilisé. Il est nécessaire pour déterminer la qualité et la quantité de transfert des charges de stimulateur vers les tissus. Il y a des électrodes fabriquées à base de métaux nobles et ses alliages qui sont plus utilisées à cause de leur grand taux d'injection. Par contre il existe d'autres électrodes en métaux nobles sont en Or ou en Palladium. Ces électrodes présentent une résistance plus élevée 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.

II.3.1.1.1.3 La géométrie de l'électrode :

La géométrie des électrodes diffère d'une électrode à une autre selon sa région du corps où celle-ci sera trouvée et son activité, l'activité électrique du cœur peut être déterminée de l'extérieur par des électrodes de surface en métal aplati. On peut trouver plusieurs formes de géométrie :

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

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

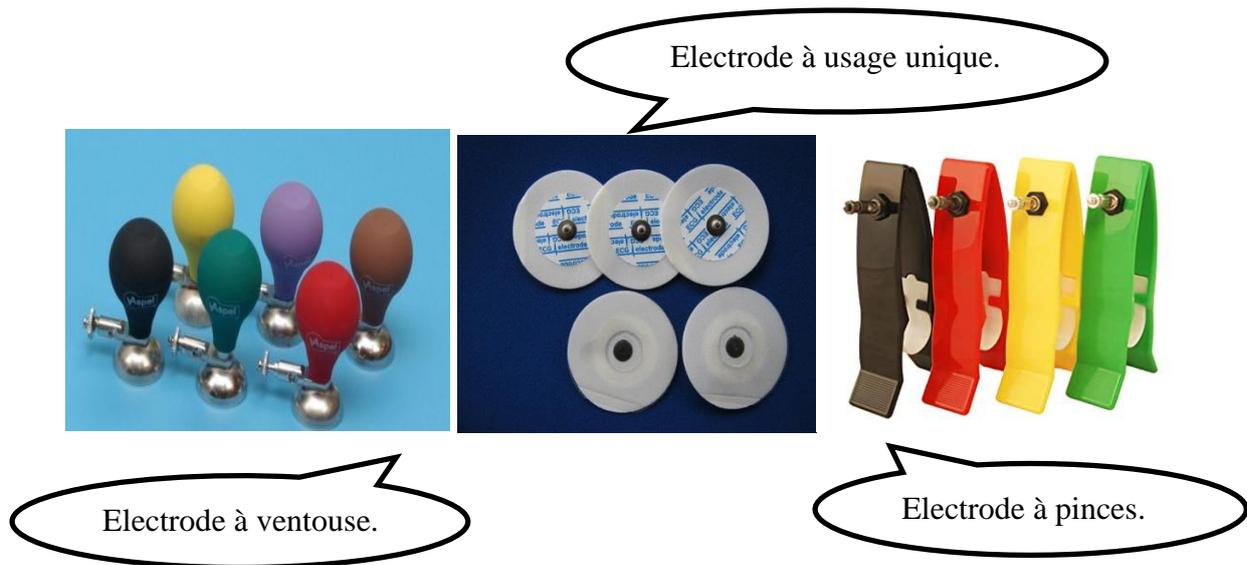


Figure II.3: Les différentes formes des électrodes.

II.3.2 L'étage d'amplification

Compte tenu que le signal ECG détecté par les électrodes est de très faible amplitude (quelques mV), noyé très souvent dans du bruit, il est alors indispensable de l'amplifier. Différents circuits d'amplification peuvent être utilisés, L'amplificateur est utilisé pour augmenter le faible niveau du signal de l'électrocardiogramme.

L'amplificateur employé dans notre circuit est un amplificateur d'instrumentation à trois étages réalisé à base d'un amplificateur opérationnel TL084. Illustré dans la figure 4 (voir sa fiche technique en annexe).

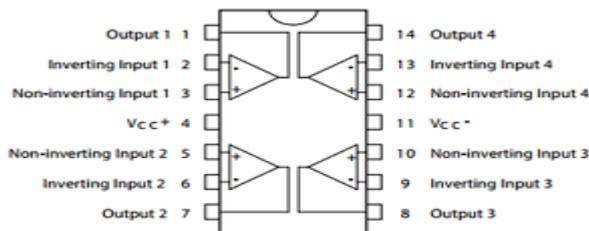


Figure II.4 : L'amplificateur opérationnel TL084.

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

II.3.2.1 L'Amplificateur d'instrumentation à trois étages :

La figure ci-dessous illustre la configuration d'amplificateur d'instrumentation avec trois amplificateurs opérationnels.

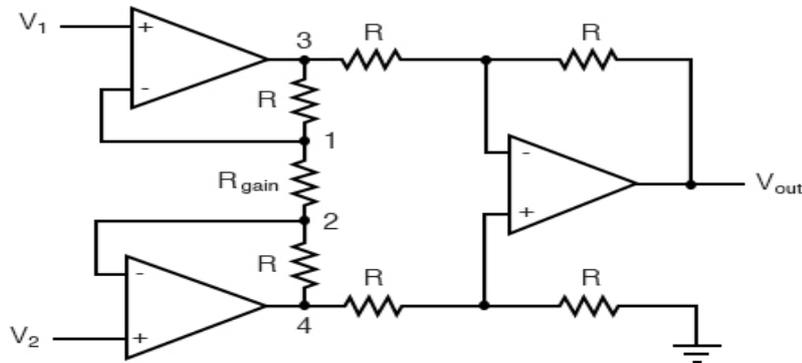


Figure II.5 : L'amplificateur d'instrumentation avec 3 étages. [24]

L'amplificateur d'instrumentation est réalisé d'une manière discrète en combinant trois amplificateurs opérationnels qui sont intégrés dans l'amplificateur opérationnel TL084.

La formule ci-dessus, montre une expression générale pour le gain de tension global dans l'amplificateur d'instrumentation :

$$A_V = \left(1 + \frac{2R}{R_{\text{gain}}}\right)$$

Eq II.1 [24]

Un amplificateur d'instrumentation est caractérisé par :

- Une impédance de sortie nulle
- Un TRMC élevé.
- Une grande impédance d'entrée.
- Un Gain différentiel réglable.

Dans notre réalisation le gain est réglé à partir de la résistance R_{gain} , et l'ensemble de résistances était fixé à des résistances de 1K, R_{gain} est fixée à 22Ω afin d'obtenir un gain égal à 91.90.

Le schéma électrique de l'amplificateur d'instrumentation que nous avons réalisé et montré dans la figure suivante :

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

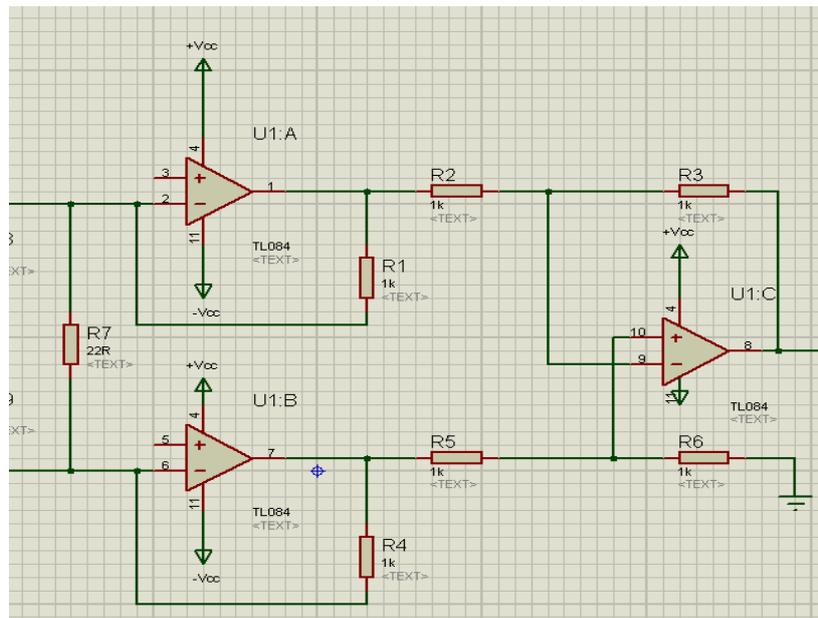


Figure II.6 : Le schéma électrique de l'amplificateur d'instrumentation réalisé.

La réalisation de ce montage sur la plaque d'essai au cours de la période de test pour la validation finale de notre choix est illustrée dans la figure suivante :

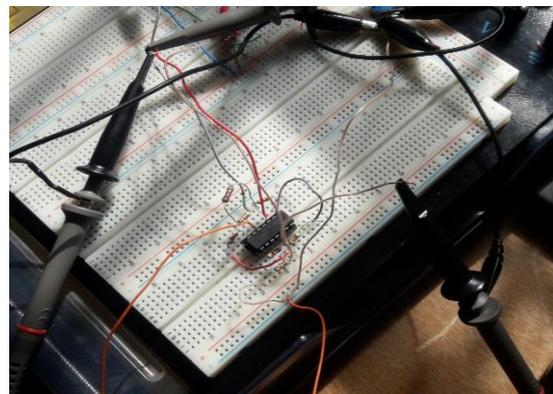
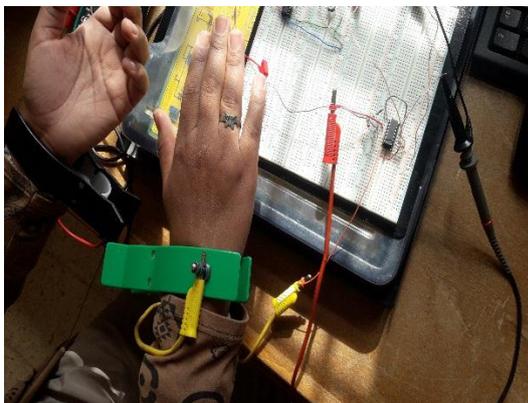


Figure II.7 : La réalisation d'un amplificateur d'instrumentation.

Le test de l'étage d'amplification du circuit réalisé est donné sur la figure ci-dessous.

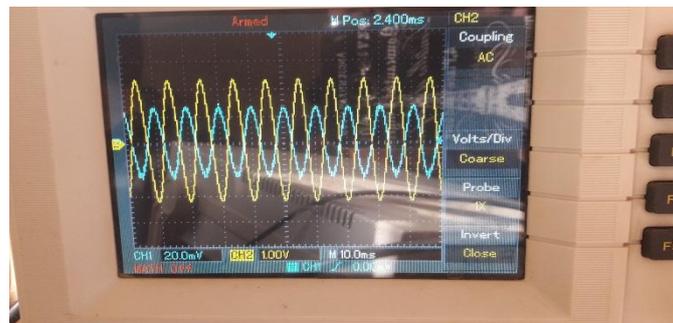


Figure II.8 : Le test de l'étage d'amplification.

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme



Figure II.9 : Le signal ECG à la sortie de l'amplificateur TL084.

II.3.3 Circuit d'électrode de pied droit :

Dans les différents électrocardiographes modernes, l'électrode de pied droit appelé la référence n'est pas liée directement à la terre. Au lieu de cela, elle est connectée à la sortie d'un amplificateur auxiliaire, qui fonctionne comme un amplificateur inverseur.

A travers les deux résistances R1 et R2 La tension en mode commun V_{cm} sur le corps est détectée, inversée, puis amplifiée et connectée à l'électrode de pied droit. Cette tension négative ramène V_{cm} à une valeur basse. Aussi, le courant de fuite qui peut apparaître dans le corps ne circule pas vers la terre, mais vers la sortie de l'amplificateur auxiliaire, ceci réduit le pick up de l'amplificateur d'ECG.

Ce circuit assure aussi une bonne protection électrique au patient, dans le cas d'apparition d'une tension anormale entre le patient et la terre, l'amplificateur auxiliaire se sature, permettant d'isoler le patient qui sera lié à la terre par les deux résistances R0 et Rf qui ont des valeurs de quelques dizaines de M Ω .

Le figure illustre le schéma électrique de circuit relié à l'électrode de pied droit réalisé :

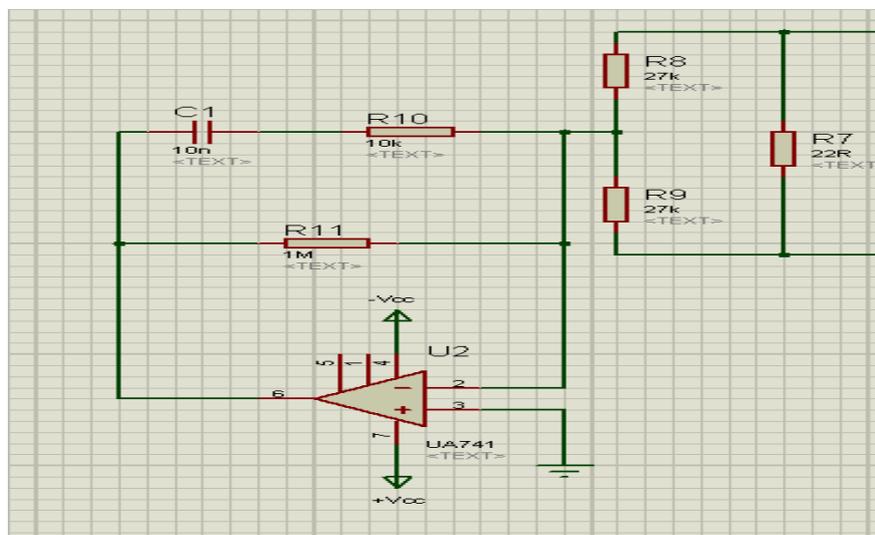


Figure II.10 : Circuit d'électrode de pied droit.

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

La réalisation de ce montage sur la plaque d'essai au cours de la période de test pour la validation finale de notre choix est illustrée dans la figure suivante :

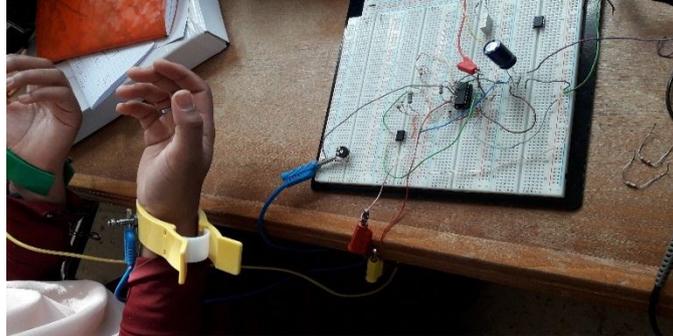


Figure II.11 : Le montage de circuit de pied droit.

Le test du circuit réalisé est donné sur la figure ci-dessous.

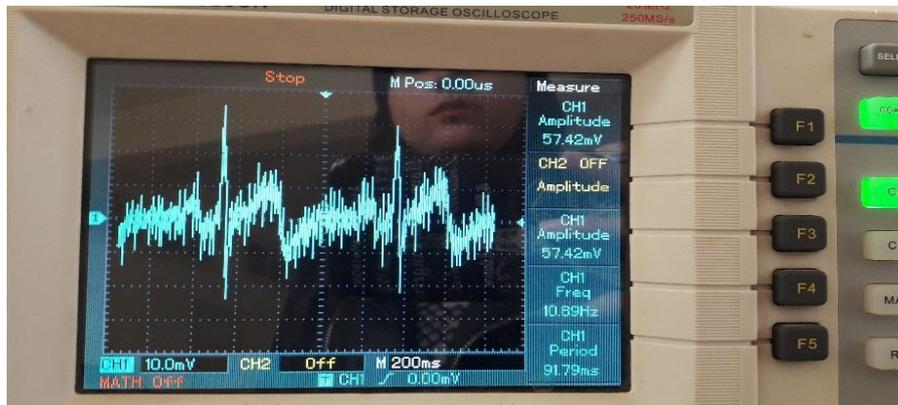


Figure II.12 : Le signal ECG obtenu par la combinaison de circuit de pied droit avec l'amplification.

II.3.4 Le filtrage :

Le filtrage est une forme de traitement du signal obtenue à travers un ensemble de circuits électroniques, qui ajuste le spectre de fréquence et / ou la phase et donc sa forme temporelle.

Il peut s'agir soit pour supprimer ou affaiblir les fréquences parasites indésirables, soit pour isoler une bande ou des bandes de fréquences utiles dans un signal complexe.

On classe les filtres en deux catégories :

- ✚ Filtres passifs reposant sur des inductances et des condensateurs de haute qualité. Ce sont les seuls filtres conçus dans les années 1970. Il est actuellement utilisé pour les hautes fréquences.
- ✚ Les filtres actifs sont constitués de condensateurs, des résistances et des éléments actifs qui sont essentiellement des AIL.

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

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

- **Filtres passe-haut passif**

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.

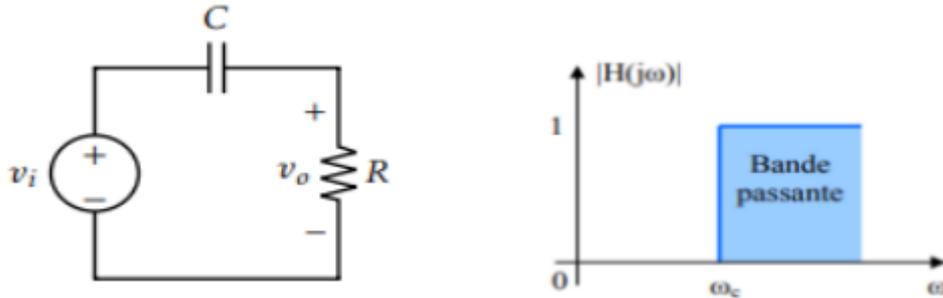


Figure II.13 : Le montage et la réponse fréquentiel d'un filtre passe haut actif.[25]

- **Filtres passe-bas passif**

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

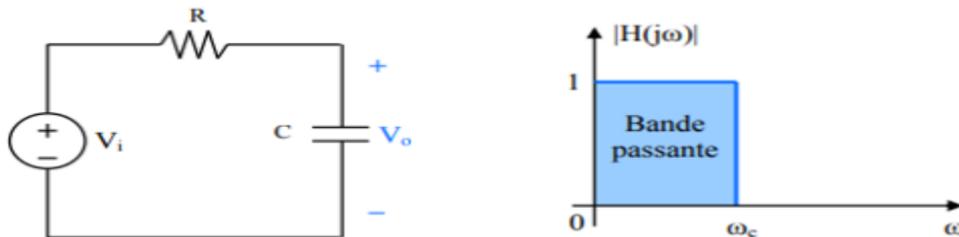


Figure II.14 : Le montage et la réponse fréquentiel d'un filtre passe bas passif. [25]

II.3.4.1. Filtres passe-haut passif :

Le filtre passe haut passif est constitué par une résistance R_6 et une capacité C_2 . Dans une configuration montrée dans la figure suivante :

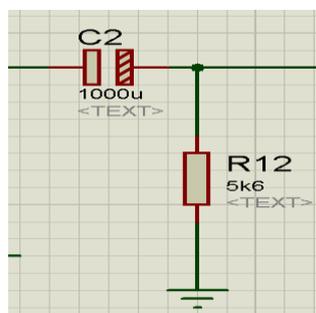


Figure II.15 : Filtre passe-haut passif.

La réalisation de ce montage sur la plaque d'essai au cours de la période de test pour la validation finale de notre choix est illustrée dans la figure suivante :

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

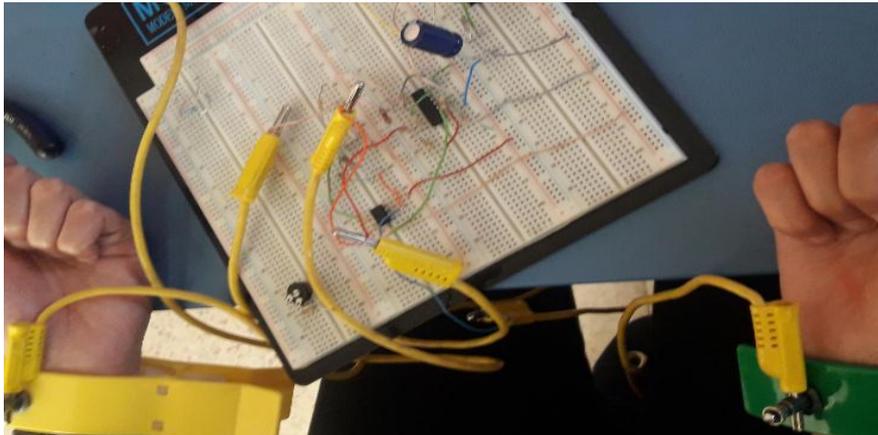


Figure II.16 : Circuit réalisé de filtre passe-haut passif.

Dans notre cas la capacité C2 et la résistance R6 de filtre passe haut sont fixés a des valeurs de C2= 1000 μ F et R6=5.6k Ω .

Sa fréquence de coupure est égale à :

$$F_c = \frac{1}{2\pi R_6 C_2} = 0.028\text{Hz} \quad \text{Eq. II.2}$$

Le test du circuit réalisé est donné sur la figure ci-dessous.

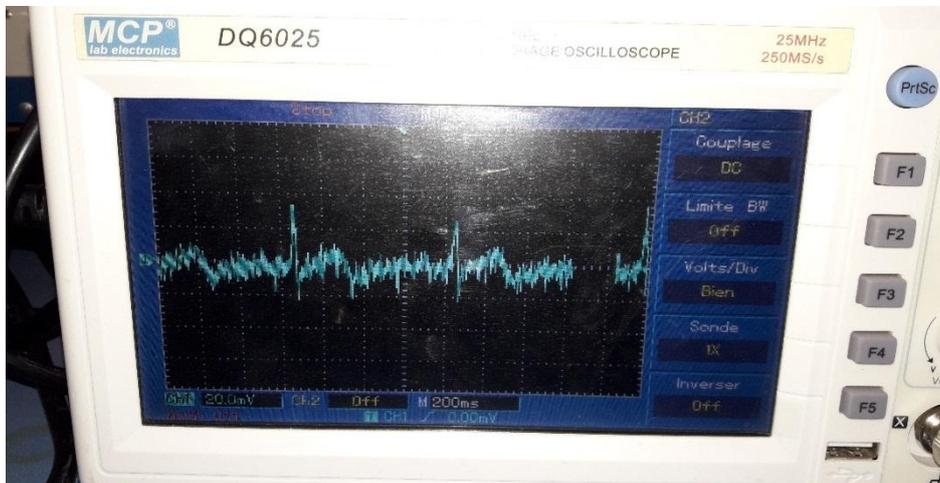


Figure II.17 : Signal ECG filtré obtenu.

II.3.4.2 Filtre passe-bas passif :

Le filtre passe bas passif est constitué par une résistance R9 et une capacité C3. Dans une configuration montrée dans la figure suivante :

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

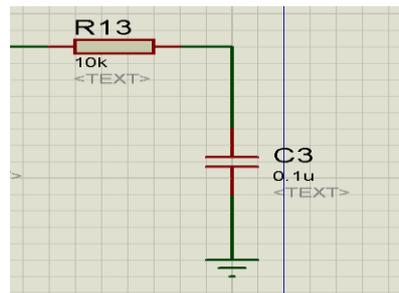


Figure II.18 : Filtre passe-bas passif.

Dans la figure suivante on distingue les différents composants sur la plaque d'essai utilisés lors de la réalisation du circuit de filtrage du signal obtenu.

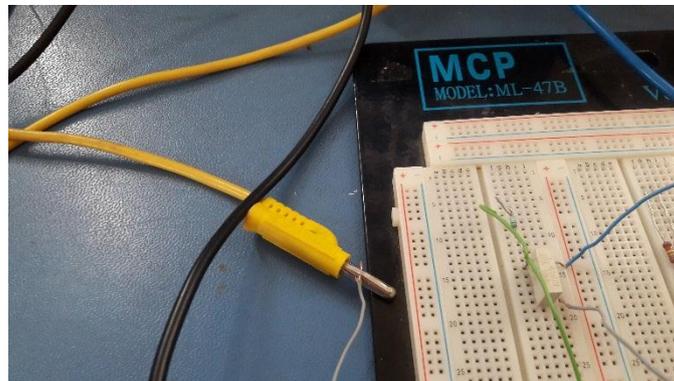


Figure II.19 : Circuit réalisé de filtre passe-bas passif.

Dans notre cas la capacité C3 et la résistance R9 de filtre passe haut sont fixés a des valeurs de $C3= 0.1\mu\text{F}$ et $R9=10\text{k}\Omega$.

Sa fréquence de coupure est égale à :

$$F_c = \frac{1}{2\pi R_9 C_3} = 159.23\text{Hz} \quad \text{Eq II.3}$$

Le test du circuit réalisé est donné sur la figure ci-dessous.

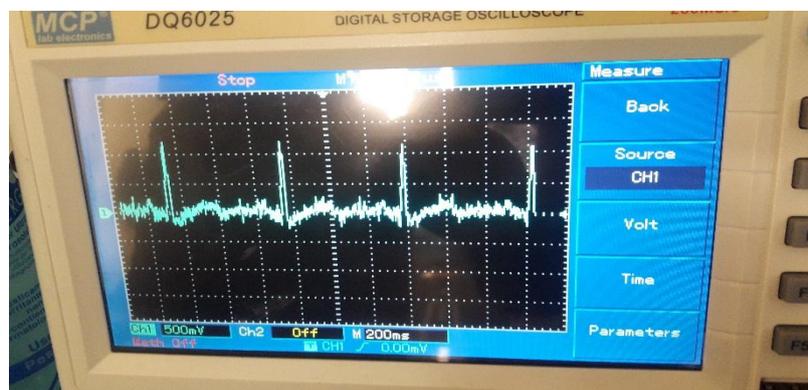


Figure II.21 : Le signal ECG obtenu sur oscilloscope.

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

II.4 Etude de circuit de mise en forme de signal PPG

La réalisation d'un circuit de détection de signal photopléthysmogramme (PPG) est illustrée dans le schéma bloc suivant :

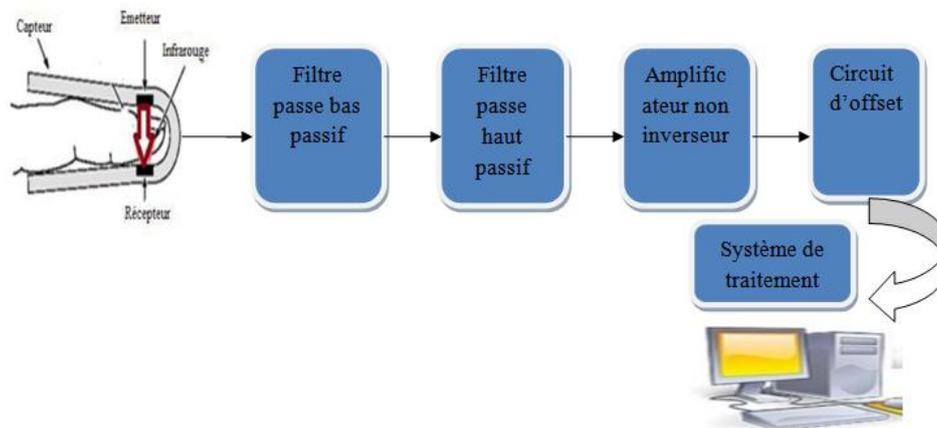


Figure II.22 : Schéma synoptique du dispositif.

Notre système sera composé de plusieurs étages qui sont définis différents fonctionnements d'électroniques. Le premier étage remplissant de capteur PPG qu'il est constitué d'une source de la lumière infrarouge (une LED IR), et d'un photorécepteur de type BPX43 destiné à détecter la lumière réfléchiée, et l'étage de mise en forme de signal PPG constitue de deux filtres, un passe haut passif et le deuxième passe bas passif, de l'amplification et un circuit d'offset qu'il faut bien concevoir pour l'acquisition par la carte de multifonction de type Arduino-Uno.

II.4.1 Capteur PPG :

Le capteur est constitué essentiellement d'une source lumineuse et d'un photo-détecteur. La source lumineuse émet de la lumière tandis qu'un photo-détecteur reçoit de la lumière transmise qui dépend principalement de la variation du volume sanguin dans le site de mesure qui peut être un doigt, oreille ou un lobe de d'oreille.

II. 4.1.1 Les types des sondes : [26]

Il existe plusieurs types de sondes, les plus utilisées se fixent au niveau d'un doigt, soit sous forme de pinces, soit sous forme d'autocollant avec une source lumineuse et un photo-détecteur, pour les pédiatries et chez les patients agités. Il existe aussi des modèles pouvant se fixer au niveau du lobe de l'oreille, du front ou du nez.

II.4.1.1.1 Pinces :

Elles sont placées sur le doigt, sont composées d'une ou deux LED comme une source lumineuse, celle-ci pénètre dans le tissu, et un photo-détecteur pour détecter la lumière transmise.

Elles sont adaptées pour tous les situations morphologiques, Elles peuvent être rigides ou semi rigides.

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

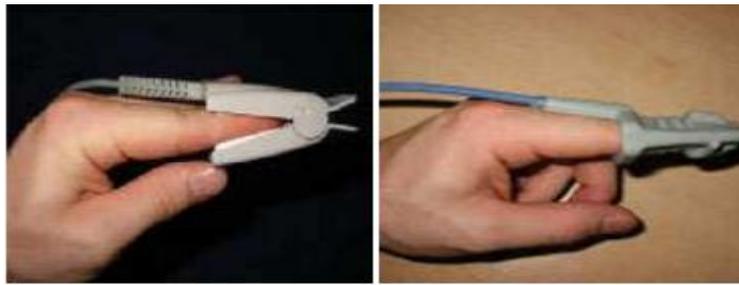


Figure II.23 : Sonde de type pince. [26]

II.4.1.1.2 Sondes autocollantes : [26]

Elles sont de forme de sparadraps avec une face collante avec une source lumineuse. Sont plus stables et permettent de meilleur mesure.



Figure II.24 : Sonde de types autocollants.

II.4.1.1.3 Pincettes à oreilles : [26]

En utilisant ce type de capteur en cas d'un sujet qui possède une mauvaise circulation périphérique. Mais sont instable lors du mouvement de patient.



Figure II.25 : Sonde de type pince à oreille.

II.4.1.1.4 Capteurs à réflectance : [26]

Ces types de capteur sont les plus fiables à cause de leurs stabilités par rapport à ceux placés sur l'oreille. Elles peuvent être placées sur le front avec un système autocollant, ou sur les ailes du nez.

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme



Figure II.26 : Capteurs à réflectance.

II.4.2 Circuit d'émission et réception

Le circuit d'émission-réception utilisé pour détecter le signal PPG.

A. Circuit d'émission :

Basé sur un composant optoélectronique capable d'émettre de la lumière à partir d'un courant électrique qui traverse une diode électroluminescente (DEL). Une diode électroluminescente ne laisse passer le courant électrique que dans un seul sens appelant le sens passant (comme une diode classique, l'inverse étant le sens bloquant) et produit un rayonnement monochromatique ou poly chromatique non cohérent à partir de la conversion d'énergie électrique lorsqu'un courant la traverse. Les électrons dans les solides cristallins situent à des niveaux d'énergie sont regroupés en bande d'énergie. Le déplacement des électrons de la bande vers l'autre définit deux phénomènes : L'effet photoélectrique résulte du passage d'un électron de la bande de valence dans la bande de conduction à condition d'acquérir une énergie supplémentaire au moins égale à ΔE . L'inverse étant l'effet d'électroluminescence (visible ou non), dans ce cas l'électron de la bande de conduction libère une énergie au moins égale à ΔE . Cette énergie peut être :

- Dissipée sous forme de chaleur (phonons).
- Émise sous forme de lumière (photons).

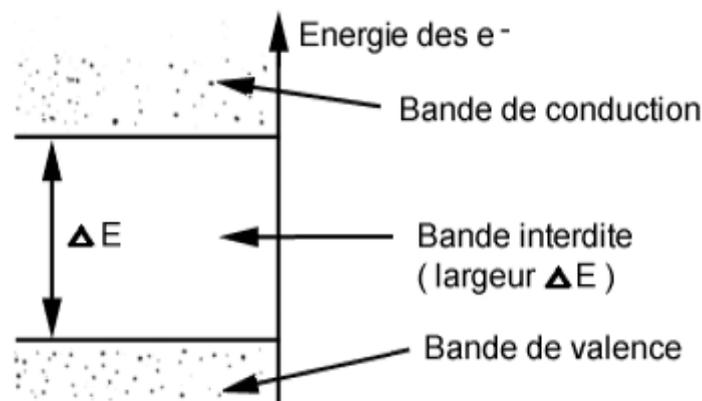


Figure II.27 : Bande d'énergie.

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

B. Circuit de réception :

Basé sur un composant semi-conducteur ayant la capacité de détecter un rayonnement optique puis le transformer en signal électrique (le phototransistor). Le phototransistor est composé de trois parties selon une base, un émetteur et un collecteur. La base est très sensible à la lumière et contrôle donc le collecteur laisse passer le courant électrique. Certains modèles de transistors peuvent d'ailleurs être limés jusqu'à faire apparaître leur base pour que la lumière agisse dessus.

En principe, la lumière traversant le site de mesure sera détectée par le phototransistor. L'éclairement capté traduit la variation du volume du sang oxygéné transporté par l'hémoglobine.

Le circuit d'émission_réception utilisé pour détecter le signal PPG est constitué d'une LED infrarouge de Longueur d'onde 940nm, émettant des signaux lumineux, et d'un photo-détecteur (phototransistor) de type BPX43, placé à l'opposé de la LED et de deux résistances respectivement $R=120\Omega$, $R=33\text{ K}\Omega$ pour la protection. Le circuit est alimenté avec une tension de 5V.

Ce montage est organisé dans un doigtier adaptable avec le doigt du patient (sonde de doigt). Il est illustré dans la figure suivante :

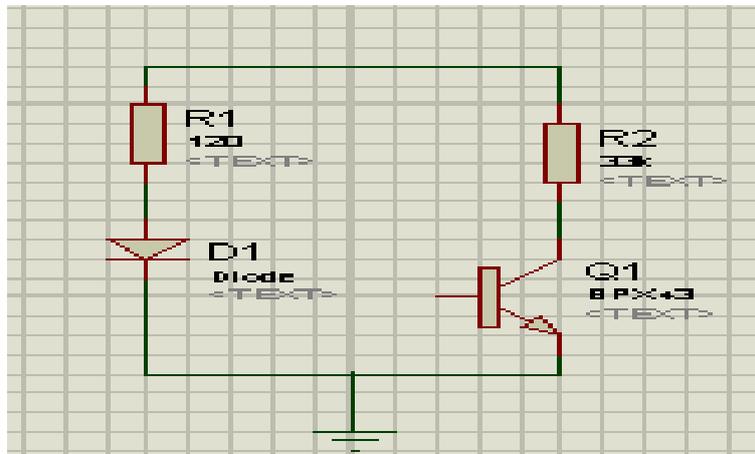


Figure II.28: Circuit d'émission et réception.

Nous avons choisi ce type de phototransistor à cause de quelques caractéristiques tel que

- Leur température de fonctionnement et de stockage Haut; $T_{stg} -40 \dots 125 \text{ }^\circ\text{C}$.
- Tension de collecteur-émetteur VCE 50 V,
- Courant du collecteur IC 50 mA,
- Courant de survol du collecteur ($T < 10 \mu\text{s}$) ICS 200 mA,
- Tension émetteur-base VEB 7 V,
- Dissipation de puissance totale P_{tot} 220 mW et
- Leur résistance thermique R_{thJA} 450 K / W ESD. Et leur
- Possibilité de détecter la lumière infrarouge et visible.

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme



Figure II.29 : PhototransistorBPX43.

Un capteur est bien isolé et permet d'éliminer la lumière ambiante a été utilisé pour la celui illustré dans la figure suivante :



Figure II.30 : Capteur PPG réalisé.

La réalisation de ce montage sur la plaque d'essai au cours de la période de test pour la validation finale de notre choix est illustrée dans la figure suivante :

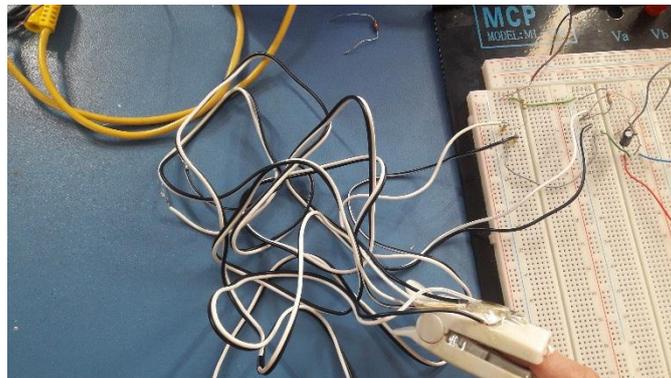


Figure II.31 : Montage du circuit de détection de signal PPG.

La figure suivante montre le signal PPG enregistré avant le circuit de mise en forme :

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

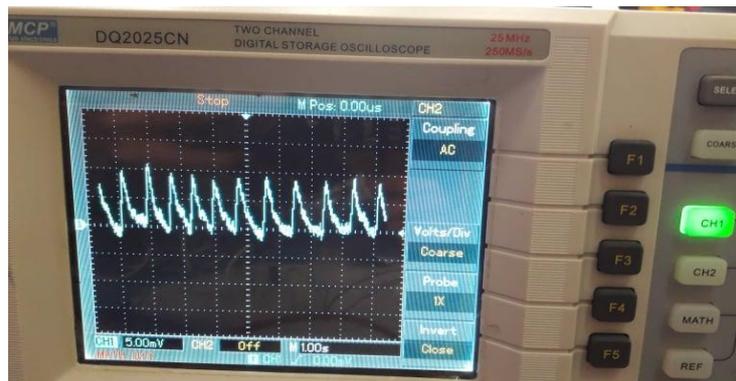


Figure II.32 : Signal PPG détecté.

II.4.3 l'étage de filtrage

Le signal PPG, peut contenir différentes sources de bruits. Dans notre réalisation, nous avons utilisé deux types de filtrage.

II.4.3.1 Filtrage passe-haut passif :

Le filtre passe haut passif est constitué par une résistance R3 et une capacité C1. Dans une configuration montrée dans la figure suivante :

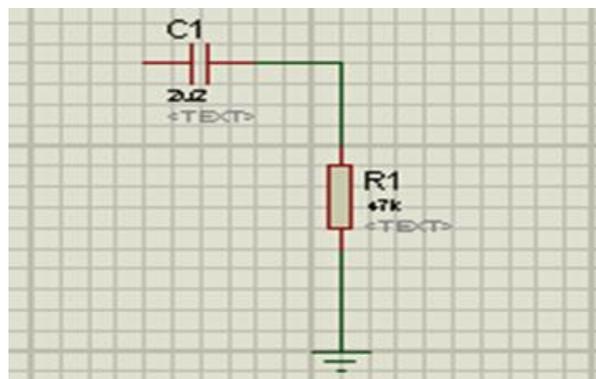


Figure II.33 : filtre passe haut passif.

La réalisation de ce montage sur la plaque d'essai au cours de la période de test pour la validation finale de notre choix est illustrée dans la figure suivante :

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

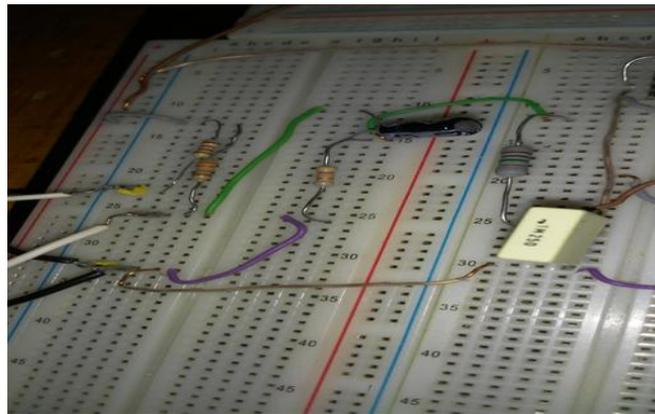


Figure II.34 : Filtre passe haut réalisé sur la plaque d'essai.

Dans notre cas la capacité C1 et la résistance R3 de filtre passe haut sont fixés a des valeurs de $C= 2.2\mu\text{F}$ et $R3=47\text{k}\Omega$.

Sa fréquence de coupure est égale à :

$$F_c = \frac{1}{2\pi R_3 C_1} = 1.53\text{Hz} \quad \text{Eq II.4}$$

II.4.3.2 Filtres passe-bas passif :

Le filtre passe bas passif est constitué par une résistance R4 et une capacité C2. Dans une configuration montrée dans la figure suivante :

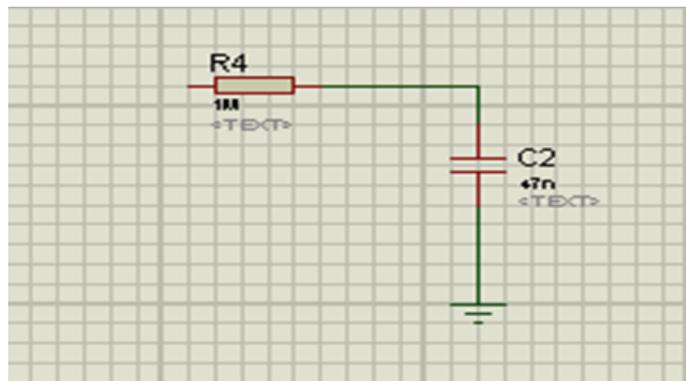


Figure II.35 : Filtre passe bas passive.

Le schéma électrique de filtrage du circuit réalisé sur une plaque d'essai est illustré dans la figure suivante :

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

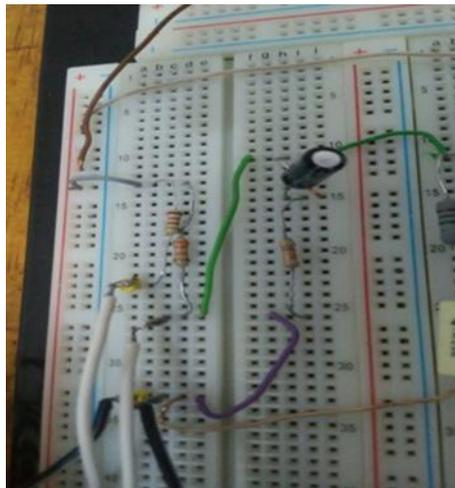


Figure II.36 : Filtre passe bas réalisé sur la plaque d'essai.

Dans notre cas la capacité C2 et la résistance R4 de filtre passe haut sont fixés a des valeurs de C2= 47nF et R4=1MΩ.

Sa fréquence de coupure est égale à :

$$F_c = \frac{1}{2\pi R_4 C_2} = 3.38\text{Hz} \quad \text{Eq II.5}$$

Le test du circuit réalisé est donné sur la figure ci-dessous.

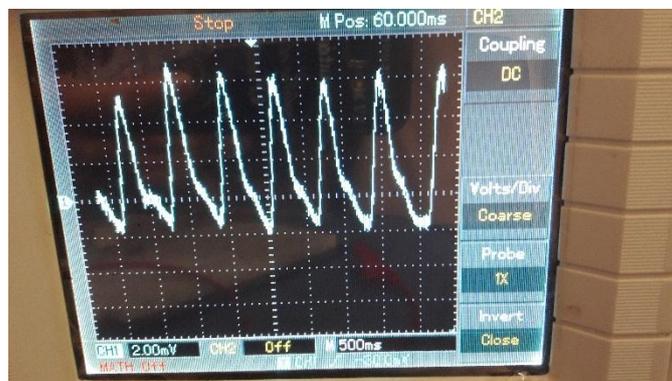


Figure II.37 : Signal PPG obtenu après le filtrage.

II.4.4 L'amplification

Lorsque le signal PPG détecté par le capteur est de très faible amplitude (quelques mV), on a besoin d'un étage d'amplification. L'amplificateur utilisé dans notre circuit pour augmenter le faible niveau du signal photopléthysmogramme est un amplificateur opérationnel de type TL084 qui est réalisé à base d'un transistor à effet de champs (FET : Field Effect Transistor) illustré dans la figure suivante :

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

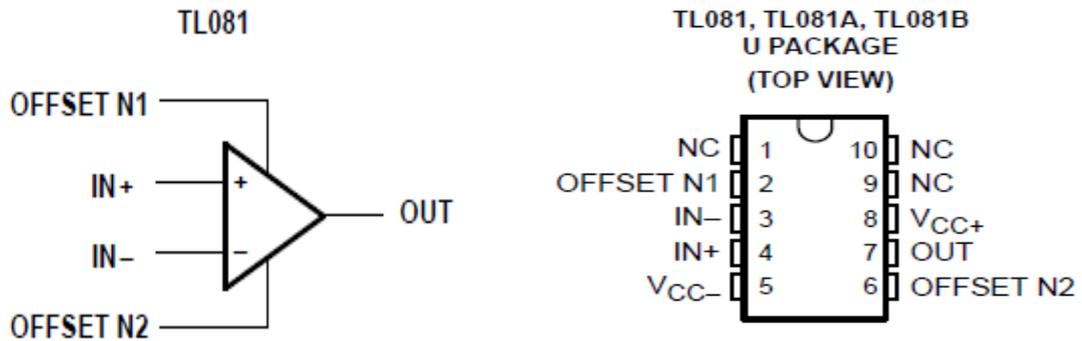


Figure II.38: Amplificateur opérationnel TL081. [27]

Notre circuit est constitué d'un amplificateur non inverseur TL081, $R5=1M$, $R6=10K$.

Avec un gain de formule : $G = 1 + R5 / R6 = 101$

Eq II.6

La figure suivante montre le schéma électrique de l'amplificateur que nous avons utilisé :

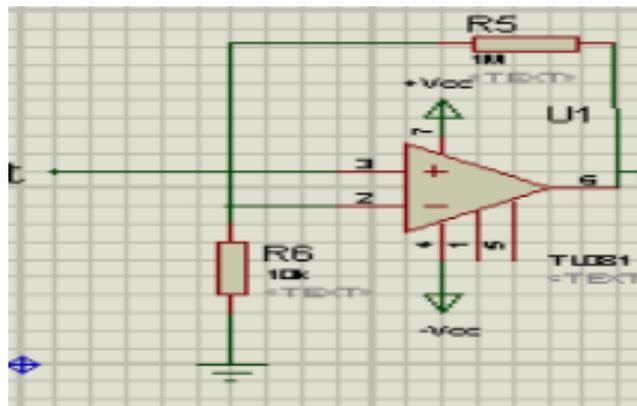


Figure II.39 : Circuit d'amplification.

Dans la figure suivante on distingue les différents blocs sur la plaque d'essai utilisés lors de la réalisation du circuit pour une validation finale.

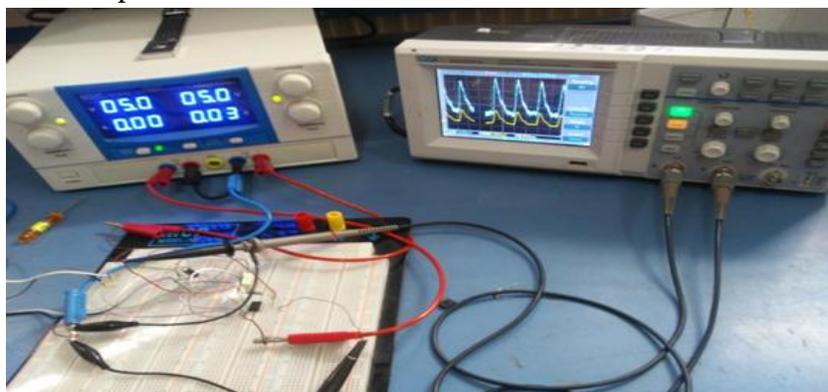


Figure II.40 : Circuit générale réalisé sur plaque d'essai

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

Le test du circuit réalisé est donné sur la figure ci-dessous.

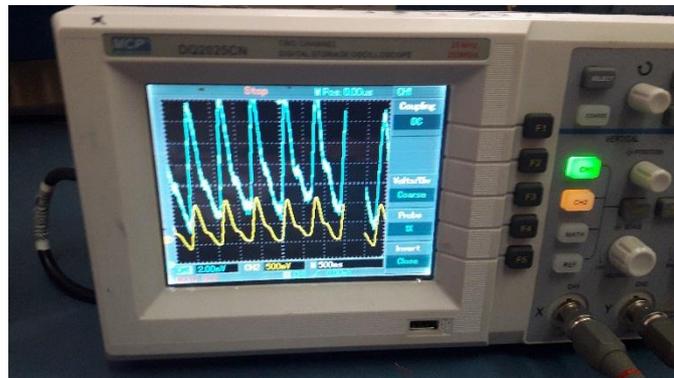


Figure II.41 : Signal obtenu visualisé sur oscilloscope.

II.5 Circuit d'offset

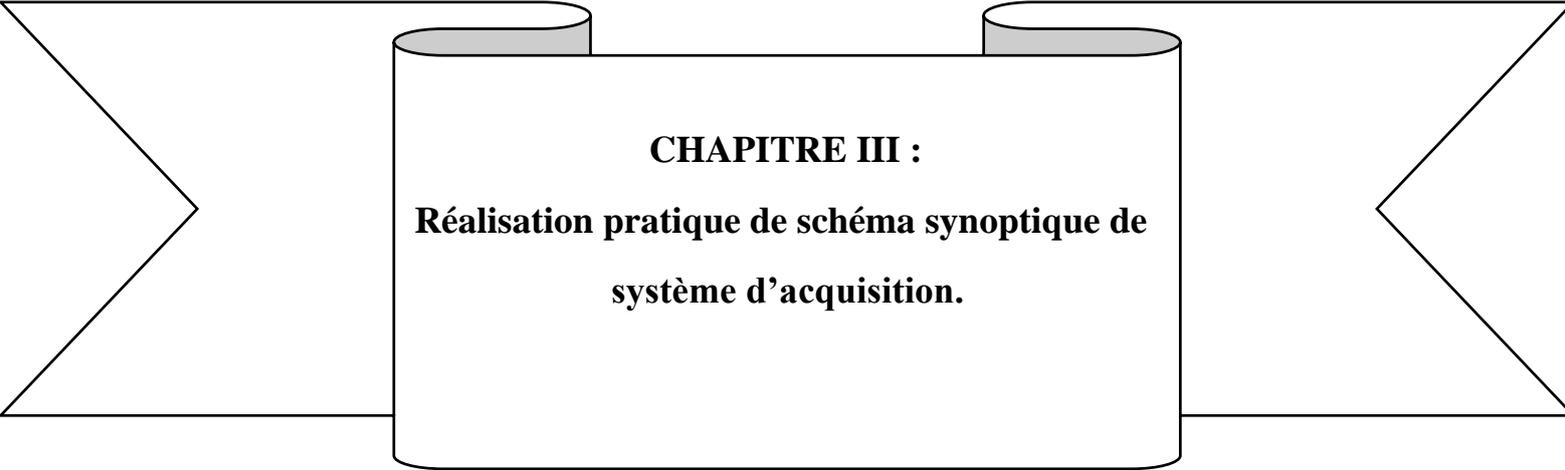
Le signal photopléthysmographique PPG et électrocardiogramme ECG recueillis sont des signaux bipolaires. Il est alors nécessaire d'utiliser deux circuits d'offset pour la mise en forme des signaux. Puisque les entrées analogiques de la carte Arduino ne peuvent recevoir que des signaux unipolaires allant de 1V jusqu'à 5V.

II.6 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté les circuits de détection et de mise en forme du deux signaux électro physiologiques ECG et PPG.

L'étude et le test de ces circuits permet de mieux choisir les composants nécessaires pour des meilleurs résultats. Un intérêt particulier était porté au capteur ainsi que les circuits de mise en forme comme tenu que c'est la source de détection de l'information recherchée.

Dans le chapitre suivant, la réalisation pratique de notre conception sera présentée, ainsi que la partie d'acquisition simultanée du signal ECG, PPG.



CHAPITRE III :
**Réalisation pratique de schéma synoptique de
système d'acquisition.**

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

III.1 Introduction :

Ce dernier chapitre est consacré la réalisation pratique de notre système qui sera présentée par simulation et à l'étude de logiciel ISIS et ARES ainsi une présentation de notre circuit électronique que nous avons réalisé sur le logiciel ISIS et le circuit imprimé par ARES.

La carte de mise en forme du signal ECG et PPG comporte une partie responsable de la numérisation du signal pour avoir un signal capable d'être lus par un système numérique (PC) Elle est conçue autour d'une Carte multifonctions Arduino Uno qui est détaillé dans ce chapitre avec ses applications et ses avantages ainsi son rôle dans la conversion analogique-numérique.

III.2 Initiation à ISIS PROTEUS :

Le logiciel ISIS de Proteus est principalement connu pour éditer des schémas électriques. Par ailleurs, le logiciel permet également de simuler ces schémas ce qui permet de déceler certaines erreurs de l'étape de conception. Indirectement, les circuits électriques conçus grâce à ce logiciel peuvent être utilisés dans des documentations car le logiciel permet de contrôler la majorité de l'aspect graphique des circuits.



Figure III.1 : Fenêtre de démarrage d'ISIS PROTEUS.

III.2.1 L'environnement de travail de PROTEUS : [28]

Le lancement de PROTEUS donne un environnement classique de type Windows, constitué d'une fenêtre principale, et d'un ensemble de barres d'outils.

Outre le menu classique permettant la gestion des fichiers, de l'affichage, et des options des projets, La fenêtre principale comprend

- ✚ Une Zone de travail destinée au développement des circuits à simuler et à tester.
- ✚ Une Bibliothèque d'objets affiche la liste des objets (circuits électriques, électroniques,) utilisés dans l'application en cours.

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

- ✚ Touches magnétoscope constituées des raccourcis permettant le lancement de la simulation, ainsi que la mise en pause, l'exécution pas à pas, et l'arrêt de la simulation.

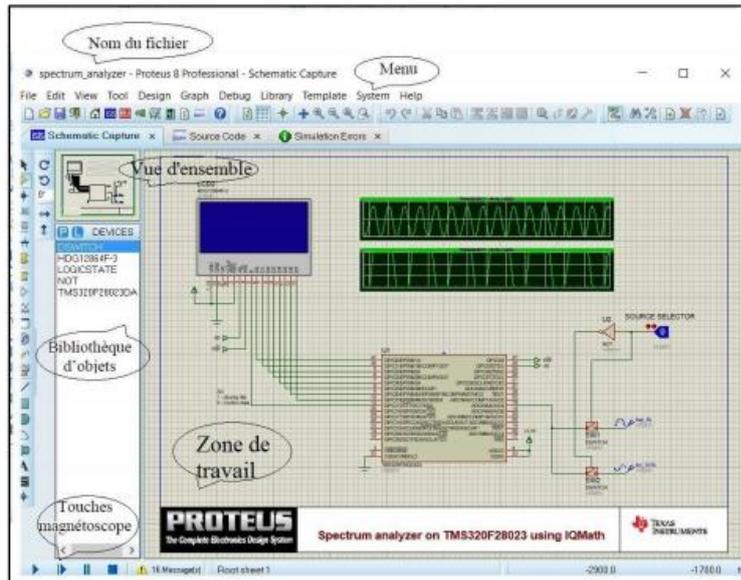


Figure III.2 : L'environnement de travail de PROTEUS.

La boîte verticale de boutons (figure) comprend les principaux raccourcis nécessaires au développement rapide d'applications. [28]

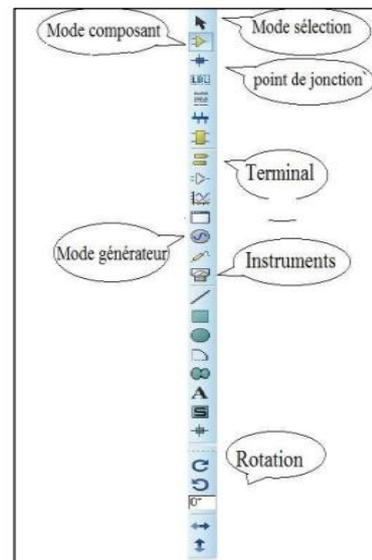


Figure III.3 : La boîte verticale de boutons.

En plaçant le curseur de la souris sur un bouton, sans cliquer, une info-bulle affiche le nom du bouton, dont les plus importants sont : [28]

- **Component mode (Mode Composant)**, Un clic sur ce bouton puis Component from libraries), permet l'ajout de différents composants.

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

- **Generator Mode (Mode Générateur)** permettant l'accès aux différents types de générateurs.
- **Instruments** : Un raccourci permettant l'ajout des appareils de mesure tels que le voltmètre, l'ampèremètre, et l'oscilloscope.
- **Terminal** : Permettant d'ajouter des points particuliers dans un schéma tels que les entrées/sorties ou GND.

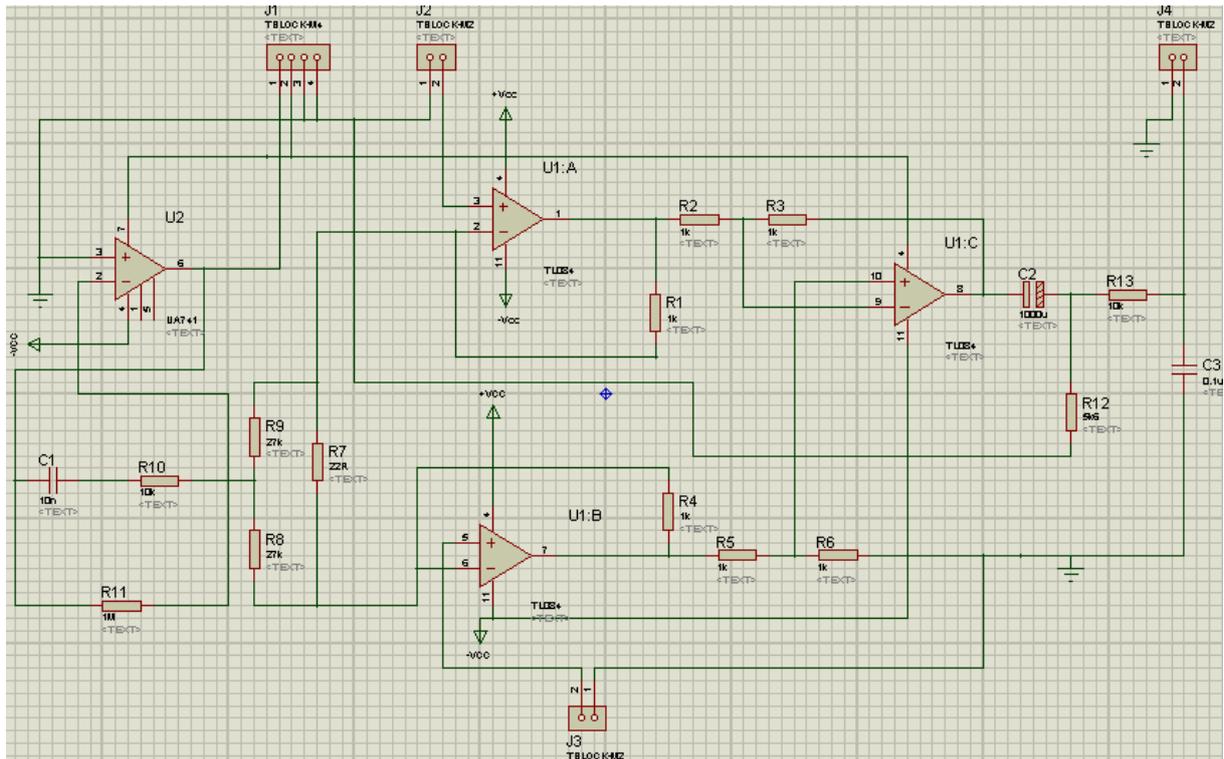


Figure III.4 : Schéma électrique générale de circuit de mise en forme de signal ECG.

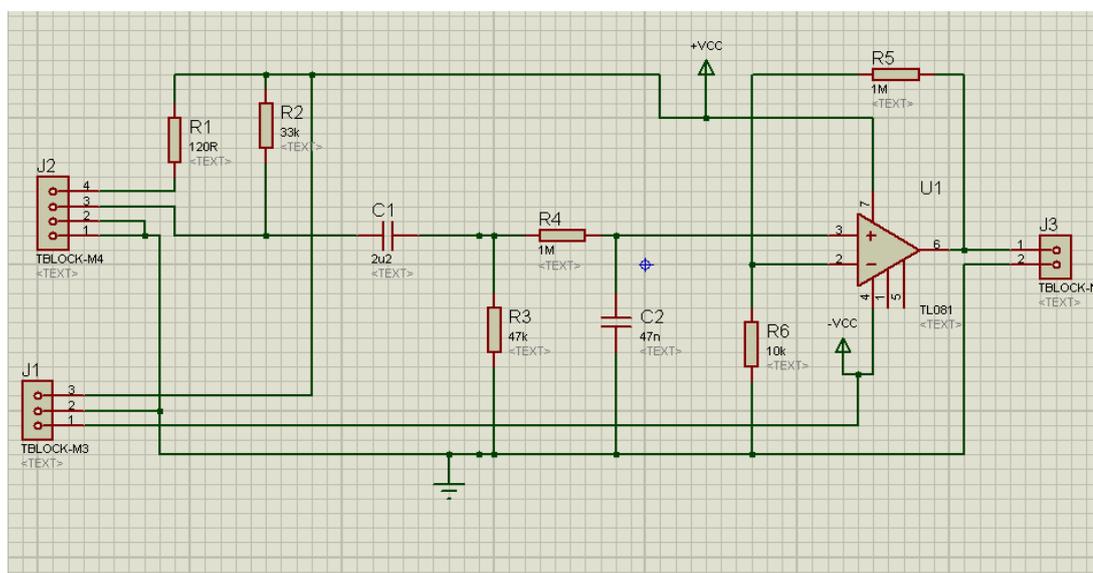


Figure III.5: Schéma électrique générale de circuit de mise en forme de signal PPG.

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

III.3 Présentation de l'interface ARES :

Le logiciel ARES est un outil d'édition et de routage qui complètement parfaitement ISIS. Un schéma électrique réalisé sur ISIS peut alors être importé facilement sur ARES pour réaliser la carte électronique. Bien que l'édition d'un circuit imprimé soit plus efficace lorsqu'elle est réalisée manuellement, ce logiciel permet de placer automatiquement les composants et de réaliser le routage automatiquement.

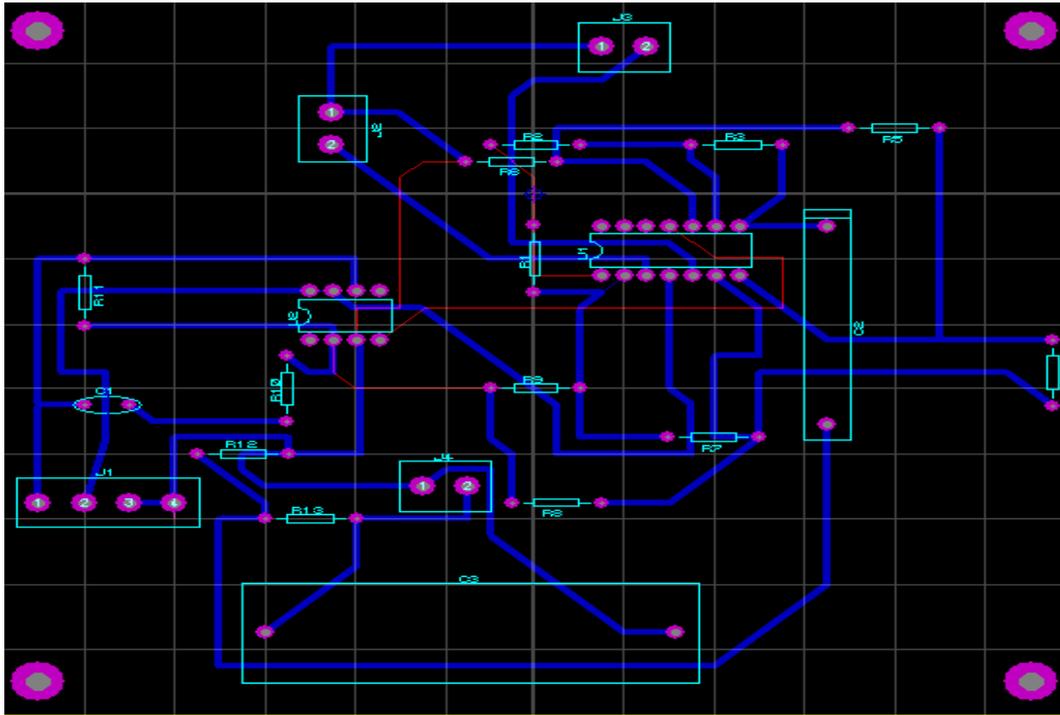


Figure III.6 : Schéma électrique de circuit de ECG réalisé dans ARES.

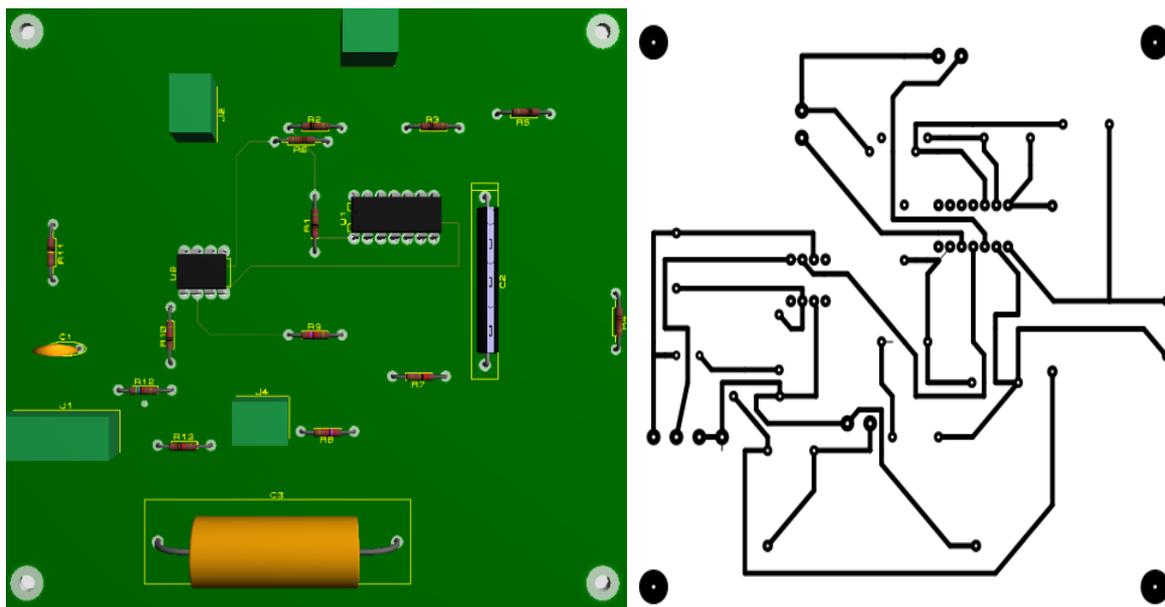


Figure III.7 : Circuit de mise en forme en 3D et pré imprimé de ECG.

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

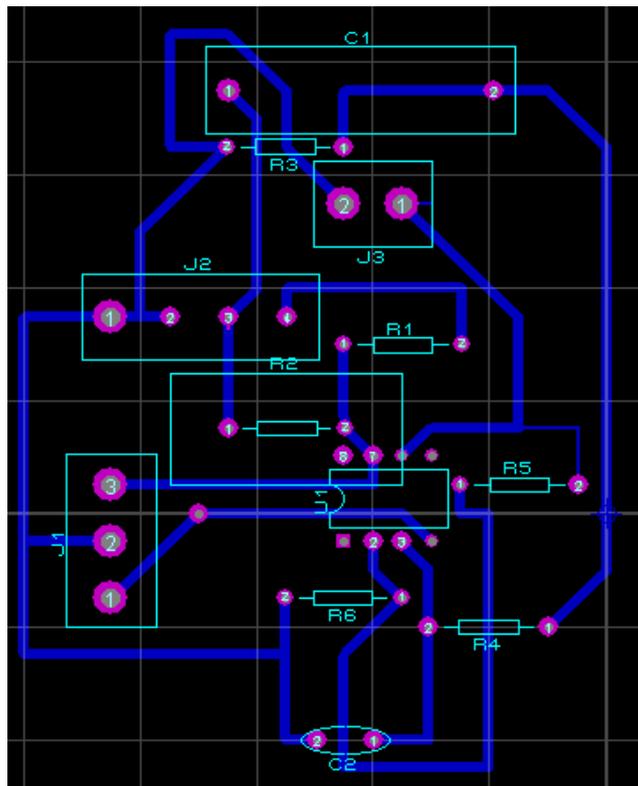


Figure III.8 : Schéma électrique de circuit de PPG réalisé dans ARES.

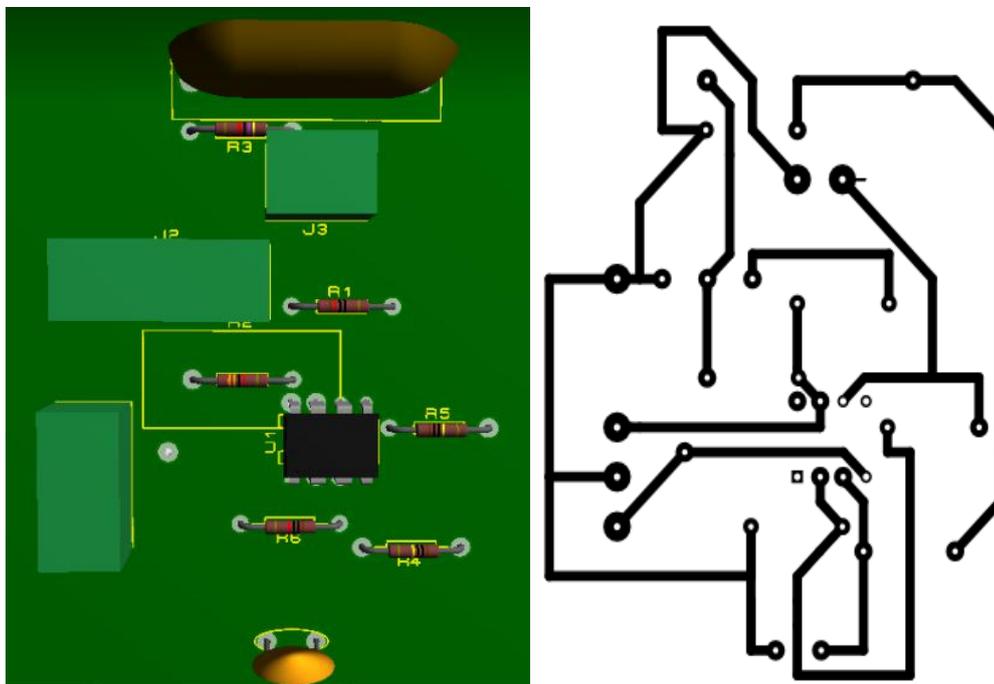


Figure III.9 : Circuit de mise en forme en 3D et pré imprimé de PPG.

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

III.4 Présentation d'Arduino :

Arduino est un projet créé par une équipe de développeurs, 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. Présentation de la carte [29]

III.4.1 Qu'est-ce qu'un microcontrôleur : [30]

Les cartes Arduino font partie de la famille des microcontrôleurs. Un microcontrôleur est une petite unité de calcul accompagné de mémoire, de ports d'entrée/sortie et de périphériques permettant d'interagir avec son environnement. Parmi les périphériques, on recense généralement des Timers, des convertisseurs analogique-numérique, des liaisons Série, etc. On peut comparer un micro contrôleur à un ordinateur classique, mais système d'exploitation et avec une puissance de calcul considérablement plus faible.

Les microcontrôleurs sont inévitables dans les domaines de l'informatique embarquée, de l'automatique et de l'informatique industrielle. Ils permettent de réduire le nombre de composants et de simplifier la création de cartes électroniques logiques.

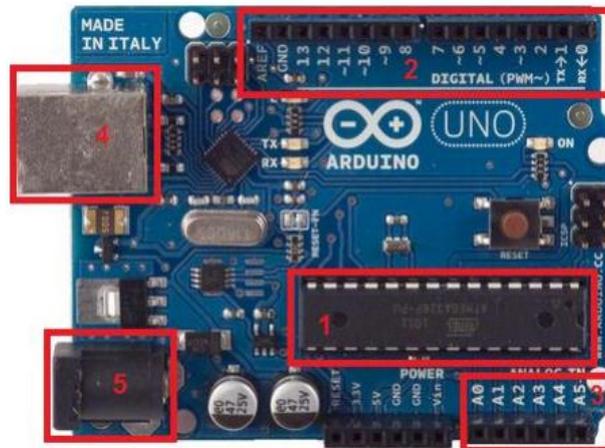


Figure III.10 : Carte Arduino UNO.

III.4.2 Le but et l'utilité : [29]

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.

L'utilité est sans doute quelque chose que l'on perçoit mal lorsque l'on débute, mais une fois que vous serez rentré dans le monde de l'Arduino, vous serez fasciné par l'incroyable puissance dont il est question et des applications possibles.

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

III.4.3 Applications : [29]

Le système Arduino nous permet de réaliser un grand nombre de choses, qui ont une application dans tous les domaines.

- ✚ Contrôler les appareils domestiques
- ✚ Fabriquer votre propre robot
- ✚ Faire un jeu de lumières
- ✚ Communiquer avec l'ordinateur
- ✚ Télécommander un appareil mobile (modélisme)

Avec Arduino, nous allons faire des systèmes électroniques tels qu'une bougie électronique, une calculatrice simplifiée, un synthétiseur, etc. Tous ces systèmes seront conçus avec pour base une carte Arduino et un panel assez large de composants électroniques.

III.4.4 Les avantages de la carte Arduino : [31]

- Le prix : les cartes Arduino sont relativement peu coûteuses.
- Environnement de programmation clair et simple.
- La compatibilité : est compatible sous les plateformes les plus courantes (Windows, Linux et Mac),
- Nombreuses bibliothèques disponibles avec diverses fonctions implémentées.
- Logiciel et matériel Open Source et extensible.
- Nombreuses bibliothèques disponibles avec diverses fonctions implémentées.
- Nombreux conseils, tutoriaux et exemples en ligne.

III.4.5 Constitution de l'Arduino UNO :

L'Arduino est donc une plateforme open-source d'électronique programmée qui est basée sur

- ✚ Le logiciel : gratuit et open source, développé en Java, dont la simplicité d'utilisation relève du savoir cliquer sur la souris. Servant d'interface entre l'ordinateur et la carte Arduino, créant un environnement de développement permettant d'écrire, de compiler et de transférer un programme vers la carte Arduino
- ✚ Le matériel : cartes électroniques dont les schémas sont en libre circulation sur internet.

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

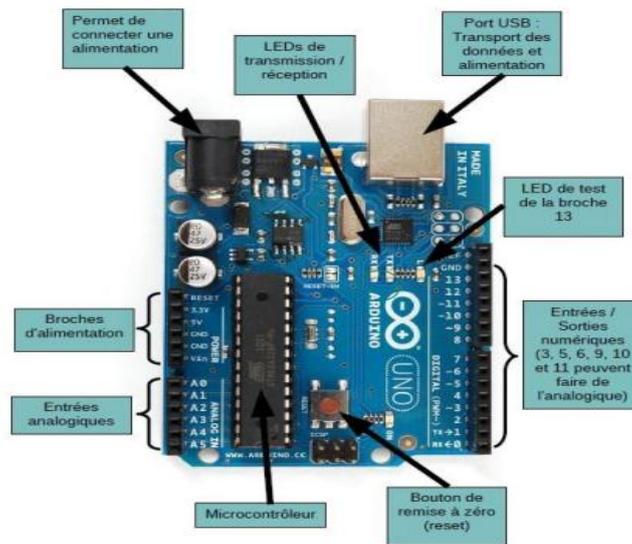


Figure III.11 : Les différentes connexions de la carte Arduino UNO. [31]

III.4.6 Caractéristiques techniques d'une carte Arduino : [31]

- 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.

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

III.5 Présentation du logiciel Arduino [31] :

Le logiciel de programmation des modules Arduino est une application multiplateformes (compatible Windows, Linux et Mac), servant d'éditeur de code et de compilateur, et qui peut transférer le firmware (le programme) au travers de la liaison série (RS232, Bluetooth ou USB selon le module).

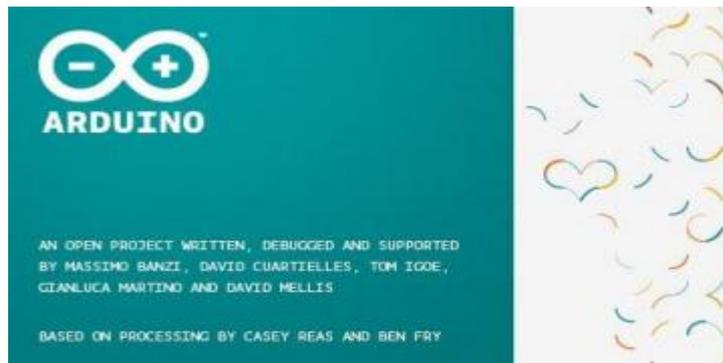


Figure III.12 : L'écran de démarrage Arduino.

L'interface de l'IDE (Integrated Development Environment) Arduino est plutôt simple il offre une interface minimale et épurée pour développer un programme sur les cartes Arduino. Il est doté d'un éditeur de code avec coloration syntaxique et d'une barre d'outils rapide. Ce sont les deux éléments les plus importants de l'interface, c'est ceux que l'on utilise le plus souvent. On retrouve aussi une barre de menus plus classique qui est utilisé pour accéder aux fonctions avancées de l'IDE. Enfin, une console affichant les résultats de la compilation du code source, des opérations sur la carte, etc.

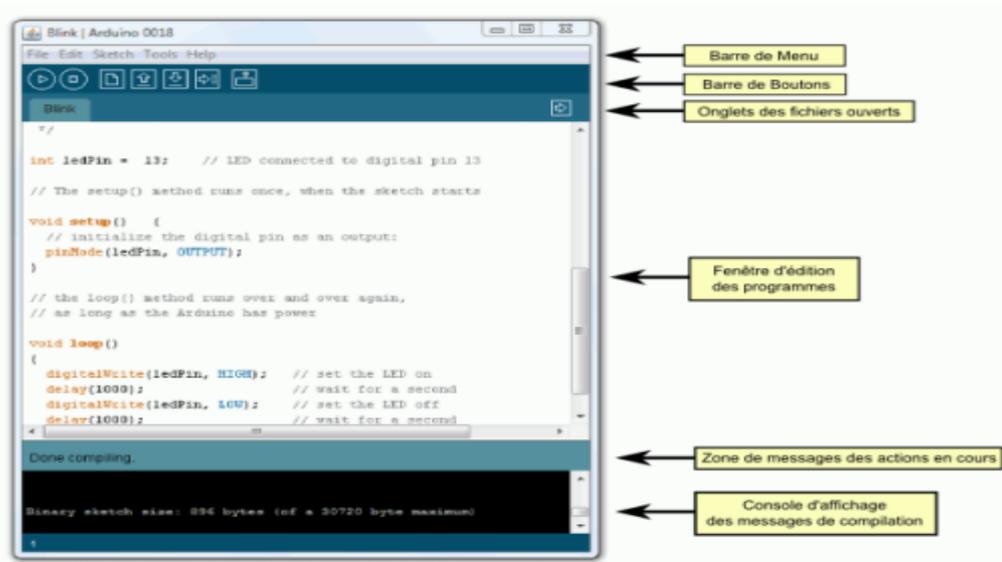


Figure III.13 : L'écran principal du logiciel Arduino (interface IDE)

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

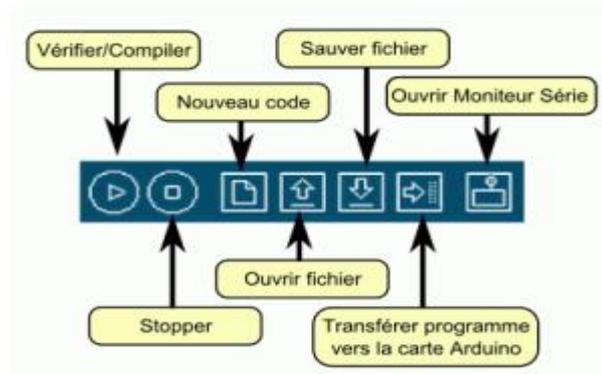


Figure III.14 : Détail de la barre de boutons.

Le langage Arduino est inspiré de plusieurs langages. On retrouve notamment des similarités avec le C, le C++, le Java et le Processing

III.6 La conversion analogique-numérique (ADC) :

- ✚ **Un signal numérique** : est un signal pouvant prendre deux états binaires : haut (HIGH) ou bas (LOW).
- ✚ **Un signal analogique** : est un signal pouvant prendre une infinité de valeurs intermédiaires.

En électronique numérique, on travaille avec des bits et des octets. En analogique, on travaille avec des grandeurs physiques : tension, courant, résistance, fréquence, etc.

Pour pouvoir exploiter des mesures analogiques avec un microcontrôleur, il faut convertir la mesure analogique en une grandeur numérique. C'est justement le but des convertisseurs analogique / numérique par des broches de la carte Arduino.

Pas tous les broches de la carte Arduino peuvent être utilisées comme entrée analogique par contre le nombre de ces broches dépendent du modèle de la carte utilisée, dans le cas du Arduino UNO a 6 entrées analogiques notées A0, A1, A2, A3, A4, et A5 comme indiqué sur la figure ci-dessous.

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

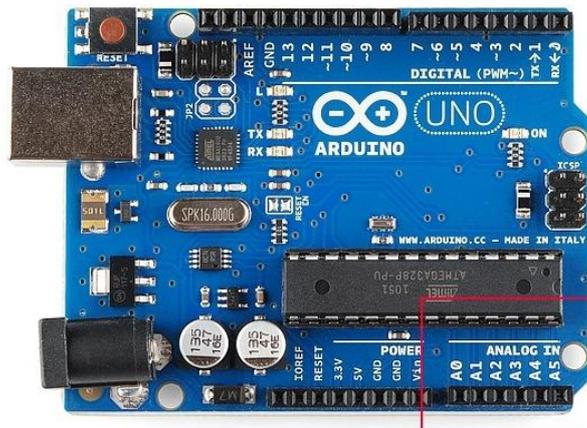


Figure III.15 : Les entrées Analogique de la carte Arduino Uno.

Ces convertisseurs permettent à des tensions analogiques d'être convertis en un nombre numérique de 10 bits à l'intérieur du microcontrôleur comme ce dernier peut traiter seulement de nombre numérique, Cela signifie que les broches analogiques ont la capacité de détecter des niveaux analogiques par rapport à deux niveaux seulement (0 et 5v) des broches numériques.

Tout circuit ou composant électronique qui peut générer une tension électrique entre 0V et 5V peut être utilisé.

III.7 Conclusion :

Dans ce dernier chapitre la réalisation du circuit final de notre système d'acquisition des signaux ECG et PPG est présentée. Cette présentation se limite aux résultats de simulation du logiciel ISIS et la génération du circuit imprimé CI de notre système sur le logiciel ARES.

La suite du travail est la fabrication du circuit imprimé et la soudure des composants avec leurs tests de fonctionnement. Cette étape normalement doit être réalisée dans le laboratoire d'électronique n'est pas faite à cause de la fermeture de l'université pour des raisons liées au COVID'19.

A travers ce chapitre beaucoup d'aspects de simulation électronique ont été appris sur le développement du schéma électrique ou encore le schéma du circuit imprimé à travers le logiciel ISIS et ARES, ainsi que la carte Arduino UNO.

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

Conclusion générale

L'étude menée dans ce projet de fin d'études s'intéresse à la réalisation d'un système permettant la détection simultanée et la mesure de deux grandeurs d'intérêt vital en instrumentation : le signal électrocardiogramme ECG et le signal Photopléthysmogramme PPG.

En fait, comme il a été décrit à travers ce document, le signal Electrocardiogramme traduit l'activité cardiaque électrophysiologique de coeur cependant le signal PPG utilisé pour la mesure de la variation de volume de sang et l'évolution temporelle du taux d'oxygène dans le sang.

L'objectif visé à travers ce travail de réalisation est la détection et l'acquisition de ces deux grandeurs simultanément. C'est la simplicité et le minimum de circuits donc un cout minimum qui a été ciblé dans cette réalisation.

Nous avons étudié des circuits analogiques pour mettre en forme l'activité électrophysiologique en général et l' ECG 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 réalisés à travers des capteurs pour l'ECG des électrodes disposées sur le corps humain, deux électrodes pour les main gauche et droite, ainsi un troisième pour le pied droit le PPG à travers un capteur placé sur l'index pour détecter ce dernier. Pour traduire l'information détectée des étages d'amplification et de filtrages ont été utilisés constituer la partie analogique de mise en forme a fin de recueillir un signal.

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 et ARES, ainsi que la carte Arduino UNO.

La réalisation des différentes cartes de détection de ces différentes grandeurs a été Finalisée sur la plaque d'essai. Les circuits ont été testés sur des sujets au sein du laboratoire d'instrumentation biomédicale et les signaux ont été bien détectés.

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

Bibliographie

- [1] : BENALI Radhwane : Analyse du signal ECG par réseau adaptif d'ondelettes en vue de la reconnaissance de pathologies cardiaques. Thèse de doctorat GBM. Université Abou Bekr Belkaid, Tlemcen, Algérie, Année 2013.
- [2] : Anatomie du cœur, <https://www.chuv.ch/fr/transplantation/cto-home/patients-et-familles/coeur/anatomie-et-physiologie/> consulté 10/02/2020
- [3] : Virginie Le Rolle. Modélisation Multiformalisme du Système Cardiovasculaire associant Bond Graph, Equations Différentielles et Modèles Discrets. Traitement du signal et de l'image [eess.SP]. Université Rennes 1, 2006. Français. fftel-00285883f
- [4] : L'électrocardiogramme de repos normal : <http://41.188.65.217/UNF3Smiroir/campus-numeriques/semiologie-cardiologique/enseignement/electrocardiogramme/site/html/cours.pdf> (2008-2009) consulté le 22/02/2020
- [5] : <https://ecgformation.com/blog/complex-qrs> consulté le 22/02/2020
- [6] : MILADI walid : Contribution à l'interaction fluide – structure dans le système cardiovasculaire. Modélisation et simulation numériques. Thèse de doctorat. Université de Franche –Comte, Année 2010.
- [7] : MAROUF Nour El Houda et MAHAMDAOUI Djamilia : Étude et réalisation d'un système pour la détection des signaux ECG et PCG. Mémoire de master GBM. Université Abou Baker Balkaid, Tlemcen, Algérie, Année 2018.
- [8] : Docteur Sandrine "Transport des gaz dans le sang" Année universitaire 2010/2011 Université Joseph Fourier de Grenoble.
- [9] : Dr ERROUANE Badreddine "Transport des gaz dans le sang" Faculté de médecine d'Oran.
- [10] : Gerard.J.dertora "Introduction to the human body" chapter18 (the respiratory system),. eight edition.
- [11] : Balkine Khaddoumi. Analyse et modélisation de l'activité électrique du cœur dans le cas de pathologies ventriculaires. Sciences de l'ingénieur [physics]. Université Nice Sophia Antipolis, 2005. Français.
- [12] : W. Mark Saltzman « Biomedical Engeneering Bridging Medicine And Technology»; Année 2009.
- [13] : HAMED Shurrab et BENSARAOU SIHEM : Etude et conception d'un Photopléthysmographe dans l'infra-rouge Master en Génie Electrique- Centre Universitaire Belhadj Bouchaib d'Ain-Temouchent, Année 2016.

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

[14] : A. Gleise Le « Saturometre En Ehpad»; Université Rene Descartes-Paris V ; Année 2009.

[15] : PROFESSEUR BEREKSI REGUIG FETHI : conception et réalisation d'un dispositif d'exploration fonctionnelle cardio-vasculaire, projet de recherche, Université Aboubakr belkaid-tlemcen 2011-2013

[16]: J G Webster, Design of Pulse Oximeters Medical Science Series (1997).

[17]: La chimie.fr © 2008-2020 | [CGU](#) | [Contact](#) | [Plan](#) | [Confidentialité des données](#)

[18] : De Trafford J, Lafferty K. *What does photoplethysmography measure?* Med BiolEngComput (1984).

[19] : J osée Pagnier Claude Poyart "SYNTHÈSE médecine/sciences" 1992 ; 8 : 790-6 Études et Techniques, (contrat n° 89/245), l'institut Mérieux, et l'Inserm.

[20]: J. ALLEN, "Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement," *Physiological Measurement*, vol. 28, no. 3, pp. R1–R39, Mar. 2007.

[21] : BENNAOUM Meriem : mesure indirecte de la tension artérielle à travers les signaux ECG, PCG et PPG Mémoire de master GBM. Université Abou Baker Balkaid, Tlemcen, Algérie, Année 2017.

[22] : FRÉDÉRIC BOUSEFSAF ; « mesure sans contact de l'activité cardiaque par analyse du flux vidéo issu d'une caméra numérique » ; 26 novembre 2014.

[23] : SI YAHIA karima et KADDOUR mokhtaria, : Conception et réalisation d'un dispositif d'exploration fonctionnel cardio-vasculaire. Mémoire de master GBM. Université Abou bekr belkaid, Tlemcen, Algérie, Année 2016.

[24] : <https://www.allaboutcircuits.com/textbook/semiconductors/chpt-8/the-instrumentation-amplifier/> consulté le 26/02/2020

[25] : http://www8.umoncton.ca/umcm-cormier_gabriel/TCircuits/GELE3132_Ch3.pdf consulté le 27/02/2020

[26] : Mise au point d'un système de mesure de paramètres physiologiques à base d'un Smartphone Androïde. Option Télédétection. Université Mouloud Mammeri, Tizi-Ouzou, Faculté de génie électrique et de l'informatique.

[27] **Fiche technique** TL081, TL081A, TL081B, TL082, TL082A, TL082B

TL082Y, TL084, TL084A, TL084B, TL084Y JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS SLOS081C – FEBRUARY 1977 – REVISED SEPTEMBER 1996

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

[28] : LAKHDARIF : Introduction à la simulation et routage des circuits avec le logiciel PROTEUS V7 et V8, UNIVERSITE DES SCIENCES ET DE LA TECHNOLOGIE D'ORAN FACULTE DU GENIE ELECTRIQUE DEPARTEMENT D'ELECTRONIQUE, Année 2016

[29] : Astalaseven, Eskimon et olyte. Arduino pour bien commencer en électronique et en programmation. [En Ligne]. Disponible sur :

<https://wiki.mdl29.net/lib/exe/fetch.php?media=elec:arduino-pour-bien-commencer-enelectronique-et-en-programmation.pdf> (Consulté le 25/08/2020).

[30] : F- C- Astups, J-Lechalupé. Cours d'initiation à Arduino. [En Ligne]. Disponible sur https://fablab.univ-tlse3.fr/wiki/images/9/92/Cours_arduino_v0.2.pdf (Consulté le 25/08/2020).

[31] : HAMDANI Baya : Etude et conception d'un système automatique pour le contrôle et la régulation de la pression, Master en Ingénierie des Systèmes Electriques Option : Automatique, Université M'HAMED BOUGARA-BOUMERDES, Année 2017.

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

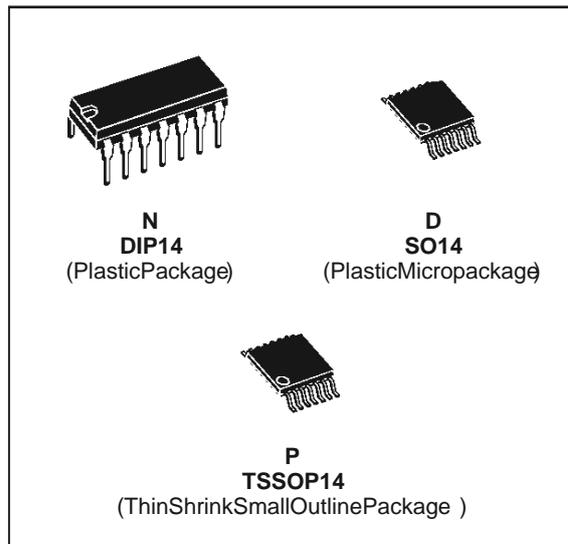
Annexe :



TL084 TL084A-TL084B

GENERALPURPOSEJ-FET QUADOPERATIONALAMPLIFIERS

- WIDECOMMON-MODE(UPTOV_{cc+}) AND
- DIFFERENTIALVOLTAGERANGE
- LOWINPUTBIASANDOFFSETCURRENT
- OUTPUTSHORT-CIRCUITPROTECTION
- HIGH INPUT IMPEDANCE J-FET INPUT
- STAGE
- INTERNALFREQUENCYCOMPENSATION
- LATCHUPFREEOPERATION
- HIGHSLEWRATE:16V/μs(typ)



DESCRIPTION

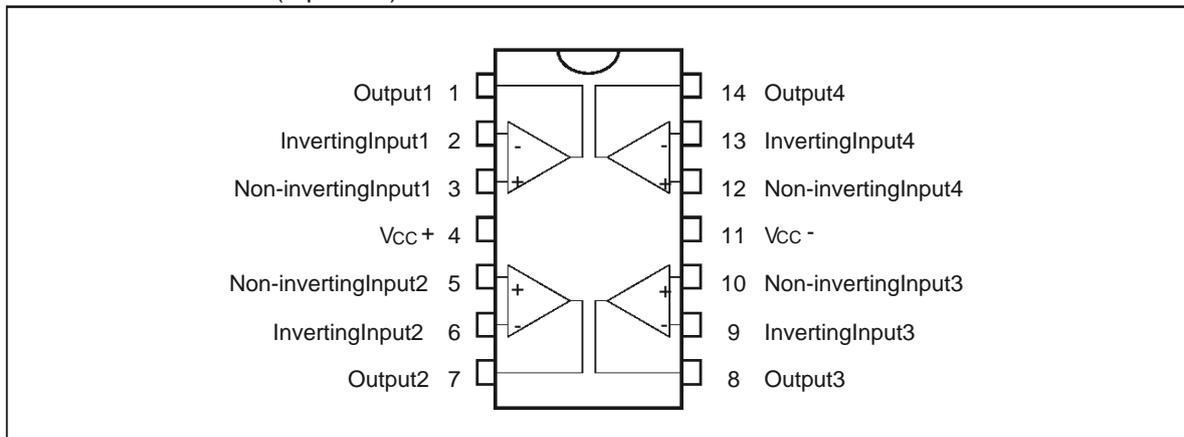
The TL084, TL084A and TL084B are high speed J-FET input quad operational amplifiers incorporating well matched, high voltage J-FET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit. The devices feature high slew rates, low input bias and offset currents, and low offset voltage temperature coefficient.

ORDERCODES

| Part Number | Temperature Range | Package | | |
|--------------|-------------------|---------|---|---|
| | | N | D | P |
| TL084M/AM/BM | -55°C, +125°C | • | • | • |
| TL084I/AI/BI | -40°C, +105°C | • | • | • |
| TL084C/AC/BC | 0°C, +70°C | • | • | • |

Examples: TL084CN, TL084CD

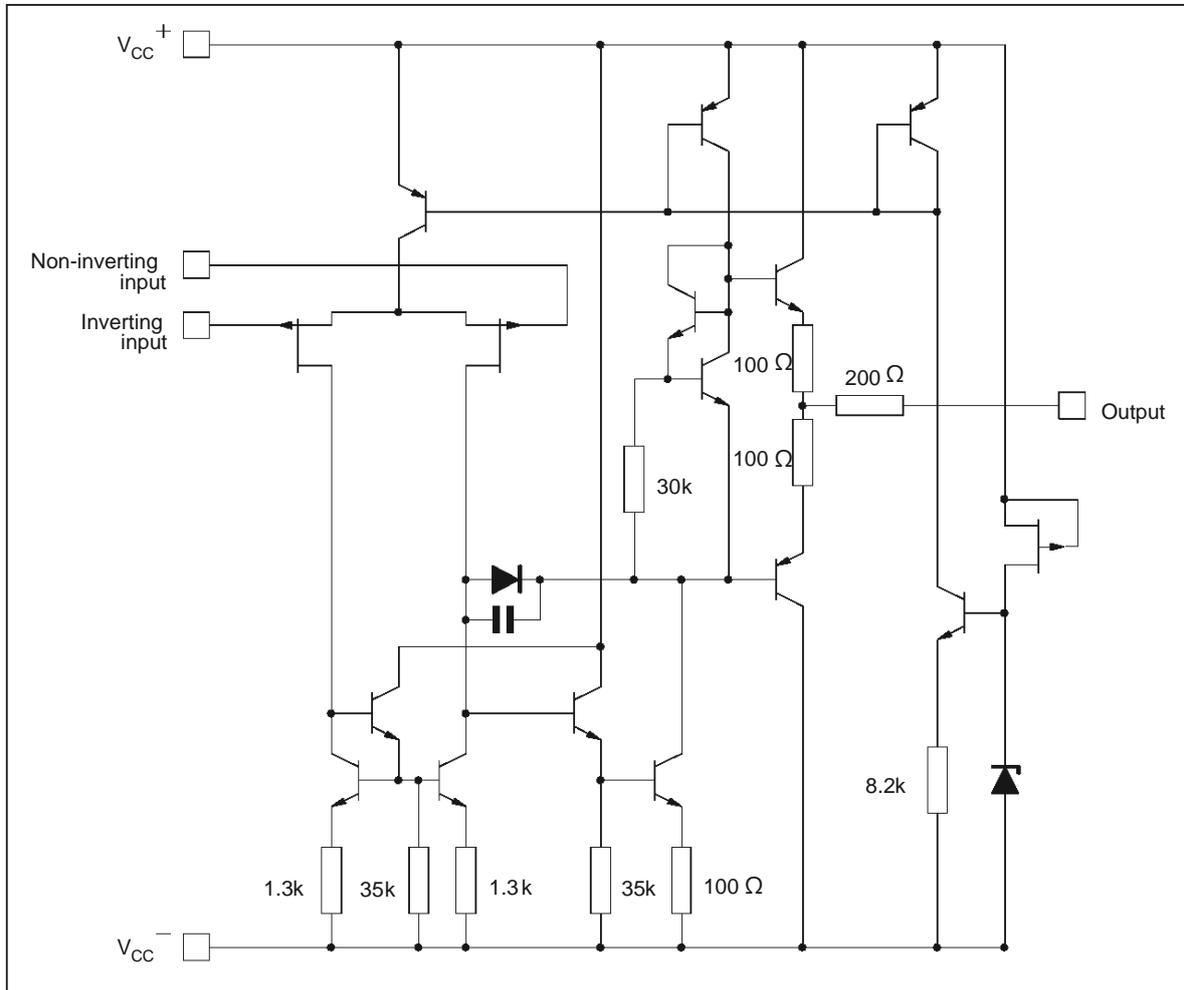
PIN CONNECTIONS (topview)



January 1999

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

SCHEMATIC DIAGRAM (each amplifier)



ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

| Symbol | Parameter | Value | Unit | |
|-------------------|---------------------------------------|--|-------------------------------------|----|
| V _{cc} | Supply Voltage-(note1) | ±18 | V | |
| V _i | Input Voltage-(note3) | ±15 | V | |
| V _{id} | Differential Input Voltage-(note2) | ±30 | V | |
| P _{tot} | Power Dissipation | 680 | mW | |
| | Output Short-circuit Duration-(note4) | Infinite | | |
| T _{oper} | Operating Free Air Temperature Range | TL084C, AC, BC TL084I, AI, BI TL084M, AM, BM | 0 to 70 -40 to 105 -55 to 125 | °C |
| T _{stg} | Storage Temperature Range | | -65 to 150 | °C |

- Notes:**
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. Differential voltages are at the non-inverting input terminal with respect to the inverting input terminal.
 3. The magnitude of the input voltage must never exceed the magnitude of the supply voltage or 15 volts, whichever is less.
 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.



Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

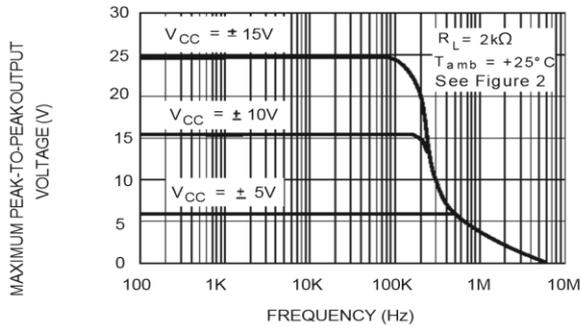
$V_{CC} = \pm 15V$, $T_{amb} = 25^{\circ}C$ (unless otherwise specified)

| Symbol | Parameter | TL084I,M,AC,AI, AM,BC,BI,BM | | | TL084C | | | Unit |
|-----------------|---|--------------------------------|-------------|------------------------------|----------------------|------------|--------------|------------------------|
| | | Min. | Typ. | Max. | Min. | Typ. | Max. | |
| V_{io} | Input Offset Voltage ($R_S = 50\Omega$) $T_{amb} = 25^{\circ}C$ $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$ | | 3 3 1 | 10 6 3 13 7 5 | | 3 | 10 13 | mV |
| DV_{io} | Input Offset Voltage Drift | | 10 | | | 10 | | $\mu V/^{\circ}C$ |
| I_{io} | Input Offset Current * $T_{amb} = 25^{\circ}C$ $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$ | | 5 | 100 4 | | 5 | 100 4 | pA nA |
| I_{ib} | Input Bias Current * $T_{amb} = 25^{\circ}C$ $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$ | | 20 | 200 20 | | 30 | 400 20 | pA nA |
| A_{vd} | Large Signal Voltage Gain ($R_L = 2k\Omega$, $V_O = \pm 10V$) $T_{amb} = 25^{\circ}C$ $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$ | 50 25 | 200 | | 25 15 | 200 | | V/mV |
| SVR | Supply Voltage Rejection Ratio ($R_S = 50\Omega$) $T_{amb} = 25^{\circ}C$ $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$ | 80 80 | 86 | | 70 70 | 86 | | dB |
| I_{CC} | Supply Current, per Amp, no Load $T_{amb} = 25^{\circ}C$ $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$ | | 1.4 | 2.5 2.5 | | 1.4 | 2.5 2.5 | mA |
| V_{icm} | Input Common Mode Voltage Range | ± 11 | +15 -12 | | ± 11 | +15 -12 | | V |
| CMR | Common Mode Rejection Ratio ($R_S = 50\Omega$) $T_{amb} = 25^{\circ}C$ $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$ | 80 80 | 86 | | 70 70 | 86 | | dB |
| I_{os} | Output Short-circuit Current $T_{amb} = 25^{\circ}C$ $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$ | 10 10 | 40 | 60 60 | 10 10 | 40 | 60 60 | mA |
| $\pm V_{OPP}$ | Output Voltage Swing $T_{amb} = 25^{\circ}C$ $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$ | 10 12 10 12 | 12 13.5 | | 10 12 10 12 | 12 13.5 | | V |
| SR | Slew Rate ($V_{in} = 10V$, $R_L = 2k\Omega$, $C_L = 100pF$, $T_{amb} = 25^{\circ}C$, unity gain) | 8 | 16 | | 8 | 16 | | V/ μs |
| t_r | Rise Time ($V_{in} = 20mV$, $R_L = 2k\Omega$, $C_L = 100pF$, $T_{amb} = 25^{\circ}C$, unity gain) | | 0.1 | | | 0.1 | | μs |
| K_{OV} | Overshoot ($V_{in} = 20mV$, $R_L = 2k\Omega$, $C_L = 100pF$, $T_{amb} = 25^{\circ}C$, unity gain) | | 10 | | | 10 | | % |
| GBP | Gain Bandwidth Product ($f = 100kHz$, $T_{amb} = 25^{\circ}C$, $V_{in} = 10mV$, $R_L = 2k\Omega$, $C_L = 100pF$) | 2.5 | 4 | | 2.5 | 4 | | MHz |
| R_i | Input Resistance | | 10^{12} | | | 10^{12} | | Ω |
| THD | Total Harmonic Distortion ($f = 1kHz$, $A_V = 20dB$, $R_L = 2k\Omega$, $C_L = 100pF$, $T_{amb} = 25^{\circ}C$, $V_O = 2V_{PP}$) | | 0.01 | | | 0.01 | | % |
| e_n | Equivalent Input Noise Voltage ($f = 1kHz$, $R_S = 100\Omega$) | | 15 | | | 15 | | $\frac{nV}{\sqrt{Hz}}$ |
| ϕ_m | Phase Margin | | 45 | | | 45 | | Degrees |
| V_{O1}/V_{O2} | Channel Separation ($A_V = 100$) | | 120 | | | 120 | | dB |

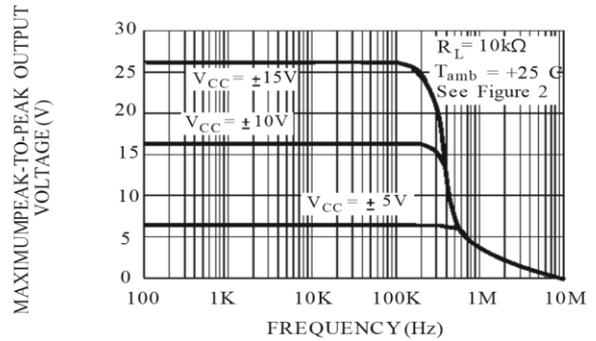
* The input bias currents are junction leakage currents which approximately double for every $10^{\circ}C$ increase in the junction temperature.

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

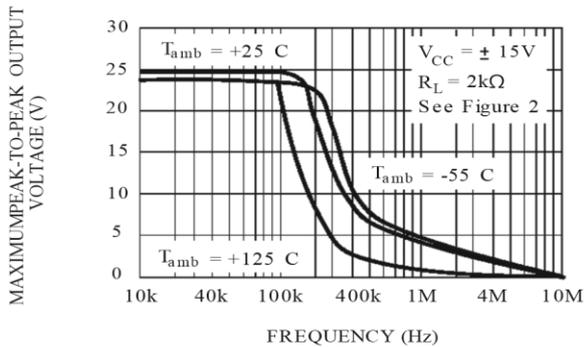
MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE VERSUS FREQUENCY



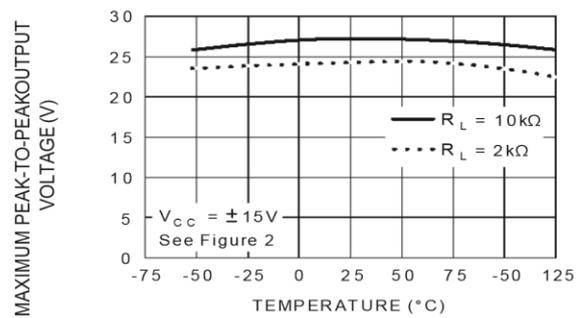
MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE VERSUS FREQUENCY



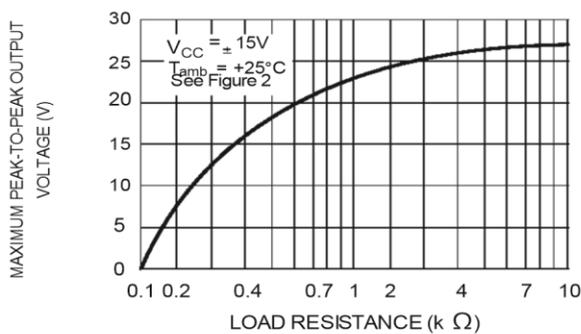
MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE VERSUS FREQUENCY



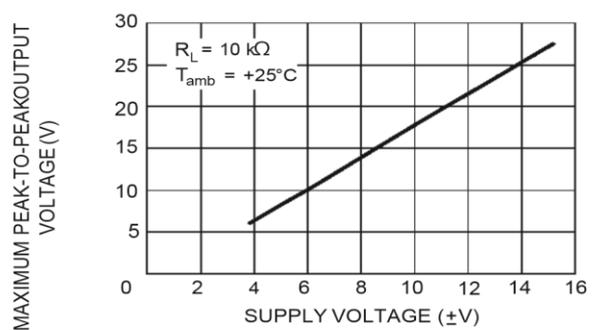
MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE VERSUS FREE AIR TEMP.



MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE VERSUS LOAD RESISTANCE

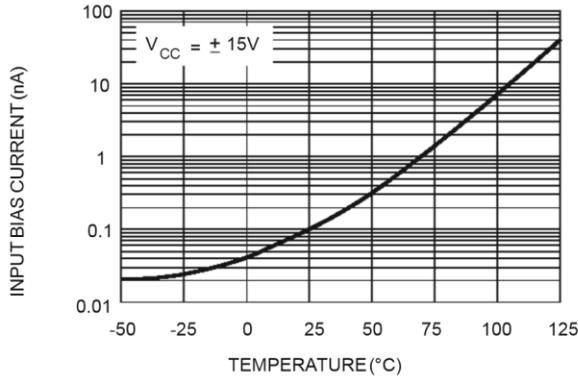


MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE VERSUS SUPPLY VOLTAGE

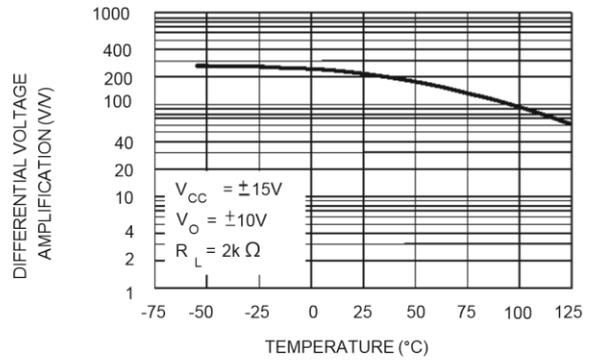


Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

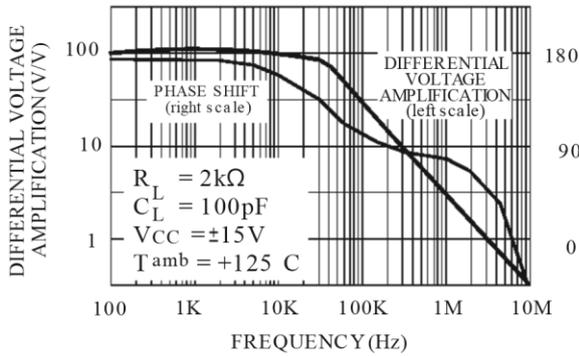
INPUT BIAS CURRENT VERSUS FREE AIR TEMPERATURE



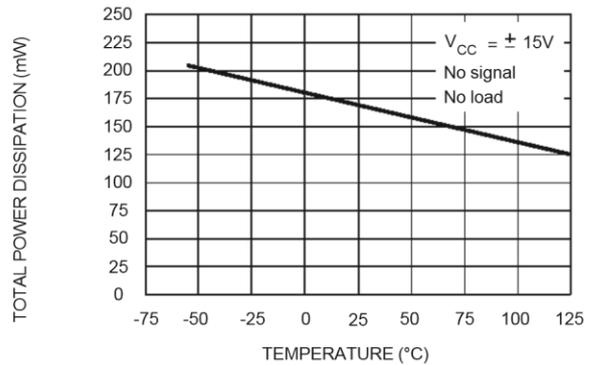
LARGE SIGNAL DIFFERENTIAL VOLTAGE AMPLIFICATION VERSUS FREE AIR TEMPERATURE



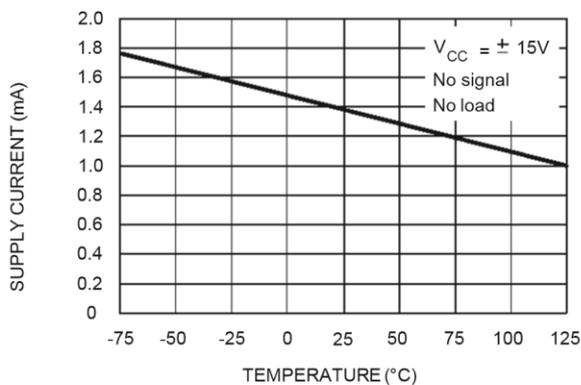
LARGE SIGNAL DIFFERENTIAL VOLTAGE AMPLIFICATION AND PHASE SHIFT VERSUS FREQUENCY



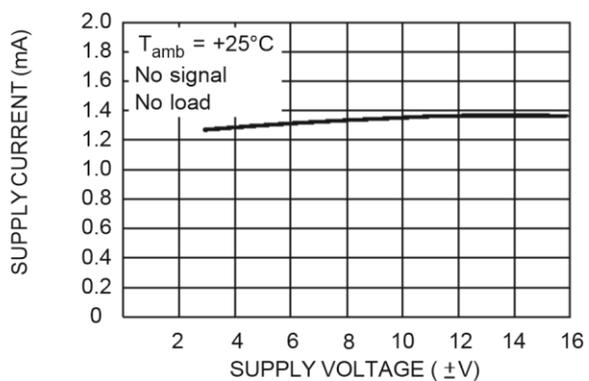
TOTAL POWER DISSIPATION VERSUS FREE AIR TEMPERATURE



SUPPLY CURRENT PER AMPLIFIER VERSUS FREE AIR TEMPERATURE

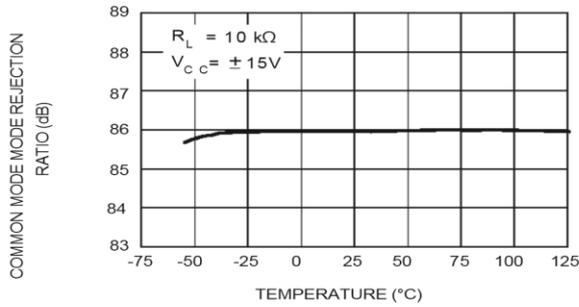


SUPPLY CURRENT PER AMPLIFIER VERSUS SUPPLY VOLTAGE

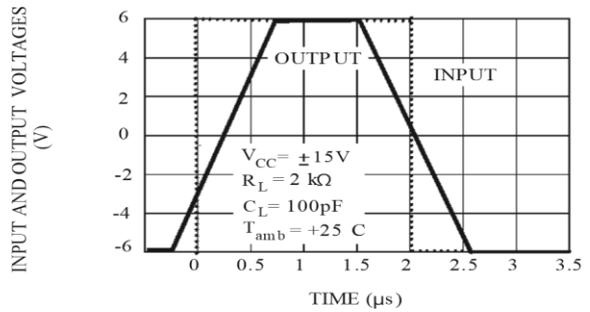


Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

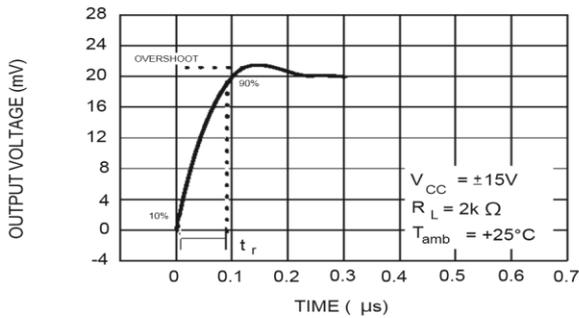
COMMON MODE REJECTION RATIO VERSUS FREE AIR TEMPERATURE



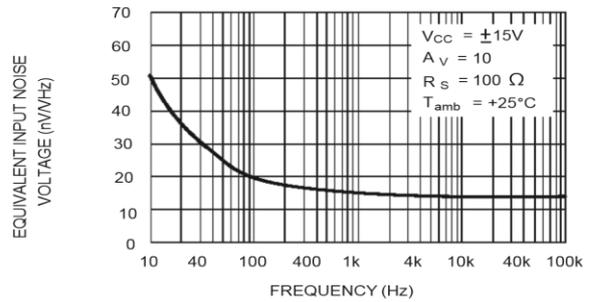
VOLTAGE FOLLOWER LARGE SIGNAL PULSE RESPONSE



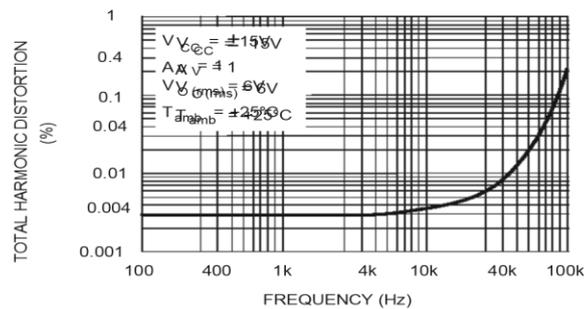
OUTPUT VOLTAGE VERSUS ELAPSED TIME



EQUIVALENT INPUT NOISE VOLTAGE VERSUS FREQUENCY



TOTAL HARMONIC DISTORTION VERSUS FREQUENCY



Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

PARAMETER MEASUREMENT INFORMATION

Figure1: Voltage Follower

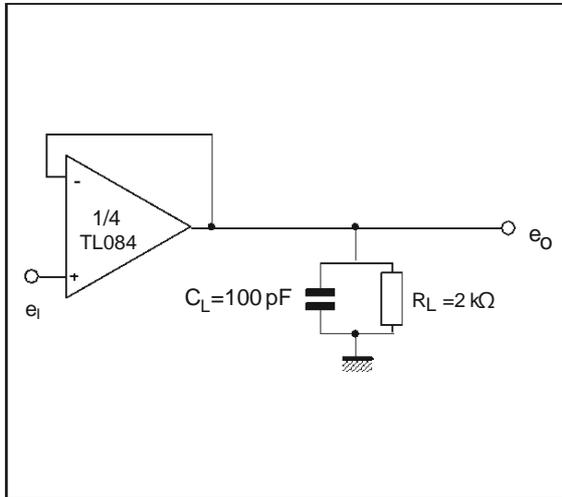
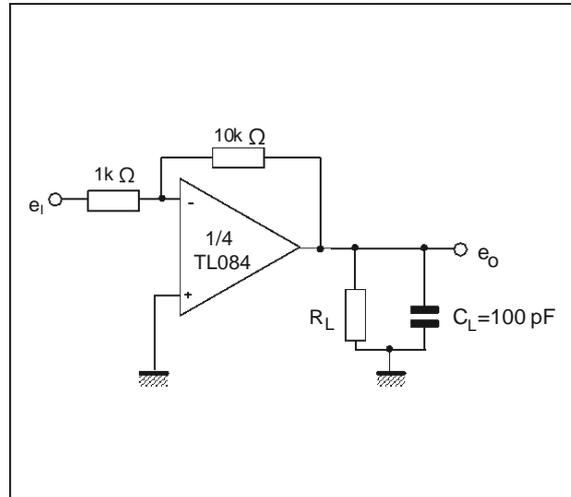
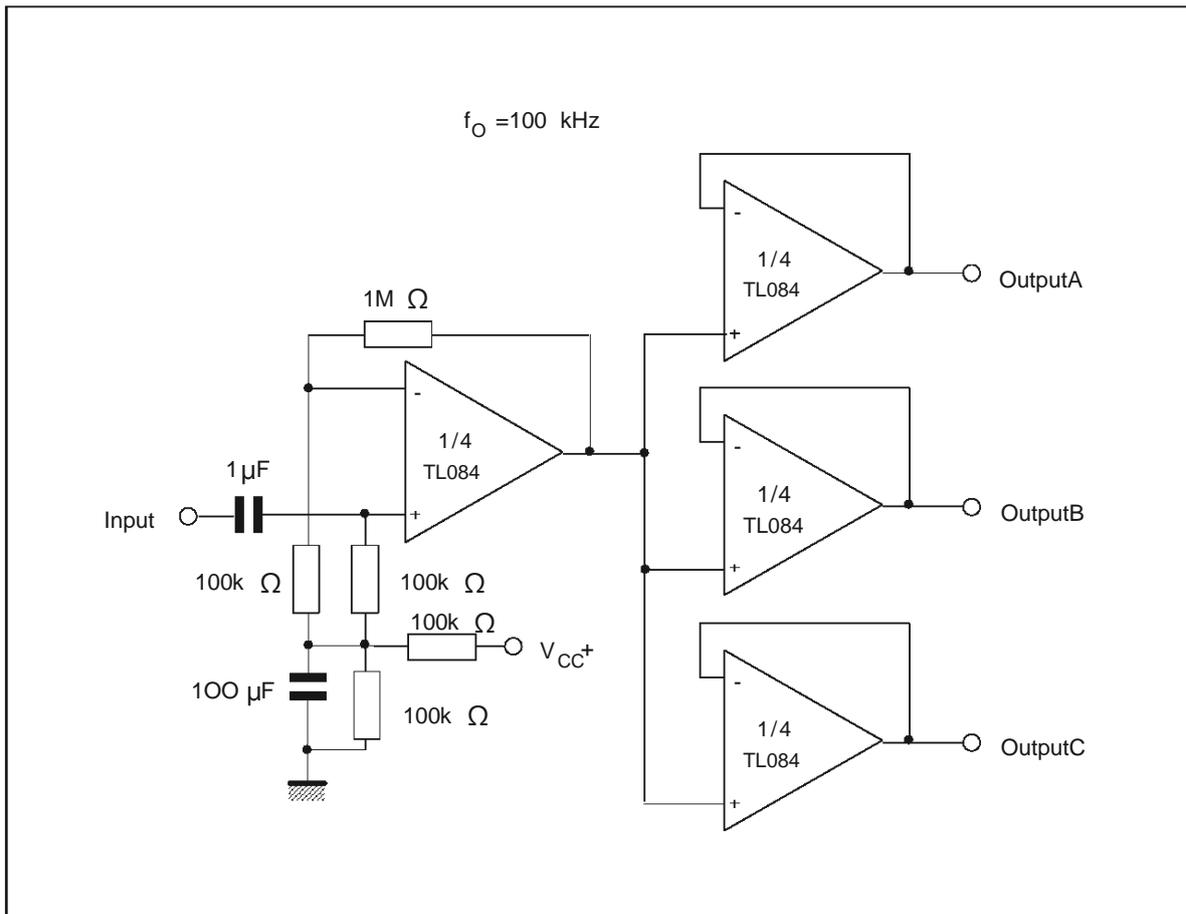


Figure2: Gain-of-10 Inverting Amplifier



TYPICAL APPLICATIONS

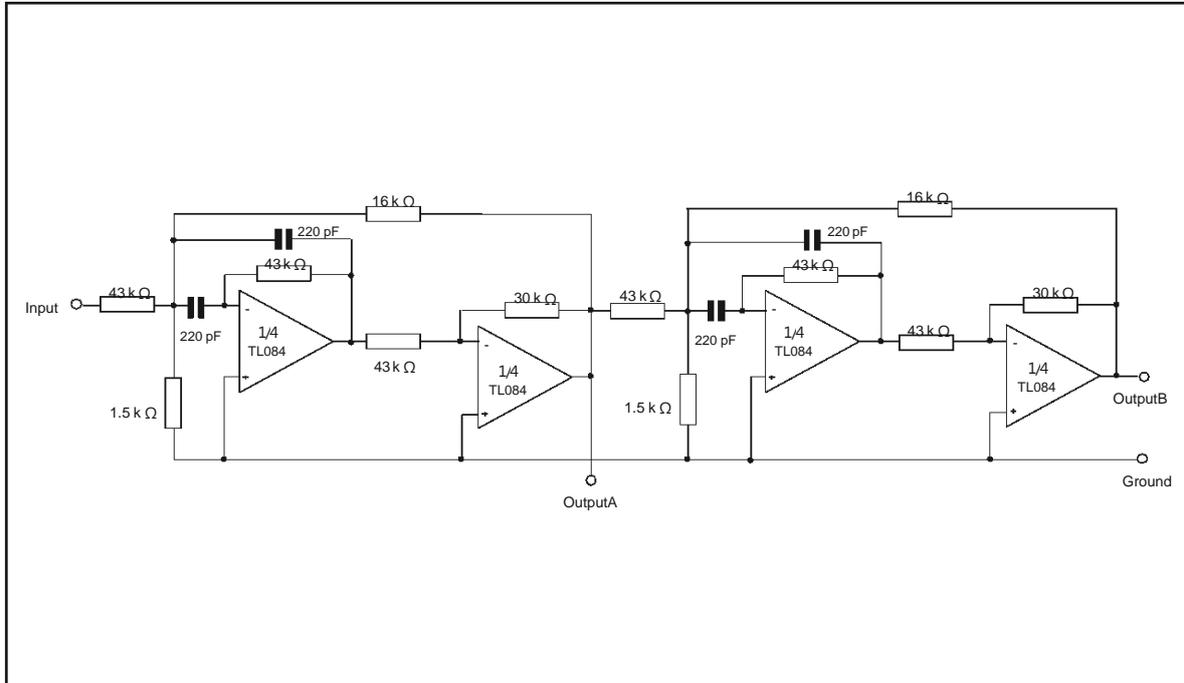
AUDIO DISTRIBUTION AMPLIFIER



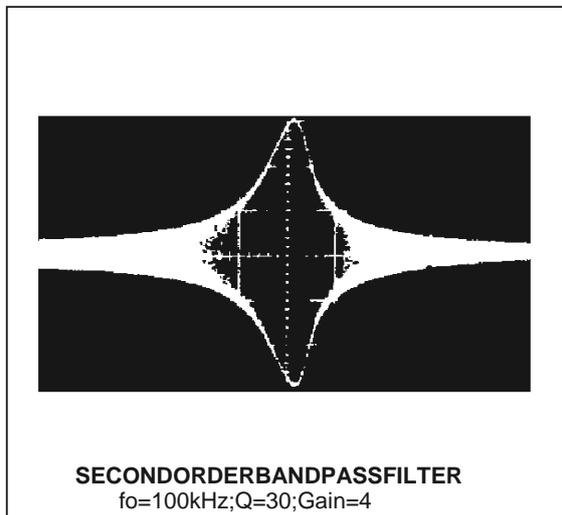
Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

TYPICAL APPLICATIONS (continued)

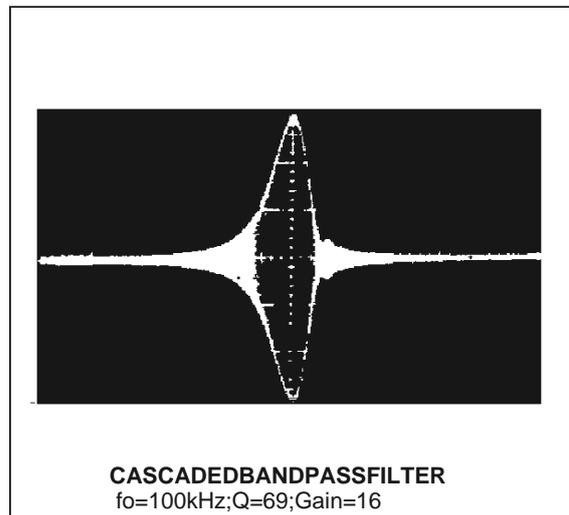
POSITIVE FEEDBACK BANDPASS FILTER



OUTPUTA

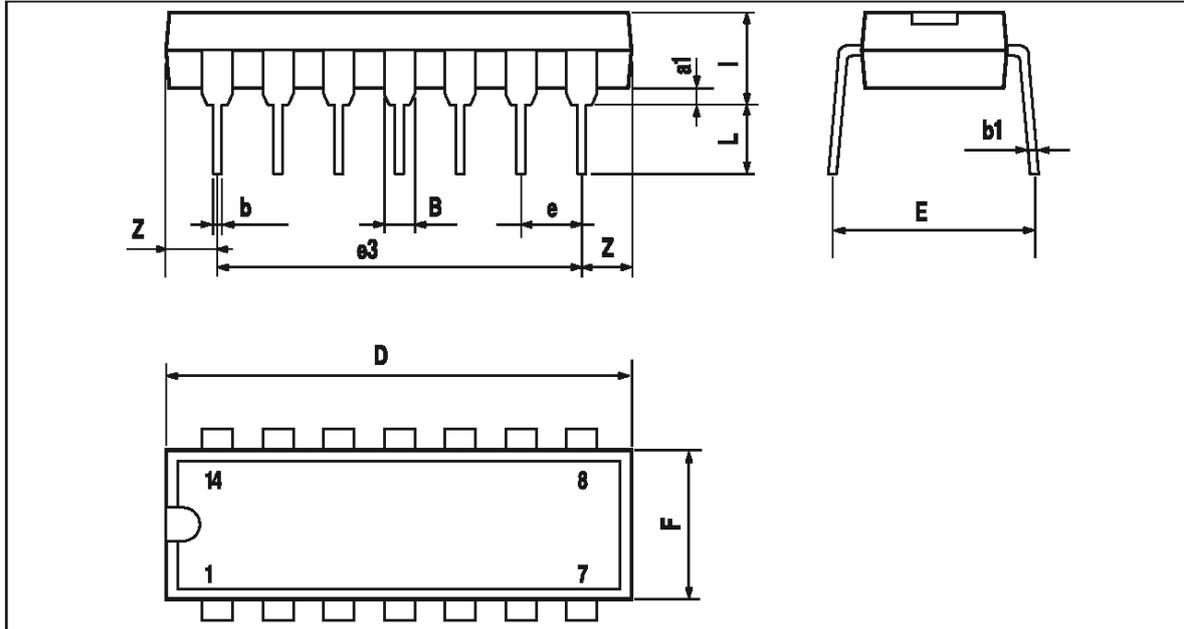


OUTPUTB



Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

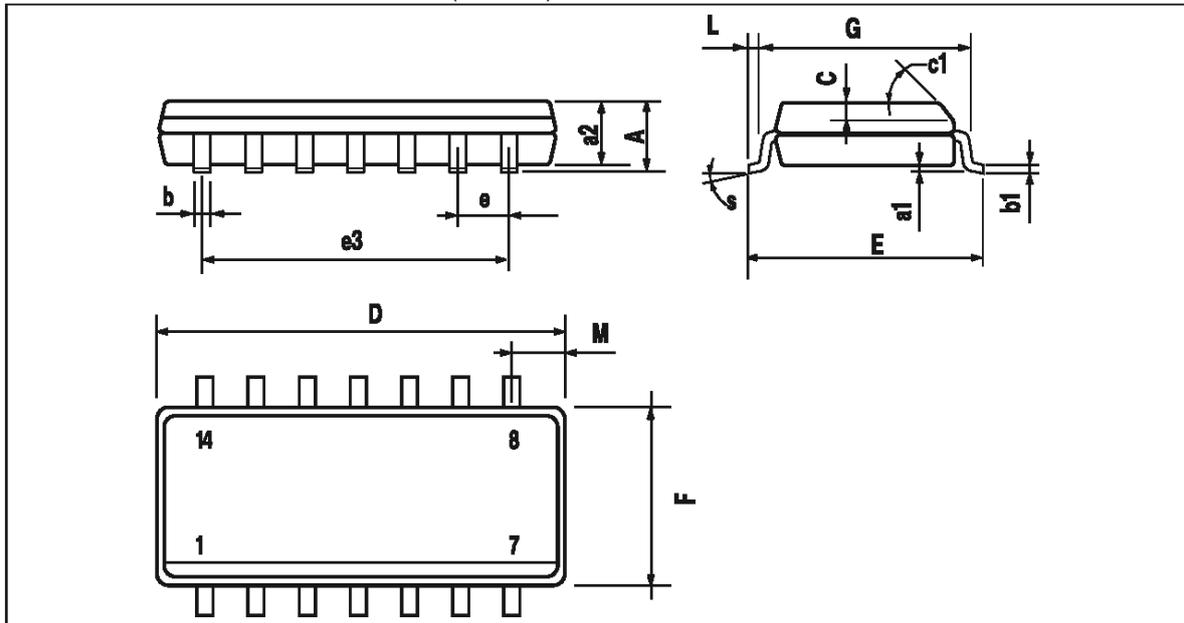
PACKAGE MECHANICAL DATA 14 PINS-PLASTIC DIP



| Dimensions | Millimeters | | | Inches | | |
|------------|-------------|-------|------|--------|-------|-------|
| | Min. | Typ. | Max. | Min. | Typ. | Max. |
| a1 | 0.51 | | | 0.020 | | |
| B | 1.39 | | 1.65 | 0.055 | | 0.065 |
| b | | 0.5 | | | 0.020 | |
| b1 | | 0.25 | | | 0.010 | |
| D | | | 20 | | | 0.787 |
| E | | 8.5 | | | 0.335 | |
| e | | 2.54 | | | 0.100 | |
| e3 | | 15.24 | | | 0.600 | |
| F | | | 7.1 | | | 0.280 |
| i | | | 5.1 | | | 0.201 |
| L | | 3.3 | | | 0.130 | |
| Z | 1.27 | | 2.54 | 0.050 | | 0.100 |

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

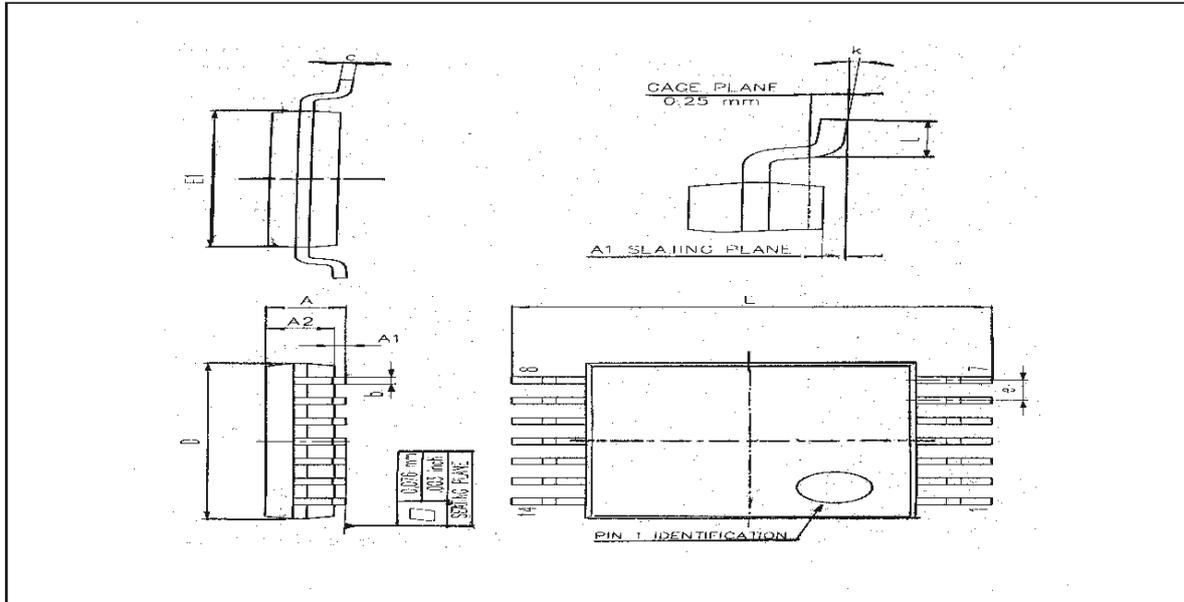
PACKAGE MECHANICAL DATA 14 PINS-PLASTIC MICROPACKAGE (SO)



| Dimensions | Millimeters | | | Inches | | |
|------------|-------------|------|------|--------|-------|-------|
| | Min. | Typ. | Max. | Min. | Typ. | Max. |
| A | | | 1.75 | | | 0.069 |
| a1 | 0.1 | | 0.2 | 0.004 | | 0.008 |
| a2 | | | 1.6 | | | 0.063 |
| b | 0.35 | | 0.46 | 0.014 | | 0.018 |
| b1 | 0.19 | | 0.25 | 0.007 | | 0.010 |
| C | | 0.5 | | | 0.020 | |
| c1 | 45° (typ.) | | | | | |
| D | 8.55 | | 8.75 | 0.336 | | 0.334 |
| E | 5.8 | | 6.2 | 0.228 | | 0.244 |
| e | | 1.27 | | | 0.050 | |
| e3 | | 7.62 | | | 0.300 | |
| F | 3.8 | | 4.0 | 0.150 | | 0.157 |
| G | 4.6 | | 5.3 | 0.181 | | 0.208 |
| L | 0.5 | | 1.27 | 0.020 | | 0.050 |
| M | | | 0.68 | | | 0.027 |
| S | 8° (max.) | | | | | |

Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

PACKAGE MECHANICAL DATA 14 PINS-THIN SHRINK SMALL OUTLINE PACKAGE



| Dim. | Millimeters | | | Inches | | |
|------|-------------|------|------|--------|--------|-------|
| | Min. | Typ. | Max. | Min. | Typ. | Max. |
| A | | | 1.20 | | | 0.05 |
| A1 | 0.05 | | 0.15 | 0.01 | | 0.006 |
| A2 | 0.80 | 1.00 | 1.05 | 0.031 | 0.039 | 0.041 |
| b | 0.19 | | 0.30 | 0.007 | | 0.15 |
| c | 0.09 | | 0.20 | 0.003 | | 0.012 |
| D | 4.90 | 5.00 | 5.10 | 0.192 | 0.196 | 0.20 |
| E | | 6.40 | | | 0.252 | |
| E1 | 4.30 | 4.40 | 4.50 | 0.169 | 0.173 | 0.177 |
| e | | 0.65 | | | 0.025 | |
| k | 0° | | 8° | 0° | | 8° |
| l | 0.50 | 0.60 | 0.75 | 0.09 | 0.0236 | 0.030 |

Information furnished is believed to be accurate and reliable. However, STMicroelectronics assumes no responsibility for the consequences of use of such information nor for any infringement of patents or other rights of third parties which may result from its use. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent right of STMicroelectronics. Specifications mentioned in this publication are subject to change without notice. This publication supersedes and replaces all information previously supplied. STMicroelectronics products are not authorized for use as critical components in life support devices or systems without express written approval of STMicroelectronics.

□ The ST logo is a trademark of STMicroelectronics

□ 1999 STMicroelectronics - Printed in Italy - All Rights Reserved

STMicroelectronics GROUP OF COMPANIES

Australia-Brazil-Canada-China-France-Germany-Italy-Japan-Korea-Malaysia-Malta-Mexico-Morocco
The Netherlands-Singapore-Spain-Sweden-Switzerland-Taiwan-Thailand-United Kingdom-U.S.A.

□ <http://www.st.com>



Conception d'un système pour la détection simultanée des signaux électrocardiogramme et photopléthysmogramme

Résumé :

L'électrocardiogramme (ECG) est une représentation graphique de l'activité électrique de cœur. Il s'agit d'un un outil qui permet d'explorer le fonctionnement du cœur par l'emploi des électrodes externes mises en contact de la peau. Il est très important pour le diagnostic des maladies cardiaques.

La photopléthysmographie (PPG) est une technique d'exploration non invasive basée sur la mesure optique qui permet d'observer les variations de volume sanguin dans un tissu et la mesure en temps réel de la saturation en oxygène et de l'hémoglobine.

Dans le cadre de notre travail, on s'intéresse à la conception d'un système permettant la détection simultanée et la mesure de ces deux grandeurs, mettant en exergue les différentes étapes à suivre dans sa conception, puis sa réalisation. Chacun des circuits d'électrocardiogramme et de photopléthysmogramme sera réalisé séparément, en suite ils seront reliés à la carte Arduino à travers des circuits d'offset

Mots clés : Electrocardiogramme, Photopléthysmogramme, la carte Arduino

Abstract :

The electrocardiogram (ECG) is a graphical representation of the heart's electrical activity. It is a tool that allows you to explore how the heart works by using the external electrodes placed in contact with the skin. It is very important for the diagnosis of heart disease.

Photoplethysmography (PPG) is a non-invasive, optical measurement-based exploration technique that observes changes in blood volume in a tissue and real-time measurement of oxygen saturation and hemoglobin.

As part of our work, we are interested in the design of a system allowing the simultaneous detection and measurement of these two quantities, with the different steps to be followed in its design and its implementation. Each of the electrocardiograph and photoplethysmograph circuits will be made separately, then they will be connected to the Arduino board through offset circuits.

Keywords : Electrocardiogram, Photoplethysmogram, Arduino card

ملخص

مخطط كهربية القلب هو تمثيل رسومي للنشاط الكهربائي للقلب. إنها أداة تتيح لك استكشاف كيفية عمل القلب باستخدام الأقطاب الكهربائية الخارجية الموضوعة على اتصال مع الجلد. إنه مهم جدًا لتشخيص امراض القلب.

التصوير الضوئي هو تقنية استكشاف غير جراحية تعتمد على القياس البصري والتي تراقب التغيرات في حجم الدم في الأنسجة والقياس في الوقت الحقيقي لتشبع الأكسجين والهيموجلوبين.

كجزء من عملنا، نحن مهتمون بتصميم نظام يسمح بالكشف والقياس المتزامنين لهاتين الكميتين، مع إبراز الخطوات المختلفة التي يجب اتباعها في تصميمه ثم تنفيذه. سيتم عمل كل دائرة من دارات مخطط كهربية القلب ودائرة التصوير الضوئي بشكل منفصل ثم يتم توصيلها عن طريق دائرة الاراحة بلوحة Arduino.

كلمات مفتاحية. مخطط كهربية القلب. التصوير الضوئي. لوحة Arduino.