

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de L'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
Université M'Hamed Bougera-Boumerdes



Faculté des sciences de l'ingénieur
Structure génie biomédical et télécommunication
Filière génie électrique
Spécialité – imagerie et appareillage biomédical
Mémoire de fin d'études pour l'obtention du diplôme
Master
En
Imagerie et appareillage biomédical
Soutenu le 06 /07/2017

Développement et réalisation d'un électrocardiographe ECG

Réaliser Par

Mr : AMRI MOHAMED CHAKIB

Devant le jury composé de :

Mr. MERAIHI YACINE

Mr. MESSAOUDI NOURREDDINE

Mr. OMARI Tahar

Président

Examineur

Encadreur

L'année 2016 /2017

Dédicace

*Je dédie ce travail,
À mes très chers parents et Mon frère Reda
et ma sœur Lilia , qui m'ont permit de
devenir ce que je suis aujourd'hui.*

*À ma famille,
À mes amis Islam , Karym , LAMRI , OMAR,
NABIL ,nabila , et MESTAOUI*

Remerciement

Je remercie d'abord DIEU de m'avoir permis de terminer ce travail dans les meilleures conditions et qui a éclairé mon chemin et m'a doué de la connaissance.

Je remercie mon promoteur Dr .OUMARI qui m'a toujours soutenu par son aide et ses précieux conseils.

J'exprime mon remerciement à tous les enseignants de Faculté des sciences de l'ingénieur qui m'ont suivis durant mon cursus universitaire et qui ont su me transmettre leurs savoirs faire.

Enfin, je remercie tous ceux qui ont contribué à l'élaboration de ce travail de près ou de loin et qui méritent d'y trouver leurs noms.

Liste des figures

Chapitre I

Figure I.1 : Schéma général du cœur

Figure I.2: La circulation sanguine

Figure I.3 : L'activité électrique du cœur

Figure I.4 : Les cinq phases du potentiel d'action d'une cellule du muscle myocardique.

Figure I.5 : Étapes de dépolarisation et repolarisation du cœur

Figure I.6 : ondes du signal ECG

Figure I.7 : ECG normal

Figure 1.8 : dérivations bipolaires

Figure I.9 : Dérivations unipolaires

Figure I.10 : la position des électrodes précordiales

Figure I.11 : ECG présentant des dérives de la ligne de base

Figure I.12 : ECG présentant des interférences de 50 Hz

Chapitre II

Figure II.1 : schéma bloc de l'électrocardiogramme

Figure II.2 alimentation stabilisé 5V

Figure II.3 : Convertisseur de tension CMOS ICL7660

Figure II.4 : les électrodes utilisées

Figure II.5 : L'amplificateur d'instrumentation AD622AN.

Figure II.6: circuit d'amplificateur d'instrumentation AD622AN.

Figure II.7 : à gauche, La simulation du filtre RC. A droite, le tracé de Bode du filtre RC

Figure II.8 : à gauche : circuit de simulation. A droite, le tracé de Bode du montage

Figure II.9 : Structure d'un filtre coupe-bande

Figure II.10 : A gauche, circuit de simulation. A gauche, le tracé de Bode

Figure II.11: Amplificateur opérationnel lm741

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

Chapitre III

Figure III.1 : le schéma électrique Du d'ECG.

Figure III.2: Schéma d'implantation des composants

Figure III.3 : Circuit imprimé des composants.

Figure III.4 : sheild d'électrocardiographe ECG pour arduino .

Figure III.5 : Résultat a la sortie de l'AD622AN.

Figure III.6 : Résultat a la sortie du filtre passe haut.

Figure III.7 : Résultat a la sortie du filtre passe bas.

Figure III.8 : Résultat a la sortie du filtre de notch 50Hz.

Figure III.9 : signale ECG du premier patient

Figure III.10 : signale ECG du Deuxièmes patients.

Sommaire

Introduction générale.....	1
-----------------------------------	----------

Chapitre I : généralité sur le système cardiovasculaire et l'électrocardiogramme

I.1 Introduction.....	2
I.2 Système cardiovasculaire.....	2
I.2.1 Anatomie du cœur.....	2
I.2.2 La circulation sanguine.....	3
I.2.3 Cycle cardiaque.....	4
I.2.4 Le réseau de conduction électrique.....	5
I.2.5 Propriétés électro physiologiques des cellules cardiaques.....	6
I.2.5.1 Le potentiel d'action des cellules du myocarde.....	7
I.2.6 La genèse du signal électrique cardiaque.....	8
I.3 L'Electrocardiographie.....	9
I.3.1 Le signal électrocardiogramme (ECG).....	9
I.3.1.1 Les ondes du signal ECG.....	10
I.3.1.2 Les segments et intervalles du signal ECG.....	11
I.3.2 Technique d'électrocardiographie.....	12
I.3.2.1 Définition.....	12
I.3.2.2 Principe.....	12
I.3.2.3 Dérivations électro cardiographiques.....	12
I.3.2.4 Les sources de bruit influant sur l'ECG.....	15
I.4 Conclusion.....	17

Chapitre II : schéma synoptique et principe de fonctionnement

II.1 Introduction.....	18
II.2 Schéma synoptique.....	18

II.3 Etude des différents blocs.....	18
II.3.1 Alimentation.....	18
II.3.2 Les électrodes.....	19
II.3.3 Préamplificateur (Amplificateur d'instrumentation).....	21
II.3.4 Filtrage du signal.....	22
II.3.4.1 Filtre passe-bas.....	22
II.3.4.2 Filtre passe haut.....	23
II.3.4.3 Filtre notch 50 Hz.....	24
II.3.5 Amplification.....	25
II.4 Fonctionnement.....	26
II.5 Conclusion.....	27

Chapitre III : Développements, Réalisation et Visualisation des Résultats

III.1 Introduction.....	28
III.2 Schéma Electrique.....	28
III.3 Schéma d'implantations des composants et circuits imprimés.....	29
III.4 Tests de fonctionnement des différents étages du circuit.....	31
III.4.1 Tester l'étage d'amplificateur d'instrumentation.....	31
III.4.2 Tester le premier filtre (filtre passe haut)	32
III.4.3 Tester le deuxième filtre (filtre passe bas).....	32
III.4.4 Tester le troisième filtre (filtre de notch 50Hz)	33
III.5 Teste du shield sur des différents patients.....	33
III.5.1 Premier patient.....	33
III.5.2 Deuxièmes patients.....	34
III.6 conclusion.....	35

Conclusion générale.....	36
---------------------------------	-----------

Bibliographie

Introduction générale :

L'étude du signal électrocardiogramme ECG est un moyen essentiel pour faire le diagnostic de plusieurs maladies d'origine cardio-vasculaire. L'ECG est une représentation graphique du potentiel électrique qui commande l'activité musculaire du cœur. Ce potentiel est recueilli par des électrodes placées à la surface de la peau, qui mesure la différence de potentiel présent au deux endroit différent du Corps.

L'électrocardiogramme (ECG) regroupe trois paramètres importants qui caractérisent l'activité cardiaque et qui sont : l'onde P, le complexe QRS, l'onde T.

Parmi les ondes caractéristiques du signal ECG ; le complexe QRS. Ce complexe représente le phénomène de dépolarisation des ventricules cardiaques. Une classification battement par battement de ce complexe QRS est très importante dans le diagnostic des cas pathologiques cardiaques.

Cependant une telle classification n'est possible que par une bonne détection du complexe QRS. Donc, le but de ce projet est de réaliser un circuit électronique capable de détecter le signal électrocardiogramme. Ainsi notre travail est divisé en trois parties:

En Chapitre 1, une description générale du système cardio-vasculaire sera faite. Un intérêt particulier sera porté à l'étude du signal électrocardiogramme et sa genèse. Aussi les différentes approches utilisées pour sa détection, particulièrement les différentes dérivations, seront décrites et illustrées.

Dans le deuxième chapitre, On s'intéresse à la description des différents étages électroniques permettant la réalisation d'un circuit électronique qui permet de détecter l'activité cardiaque.

Aussi, dans le chapitre 3, une description détaillée de notre projet à réaliser est faite. Dans le but de réaliser notre électrocardiographe, on mettra en exergue les différents principes électroniques pratiques.+

Enfin, les résultats trouvés sur l'électrocardiographe sont présentés.

I.1 Introduction :

Dans ce chapitre, une description générale du système cardiovasculaire sera présentée. Ensuite, nous allons étudier en détail le signal ECG avec ces différentes ondes. Aussi, la technique d'électrocardiographie ainsi que les différentes dérivations permettant le recueil du signal ECG sera étudié. La dernière partie de ce chapitre concernera les différentes sources de bruit influant sur le signal ECG.

I.2 Système cardiovasculaire :

Le système cardio-vasculaire appelé aussi système circulatoire assure la circulation du sang d'une manière continue dans l'organisme. Ainsi, Il permet d'alimenter les tissus cellulaires en oxygène et en nutriments et d'évacuer les déchets vers les reins et le dioxyde de carbone vers les poumons. Ce système est composé d'un organe pompe, le cœur, un réseau continu et fermé de conduits qui permettent le transport du sang, et d'un système vasculaire (les veines et les artères).

I.2.1 Anatomie du cœur :

Le cœur est un organe creux et musculaire comparable à une pompe, qui assure la circulation du sang dans les veines et les artères. Sa forme est similaire à un cône inversé (sa base vers le haut et à droite et son apex en bas et à gauche).

Le cœur se situe dans le médiastin, c'est la partie médiane de la cage thoracique délimitée par les deux poumons, le sternum et la colonne vertébrale. Il se trouve un peu à gauche du centre du thorax. Le cœur pèse environ 300 grammes chez l'homme adulte, 250 grammes chez la femme. Il est capable de propulser, au repos, 4 à 5 litres de sang par minute.

Le cœur est considéré comme une pompe musculaire subdivisée en quatre cavités : deux oreillettes et deux ventricules (Figure I.1), permettant de propulser le sang vers toutes les cellules du corps humain. Les paires oreillette-ventricule droite et gauche constituent respectivement les cœurs droit et gauche [1].

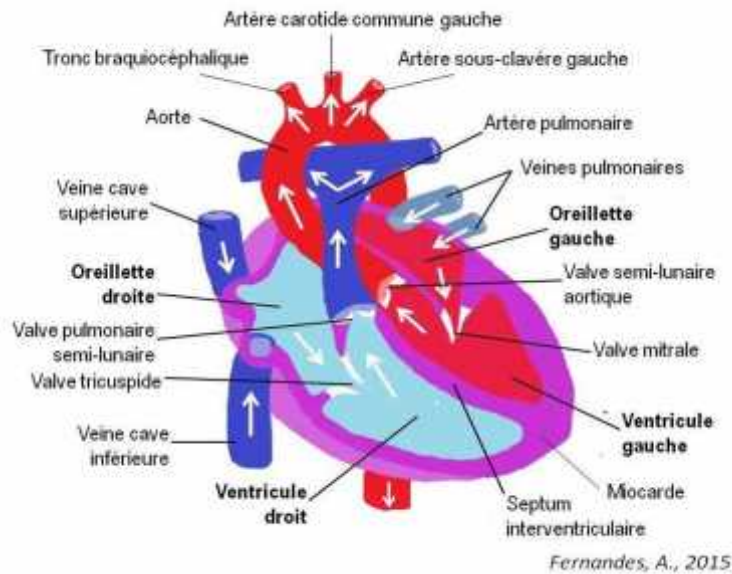


Figure I.1 : Schéma général du cœur

I.2.2 La circulation sanguine :

L'oreillette droite récupère le sang pauvre en oxygène des veines caves supérieure et inférieure, et le propulse après contraction vers le ventricule droit. Cette phase est la systole auriculaire. Cette phase systolique est suivie d'une autre diastolique, permettant d'envoyer le sang dans les poumons à travers les artères pulmonaires. Le dioxyde de carbone véhiculé par ce sang sera évacué par les poumons vers l'extérieur du corps, et par la suite sera rechargé en oxygène. Le sang revient ensuite au cœur dans l'oreillette gauche, puis passe dans le ventricule gauche là où il est envoyé vers les organes dans le réseau artériel à travers l'aorte.

L'ensemble de ces étapes forme la circulation sanguine illustrée sur la figure I.2 [2].

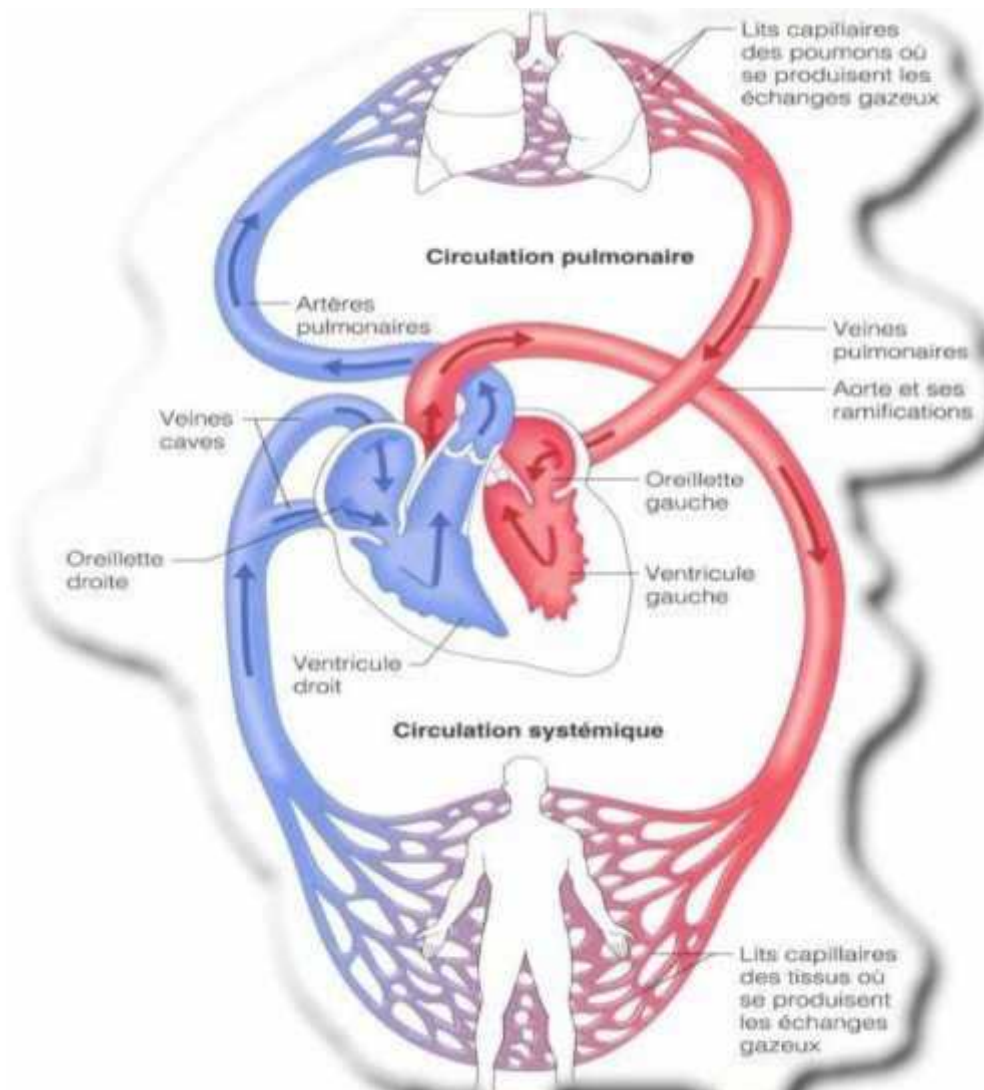


Figure I.2: La circulation sanguine

I.2.3 Cycle cardiaque :

Chaque battement du cœur entraîne une séquence d'événements mécaniques et électriques collectivement appelés cycle cardiaque. Celui-ci consiste en trois étapes majeures : la systole auriculaire, la systole ventriculaire et la diastole.

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

La systole ventriculaire implique la contraction des ventricules expulsant le sang vers le système circulatoire. Une fois le sang expulsé, les deux valvules, pulmonaires à droite et aortique à gauche se ferment [3].

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

Les phases de contraction harmonieuses des oreillettes et des ventricules sont commandées par la propagation d'une impulsion électrique. Lorsque la fréquence cardiaque change, la diastole est raccourcie ou rallongée tandis que la durée de la systole reste relativement stable [3].

I.2.4 Le réseau de conduction électrique :

Le cœur comprend un système de conduction électrique automatique qui assure chacun de ses battements.

La contraction du muscle cardiaque est régie par une impulsion électrique qui prend sa naissance dans le nœud sinusal (ou de Keith et Flack) situé au niveau de la veine cave supérieure, dans l'oreillette droite comme illustré dans la figure 1.2 Ce nœud est constitué d'un ensemble de cellules auto-excitables qui génère un courant de dépolarisation 60 à 100 fois par minute. Ce nœud est considéré comme le "pacemaker" du cycle cardiaque.

Cette excitation électrique se propage dans les deux oreillettes induisant la systole auriculaire et arrive au nœud auriculo-ventriculaire (ou d'Achoff-Tawara) seul point de passage entre les oreillettes et les ventricules situé dans le septum inter ventriculaire (figure 1.2).

A ce niveau, l'excitation électrique marque une courte pause avant de passer au faisceau de His et par suite au réseau de Purkinje induisant la systole ventriculaire. Cette pause est très importante pour permettre une stimulation retardée par rapport aux oreillettes ce qui permet aux ventricules d'être complètement remplis au moment de la contraction auriculaire (illustré dans la figure I.3). Ce système électrique explique la régularité du rythme cardiaque et assure la coordination des contractions auriculo-ventriculaires [3].

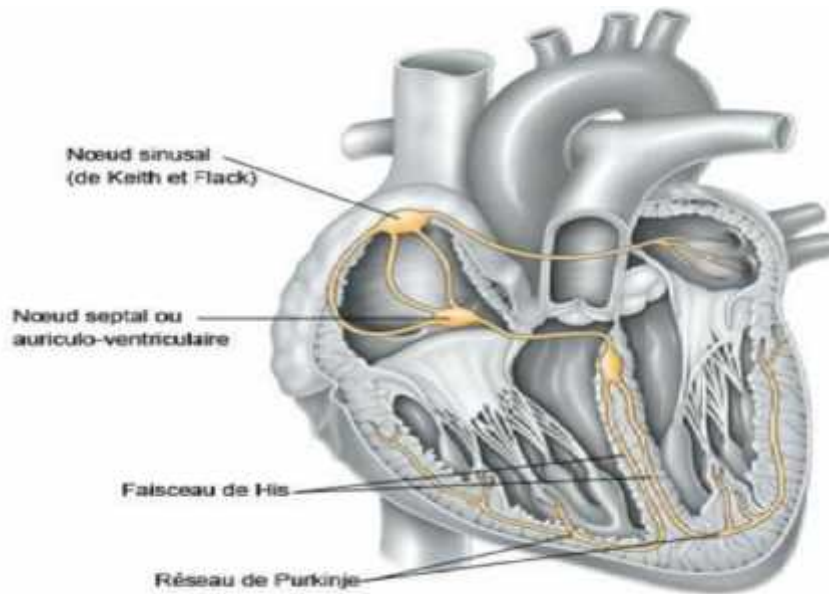


Figure I.3 : L'activité électrique du cœur

I.2.5 Propriétés électro physiologiques des cellules cardiaques :

Les cellules cardiaques sont entourées d'une membrane qui permet le passage de différents ions, ce qui engendre des différences de concentration de part et d'autre de cette membrane cellulaire [4].

sodium (Na^+) est 10 fois plus concentré à l'extérieur qu'à l'intérieur de la membrane, par contre la concentration intracellulaire de potassium (K^+) est 30 fois supérieure qu'à l'extérieur de la cellule et enfin le calcium (Ca^{++}) est très concentré à l'extérieur par rapport à l'intérieur.

Les différences de concentration de ces particules chargées électriquement aboutissent à des différences de potentiel entre l'intérieur et l'extérieur de la membrane cellulaire.

Au repos, l'intérieur de la cellule est chargé négativement avec une différence de potentiel de -90mV ce qui est connu par le potentiel de repos. Lorsque la cellule est excitée par un stimulus électrique, mécanique ou chimique, des modifications transitoires de la membrane vont aboutir à une entrée brutale de sodium, suivie d'une entrée de calcium et d'une sortie de potassium. La différence de potentiel passe alors de -90mV à environ $+20\text{mV}$. C'est le potentiel d'action [4].

I.2.5.1 Le potentiel d'action des cellules du myocarde :

Lors de la contraction des cellules cardiaques, des échanges ioniques se déroulent et définissent ainsi le potentiel d'action, présenté sur la figure 1.3, qui comprend 5 phases successives :

La phase 0 ou dépolarisation rapide : après une excitation électrique au-dessus du seuil d'activation de la cellule, un flux rapide d'ions Na^+ rentre dans la cellule et inverse rapidement la polarité de la cellule.

La phase 1 ou début de repolarisation : elle est caractérisée par une repolarisation rapide et de courte durée, due à l'inactivation des canaux Na^+ et au flux sortant d'ions de potassium K^+ .

La phase 2 ou plateau : elle correspond à la phase de repolarisation lente. Elle est due à l'entrée lente des ions Ca^{++} dans la cellule qui atténue l'influence des canaux K^+ continuant à sortir, ralentissant ainsi la phase de repolarisation.

La phase 3 ou repolarisation : elle correspond à la phase de repolarisation finale, et se caractérise par la fermeture de canaux ioniques spécifiques qui ramène la cellule au potentiel de repos original. Durant cette phase, les ions K^+ sont toujours sortants tandis que le potentiel de la cellule tend vers son seuil de repos.

La phase 4 : elle correspond au potentiel de repos, où la cellule est plus facilement excitable. [4]

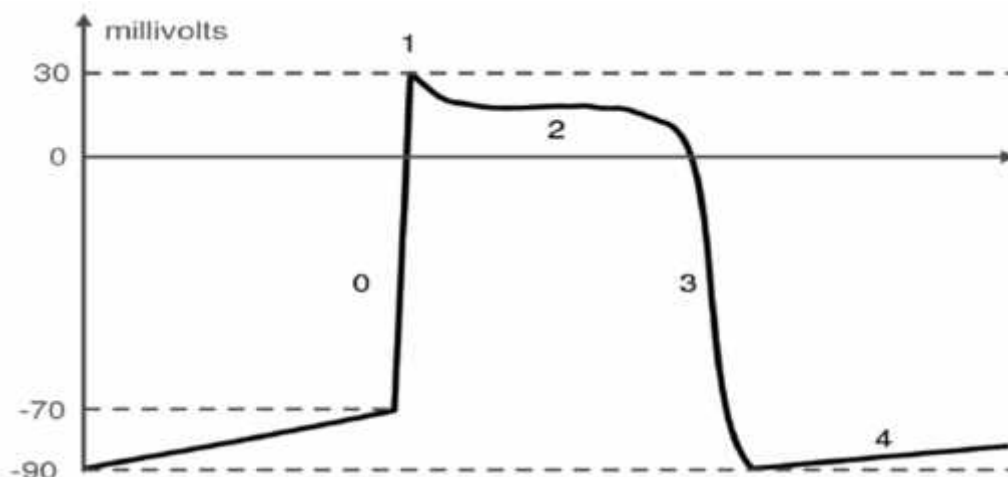


Figure I.4 : Les cinq phases du potentiel d'action d'une cellule du muscle myocardique. [4]

I.2.6 La genèse du signal électrique cardiaque :

Comme pour tous les muscles du corps, la contraction du myocarde est provoquée par la propagation d'une impulsion électrique le long des fibres musculaires cardiaques induite par la dépolarisation des cellules musculaires.

Dans le cœur, la dépolarisation prend normalement naissance dans le haut de l'oreillette droite (le nœud sinusal), et se propage ensuite dans les oreillettes, induisant la systole auriculaire (Figure I.5) qui est suivie d'une diastole (décontraction du muscle).

L'impulsion électrique arrive alors au nœud auriculo-ventriculaire (AV). Là, l'impulsion électrique subit une courte pause permettant au sang de pénétrer dans les ventricules. Elle emprunte alors le faisceau de His, qui est composé de deux branches principales allant chacune dans un ventricule.

Les fibres constituant ce faisceau, complétées par les fibres de Purkinje, grâce à leur conduction rapide, propagent l'impulsion électrique en plusieurs points des ventricules, et permettent ainsi une dépolarisation quasi instantanée de l'ensemble du muscle ventriculaire, malgré sa taille importante. Ce qui assure une efficacité optimale dans la propulsion du sang ; cette contraction constitue la phase de systole ventriculaire. Puis suit la diastole ventriculaire (décontraction du muscle) ; les fibres musculaires se repolarisent et reviennent ainsi à leur état initial [5].

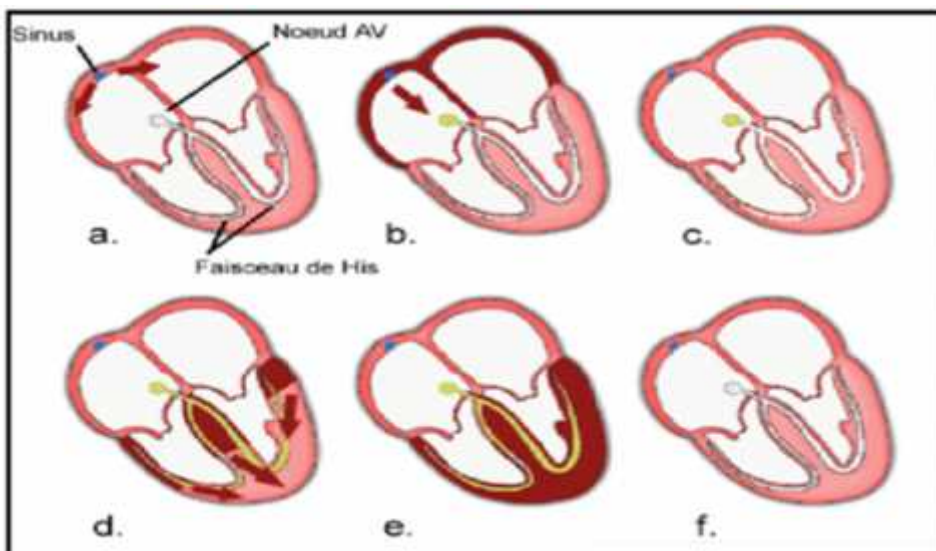


Figure I.5 : Étapes de dépolarisation et repolarisation du cœur

Le cycle du battement cardiaque est alors terminé et le cœur est prêt pour un nouveau battement [5].

I.3 L'Electrocardiographie [5]:

I.3.1 Le signal électrocardiogramme (ECG) :

Le signal électrocardiogramme ECG est l'enregistrement de l'activité électrique du cœur. Ce signal électro physiologique est sous forme d'une série d'ondes électriques, aux formes et durées particulières, qui se répètent à chaque cycle cardiaque. En réalité, ces ondes traduisent les différents phénomènes mécaniques et électriques relatifs au parcours du potentiel d'action et dont les étapes sont successives comme illustré dans la figure I.6 [5].

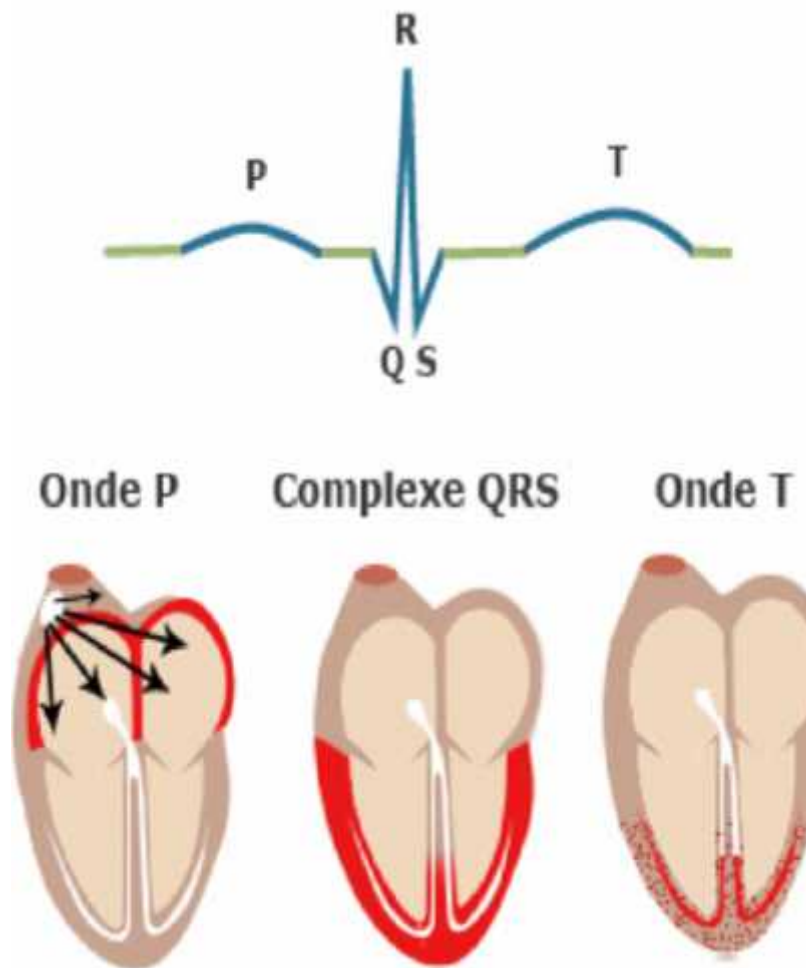


Figure I.6 : ondes du signal ECG

I.3.1.1 Les ondes du signal ECG :

La figure I.7 présente la morphologie du signal ECG normal sur un cycle cardiaque.

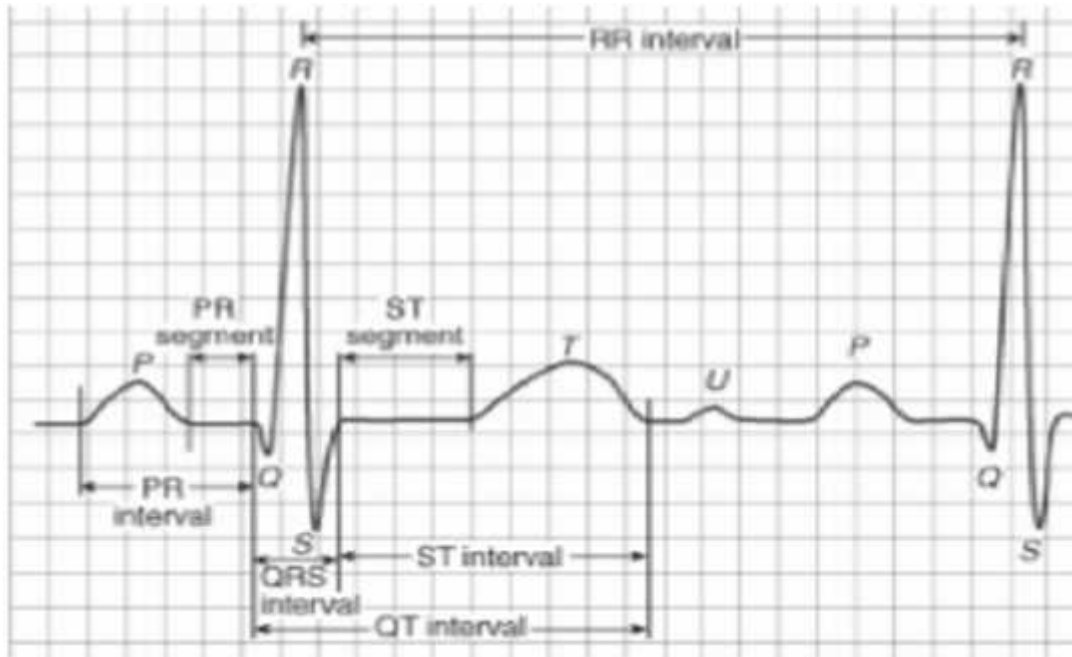


Figure I.7 : ECG normal

Sur le signal électrocardiogramme ECG, le processus de contraction et de décontraction du myocarde se présentent comme une séquence de déflexions positives et négatives superposées à une ligne de potentiel zéro (ligne de base) qui correspond à l'absence des phénomènes cardiaques comme illustré dans la figure 1.6. Par convention, on attribue aux ondes principales de l'ECG les lettres P, Q, R, S, T :

L'onde P : C'est la première onde détectable. Elle apparaît quand l'impulsion électrique se propage à partir du nœud sinusal pour dépolariser les oreillettes (voir Figure I.6). Sa masse musculaire relativement faible entraîne une variation de potentiel faible (moins de 0.25 mv).

La progression de l'onde de dépolarisation dans les oreillettes est beaucoup plus lente que dans les ventricules. Par conséquent, la région des oreillettes autour du nœud sinusal est dépolarisée très en avance par rapport aux régions plus éloignées.

Puis, l'onde de repolarisation est produite à l'inverse de l'onde de dépolarisation P. Normalement, l'onde de repolarisation des oreillettes apparaît au moment où le complexe QRS est produit. Comme ce complexe est beaucoup plus intense que le premier, l'onde de repolarisation est cachée.

Le complexe QRS : C'est un ensemble de déflexions positives et négatives qui correspondent à la contraction des ventricules. Pour un cas normal, il a une durée inférieure à 0.12 seconde et son amplitude variable est comprise entre 5 et 20 mV. Il est constitué de trois ondes :

L'onde Q : première déflexion négative

L'onde R : première déflexion positive

L'onde S : déflexion négative qui suit l'onde R

Sa forme est variable selon les dérivations utilisées (emplacement des électrodes) ou une arythmie donnée.

L'onde T : Elle correspond à la repolarisation ventriculaire. Elle est normalement de faible amplitude et ne témoigne d'aucun événement électrique. Cette onde succède au complexe QRS après retour à la ligne isoélectrique.

En général, un tracé d'un électrocardiogramme normal se présente comme illustré dans la figure.1.6. La caractérisation d'un ECG concerne les durées, les amplitudes et la morphologie des ondes P, QRS et T, ainsi que d'autres paramètres temporels qui sont les segments PR et ST, et les intervalles PR, QT et ST [5].

I.3.1.2 Les segments et intervalles du signal ECG :

En plus des différentes ondes qui sont les paramètres de base pour une bonne caractérisation d'un signal ECG, il existe un certain nombre d'intervalles et de segments qui portent des informations très utiles sur la vitesse de conduction de l'impulsion électrique dans les différentes parties du cœur. Les intervalles et les segments les plus importants sont:

Intervalle RR : L'intervalle RR correspond au délai entre deux dépolarisations des ventricules. C'est cet intervalle qui permet de calculer la fréquence cardiaque.

Segment PR : (pause du nœud AV) Le segment PR correspond au délai entre la fin de la dépolarisation des oreillettes et le début de celle des ventricules. C'est le temps pendant lequel l'onde de dépolarisation est bloquée au niveau du nœud AV.

Intervalle PR : (durée de conduction auriculo-ventriculaire) L'intervalle PR correspond à la durée de propagation de l'onde de dépolarisation du nœud sinusal jusqu'aux cellules myocardiques ventriculaires.

Intervalle QT : (durée de systole ventriculaire) Cet intervalle correspond au temps de systole ventriculaire, qui va du début de l'excitation des ventricules jusqu'à la fin de leur relaxation.

Segment ST : (durée de stimulation complète des ventricules) Le segment ST correspond à la phase pendant laquelle les cellules ventriculaires sont toutes dépolarisées, le segment est alors isoélectrique [5].

I.3.2 Technique d'électrocardiographie :

I.3.2.1 Définition :

L'électrocardiographie est une technique relativement peu coûteuse permettant, à l'aide d'un simple examen et sans danger, de surveiller le bon fonctionnement de l'appareil cardiovasculaire.

I.3.2.2 Principe :

Le corps humain est considéré électriquement comme un conducteur. Par conséquent, les potentiels d'actions générés au niveau des fibres cardiaques lors de l'activité mécanique cardiaque peuvent être recueillis par des électrodes métalliques placées sur la surface de la peau. L'enregistrement graphique de cette activité électrique du cœur est appelé signal électrocardiogramme ECG. Les positions des électrodes utilisées pour le recueil du signal ECG sont connues par dérivations électro cardiographiques. L'ECG standard est enregistré sur 12 dérivations (six dérivations périphériques et six précordiales).

I.3.2.3 Dérivations électro cardiographiques :

En électrocardiographie, la dérivation se définit par deux points d'observation de l'activité électrique du cœur à partir desquels on mesure une différence de potentiel électrique. Généralement les appareils électro cardiographiques peuvent enregistrer plusieurs différences de potentiels en même temps selon l'emplacement et le nombre d'électrodes réparties sur le corps. Chaque mesure de ces potentiels correspond alors à une dérivation de l'ECG. L'emplacement de ces électrodes est choisi de manière à explorer la quasi-totalité du champ électrique cardiaque résultant de la contraction du myocarde.

I.3.2.3.1 Les dérivations périphériques :

Les dérivations périphériques (ou dérivations des membres) permettent d'étudier l'activité électrique du cœur sur le plan frontal. Elles sont obtenues au moyen de 4 électrodes appliquées au bras droit, au bras gauche, à la jambe gauche, et l'électrode de la jambe droite étant une électrode neutre destinée à éliminer les parasites électriques. Elles ont été déterminées par Einthoven en 1912 (Les dérivations périphériques bipolaires) et complétées par Goldberger en 1942 (Les dérivations périphériques unipolaires).

A) Les dérivations périphériques bipolaires :

Les dérivations bipolaires (DI, DII, DIII) ont été déterminées par Einthoven [Ein'1912] au début du vingtième siècle et restent encore utilisées aujourd'hui. Ces dérivations utilisent trois électrodes placées sur le sujet. Les électrodes sont placées sur les bras droit et gauche et sur la jambe gauche pour former un triangle (triangle d'Einthoven). Ces dérivations sont dites bipolaires parce qu'elles mesurent une différence de potentiel entre deux électrodes. Chaque côté du triangle formé par les trois électrodes représente une dérivation en utilisant une paire d'électrodes différente pour chacune des dérivations (voir figure I.8). Les trois dérivations sont :

- DI (dérivation I) avec $DI = VL - VR$
- DII (dérivation II) avec $DII = VF - VR$
- DIII (dérivation III) avec $DIII = VF - VL$

Avec :

VL : le potentiel sur le bras gauche

VR : le potentiel sur le bras droit

VF : le potentiel sur la jambe gauche

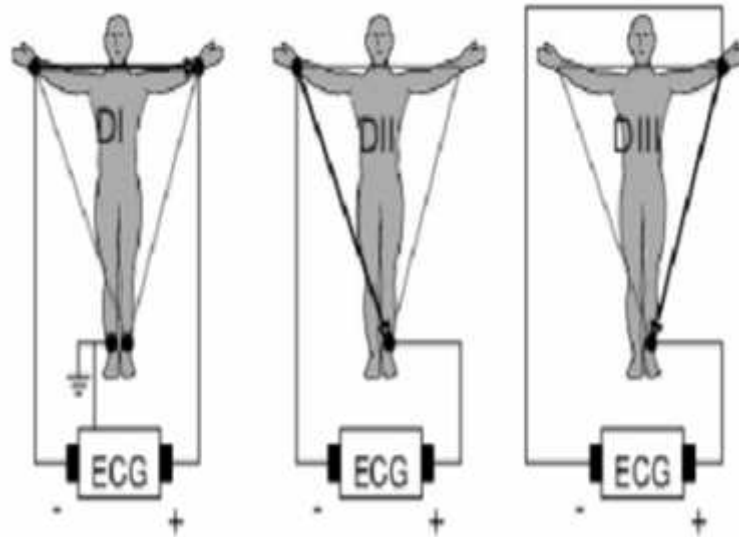


Figure 1.8 : dérivations bipolaires

B) Les dérivations périphériques unipolaires :

Les dérivations unipolaires ont été introduites par Wilson (Figure I.9). Dans son système, les dérivations sont obtenues entre une électrode exploratrice placée au sommet du triangle d'Einthoven et une borne centrale (électrode neutre ou indifférente, dont le potentiel est la moyenne des potentiels des trois sommets du triangle d'Einthoven).

Cela a donné les dérivations unipolaires VL VR et VF. Plus tard, Goldberg [Gol'42] a modifié le système des dérivations de Wilson pour obtenir trois dérivations unipolaires augmentées, appelées aVL, aVR et aVF (illustré dans la figure 1.8).

La lettre a (en Anglais : augmented) désigne le fait que les nouvelles dérivations amplifient les variations de potentiel des dérivations de Wilson par un facteur de 1,5.

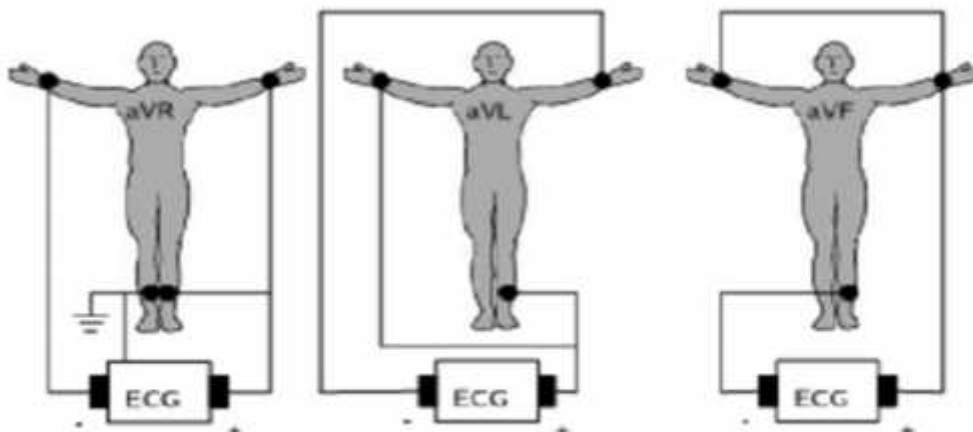


Figure I.9 : Dérivations unipolaires

I.3.2.3.2 Les dérivations précordiales :

Pour mesurer les potentiels proches du cœur, Wilson a introduit les dérivations du plan horizontal V1, V2, V3, V4, V5, et V6. Ces six dérivations sont localisées dans le côté gauche du thorax comme illustré dans la figure I.10.

Les potentiels sont enregistrés à partir d'une électrode exploratrice (pôle positif) placée sur le thorax et l'électrode de référence (pôle négatif) connectée à la borne centrale de Wilson. Ce sont des dérivations rapprochées car l'électrode exploratrice est placée à faible distance des parois du ventricule droit et gauche.

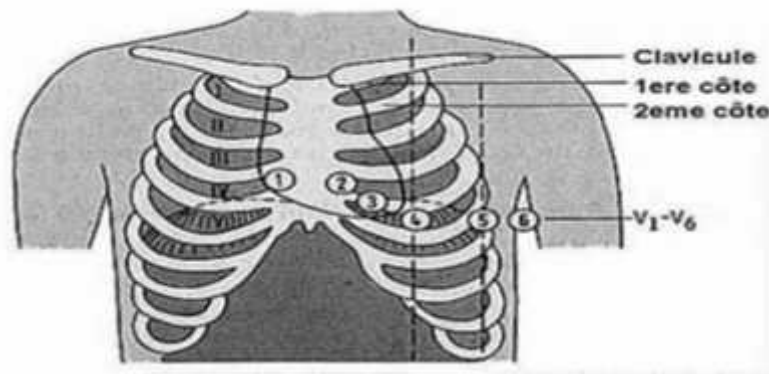


Figure I.10 : la position des électrodes précordiales

Ces dérivations sont positionnées comme suit :

- 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 [7].

I.3.2.4 Les sources de bruit influant sur l'ECG :

L'acquisition de l'ECG, comme tous les processus d'acquisition, peut être très largement perturbée par le bruit extérieur. On entendra par «bruit extérieur» tout signal qui ne porte pas des informations sur l'activité cardiaque. Ainsi, ces bruits peuvent dans une certaine mesure altérer

potentiellement l'information clinique cardiaque. Donc, il est important de connaître les principaux bruits susceptibles d'altérer le signal ECG.

I.3.2.4.1 Types de bruit :

Les perturbations relatives à l'acquisition des ECG peuvent être de différentes natures. Elles peuvent être d'origine physiologique (peau, muscle, respiration...), Ou environnementale (courant de secteur, perturbations électromagnétiques, placement de l'électrode).

Parmi ces bruits, les plus courants sont :

A) La dérive de la ligne de base :

On appelle ligne de base de l'ECG la ligne isoélectrique du cœur. Elle correspond au tracé de l'électrocardiogramme d'un cœur sans aucune activité électrique. Voir figure I.11.

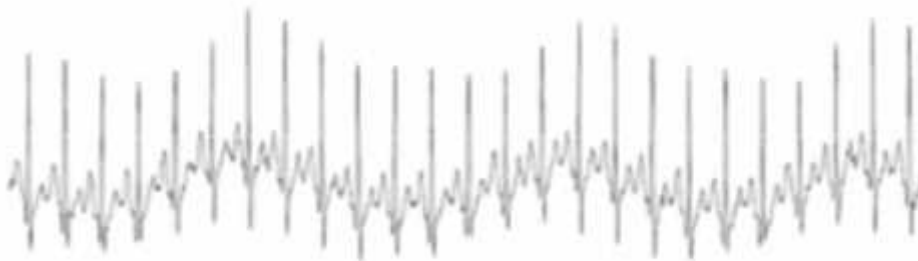


Figure I.11 : ECG présentant des dérives de la ligne de base

Ce type de perturbation appartient au type des perturbations physiologiques (activité pulmonaire).

Les composantes fréquentielles de la dérive de la ligne de base sont habituellement inférieures à 0,5 Hz et limitées à 2 Hz. A l'effort, l'amplitude de mouvement respiratoire occupe la bande spectrale de cette perturbation.

B) Interférences de 50 Hz :

Les sources principales de ces interférences proviennent classiquement du réseau de distribution électrique (50Hz) et des rayonnements électromagnétiques qui en résultent.

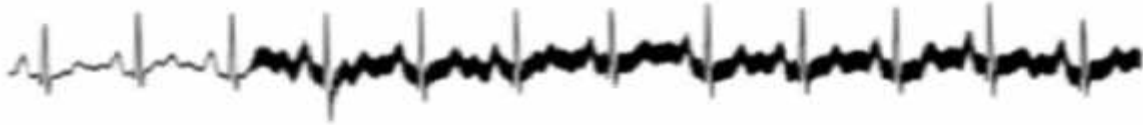


Figure I.12 : ECG présentant des interférences de 50 Hz

Ce type de perturbation est très difficilement évitable malgré un blindage des câbles reliés aux électrodes. Ce type de bruit peut rendre l'analyse des ECG très difficile (figure I.12), en particulier lorsqu'il s'agit de déterminer le début et la fin des ondes.

I.4 Conclusion :

Dans ce chapitre, on a décrit le fonctionnement général du système cardiovasculaire, ainsi que la genèse du signal électrocardiogramme. De même, une présentation des différentes dérivations qui permettent de détecter le signal ECG est donnée.

Enfin, la description des différentes sources qui influent sur le signal ECG était présentée.

II.1 Introduction :

Le signal ECG recueilli par les électrodes, nécessite un circuit électronique pour sa mise en forme. Différents circuits peuvent être utilisés pour détecter, mettre en forme et traiter le signal ECG, l'ensemble de ces circuits constitue un électrocardiogramme.

II.2 Schéma synoptique :

La chaîne d'acquisition et de traitement choisie pour notre signal est constituée de plusieurs étages indispensables pour la mise en forme du tracé de l'ECG. Le schéma bloc choisi dans la détection du signal ECG est représenté dans la figure II.1 suivante [6] :

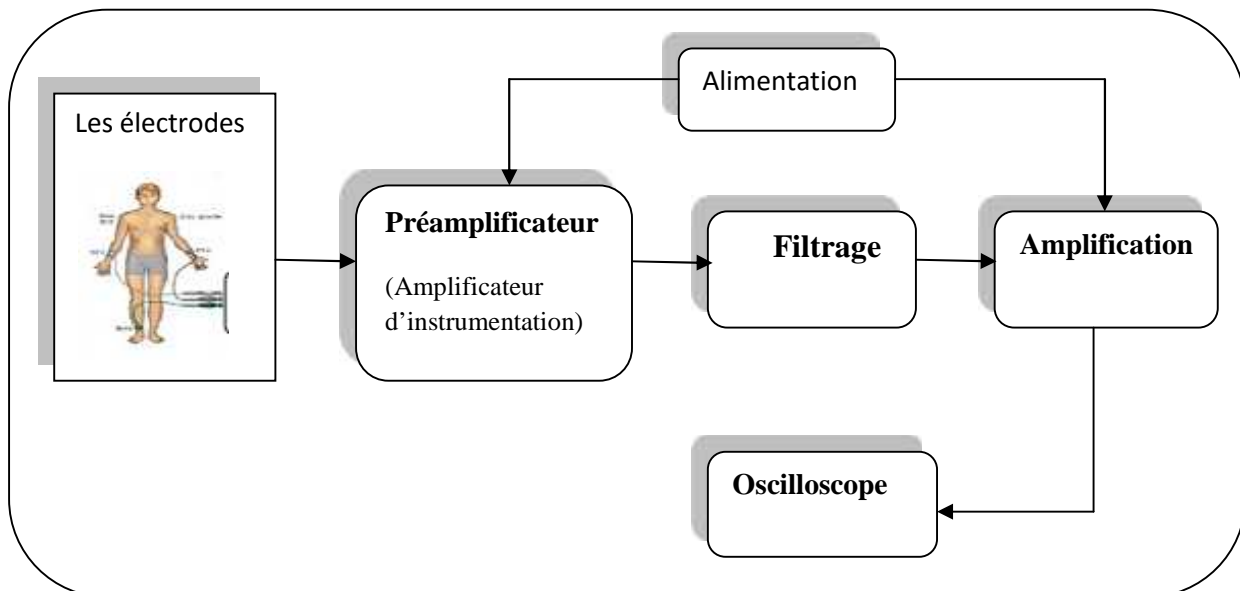


Figure II.1 : schéma bloc de l'électrocardiogramme.

II.3 Etude des différents blocs :

Nous allons décrire et étudier les différents blocs qui composent notre électrocardiogramme.

II.3.1 Alimentation :

Les composants ont été choisis de façon à ce qu'ils s'alimentent par la même tension. A cet effet, Deux alimentations de 5V et -5V ont été réalisées.

A) Alimentation 5V :

J'ai utilisé une alimentation stabilisé 5V de faible puissance, Le circuit est illustré sur la Figure II.2 ci-dessous :

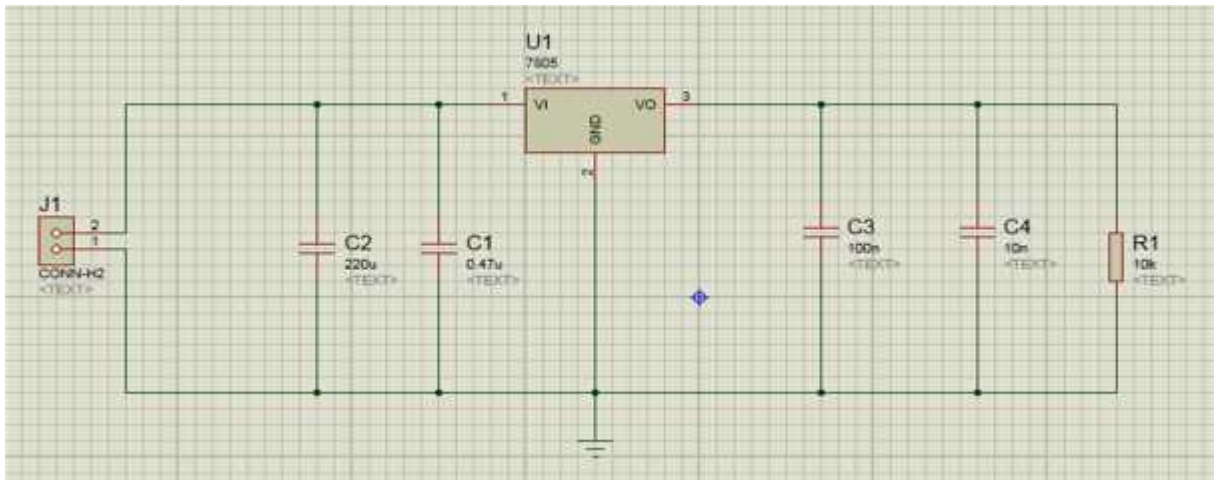


Figure II.2 alimentation stabilisé 5V

➤ Composant utilisé :

- Batterie 9V.
- Condensateur (220 uF , 0.47 uF , 100 nF, 10 nF) pour le filtrage .
- Régulateur 5V (référence 7805)
- Résistance 10k .

B) Alimentation -5V :

Pour obtenir une tension -5V j'ai utilisé un convertisseur de tension CMOS ICI 7660 , L'ICL7660 effectue des conversions de tension d'alimentation de négatif pour une gamme de saisie de + 1.5V à + 10.0V résultant en des tensions de sortie complémentaires de -1,5 V à -10,0 V [A].

Ce composant nécessite seulement 2 condensateurs externes pour fonctionner et cela selon le schéma ci-dessous :

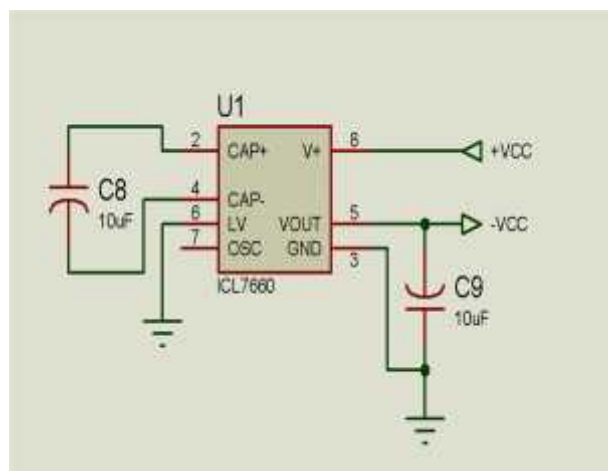


Figure II.3 : Convertisseur de tension CMOS ICL7660

II.3.2 Les électrodes :

Les capteurs utilisés pour l'acquisition de signal ECG sont des électrodes de mesure qui sont placées directement sur la peau (Figure II.4).

La plaque d'argent de l'électrode est couverte d'une couche de chlorure d'argent.

Avant de placer les électrodes sur la peau, nous diffusons un électrolyte sur l'épiderme pour assurer une bonne conduction [7].

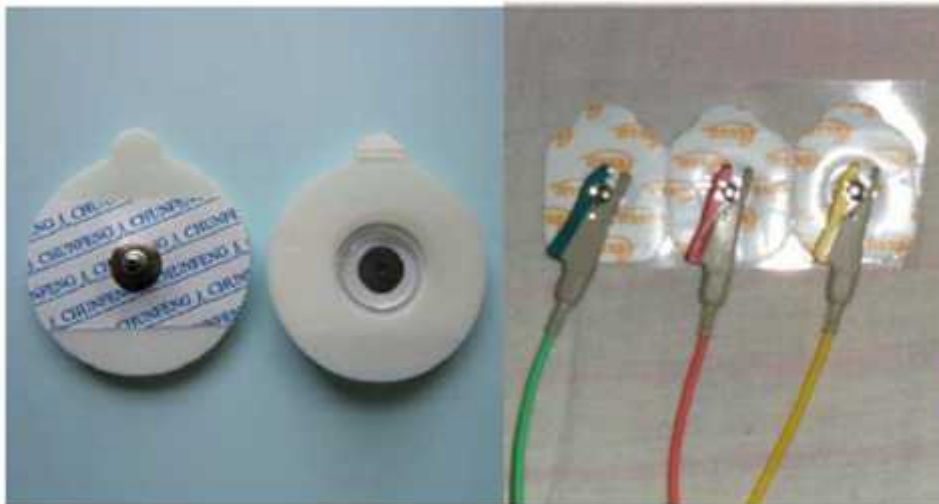


Figure II.4 : les électrodes utilisées

Ces électrodes sont caractérisées par :

- Une aptitude à capter les basses amplitudes situées dans la gamme de 0,05mV à 10mV.
- Une impédance d'entrée très élevée.
- Un courant d'entrée très bas, inférieur à 1 mA.
- Avant de placer les électrodes sur la peau, nous diffusons un électrolyte sur l'épiderme pour assurer une bonne conduction.

Dans cette réalisation, seulement les dérivations standards d'Einthoven (I, II et III) seront utilisées. Dans ces dérivations deux électrodes doivent être placées sur les bras gauche et droit, de plus d'une troisième électrode (électrode de référence) placée sur la jambe gauche.

II.3.3 Préamplificateur (Amplificateur d'instrumentation) :

L'amplitude du signal issu des électrodes est très faible, un amplificateur est alors nécessaire. Dans ce cadre notre choix s'est porté sur l'AD622AN (Figure II.5) [B],

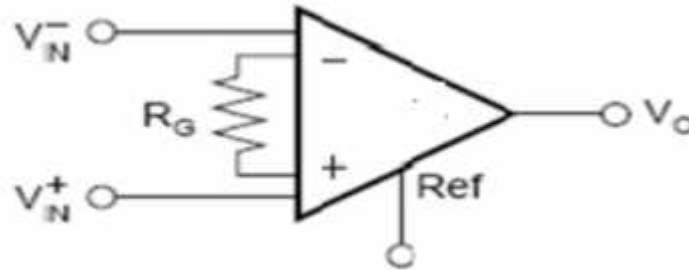


Figure II.5 : L'amplificateur d'instrumentation AD622AN.

L'AD622AN est un amplificateur d'instrumentation de grande précision, comportant une impédance d'entrée très grande et un taux de réjection en mode commun important, ce qui implique une réduction de bruit à l'entrée [11].

L'amplitude du signal à la sortie du capteur se situe entre 1mV et 3 mV, dans ce cas la résistance R_g est égale à 100 Ω , ce qui correspond à un gain en tension G de 500.

$$G = \frac{1 + 50.5 \text{ K}\Omega}{R}$$

L'amplificateur AD622AN est composé de trois amplificateurs opérationnels. La souplesse de ce composant et sa petite taille le rendent idéal pour des applications larges et étendues.

Le circuit réalisé avec le logiciel proteus issis est représentée sur la figure II.6 ci-dessus :

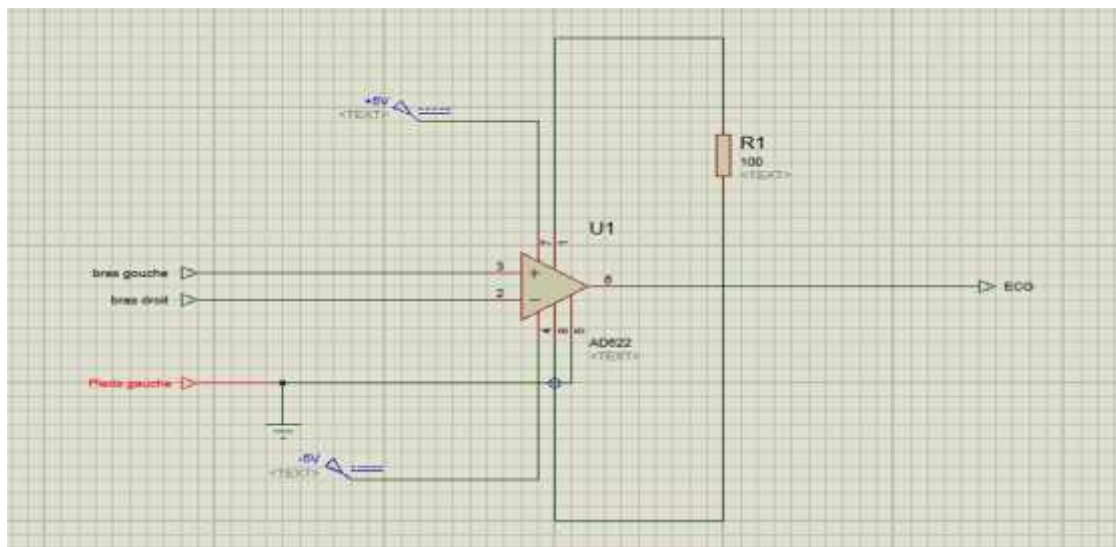


Figure II.6: circuit d'amplificateur d'instrumentation AD622AN.

II.3.4 Filtrage du signal :

Ce bloc supprime le bruit indésirable. Les deux approches à cet effet se font soit par l'utilisation de circuits analogiques, soit par le traitement du signal numérique. La faible nature du signal ECG et le grand bruit qui l'affecte nécessitent l'implémentation de plusieurs étages de filtres. Les topologies et les propriétés des filtres utilisés sont décrites ici. Nous utilisons trois types de filtres passe-bas, passe-haut et filtre réjecteur ou coupe – bande [7].

II.3.4.1 Filtre passe-bas :

Le signal obtenu à la sortie de ce circuit est de très faible amplitude, de plus il est complètement noyé dans le bruit. A cet effet, un filtre passe-bas se révèle nécessaire afin de supprimer tous les bruits de haute fréquence. Il est connu que le contenu fréquentiel d'un signal ECG (pathologique ou normal) est inférieur à 150Hz. Par conséquent, un simple filtre passe-bas réalisé autour d'une fréquence de coupure $f_c=150\text{Hz}$ suffit.

Dans cette partie, un simple filtre passe-bas de type RC a été choisi [9]. Sa fonction de transfert peut être donnée comme suit :

$$H(j\omega) = \frac{V}{V} = \frac{1}{1 + j\omega}$$

Pour $R = 1\text{ k}$ et $C = 1\mu\text{f}$ $\Rightarrow f = \frac{1}{2\pi \cdot 1 \cdot 10^{-6}} = 150\text{ Hz}$

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

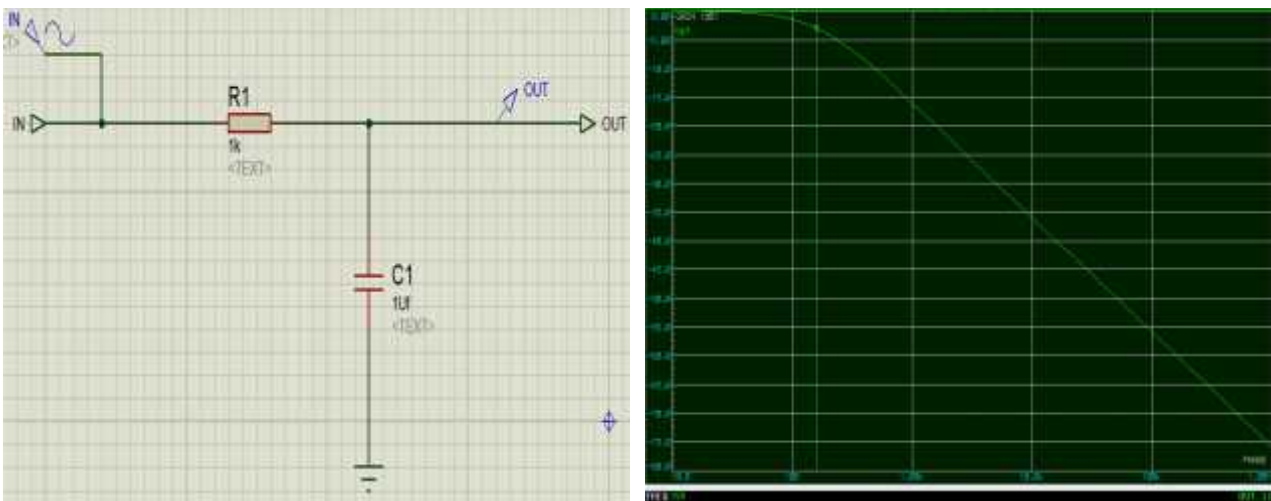


Figure II.7 : simulation du filtre passe-bas, avec diagramme de bode

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

II.3.4.2 Filtre passe haut :

Ce filtre permet de supprimer les bruits de basse fréquence ($<0,03$ Hz), dus à la respiration et le mouvement de l'électrode qui se traduit par une dérive de la ligne de base du signal ECG. A cet effet, un simple filtre passe-haut passif est prévu. La fonction de transfert $H(j\omega)$ de ce filtre est donnée par [8] :

$$H(j\omega) = \frac{V}{V} = \frac{j\omega}{1 + j\omega}$$

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

Donc pour $R = 5,6$ et $C = 1000$ uF

$$f = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 5,6 \cdot 1000 \cdot 10^{-3}} = 0,03 \text{ H}$$

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

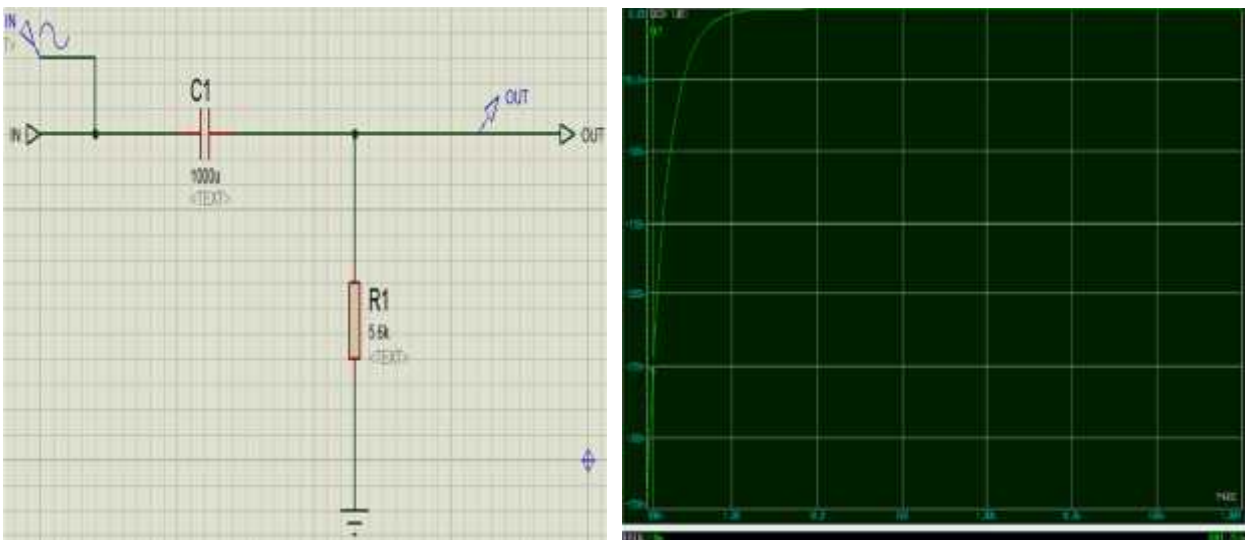


Figure II.8 : simulation Filtre passe haut. Avec diagramme de bode

Selon le tracé de Bode, les valeurs choisies répondent parfaitement à la fréquence de coupure choisie.

II.3.4.3 Filtre notch 50 Hz :

Ce filtre est utilisé pour supprimer le bruit de secteur de 50Hz. La structure de ce filtre est représentée sur la figure II.9 ci-dessus [10] :

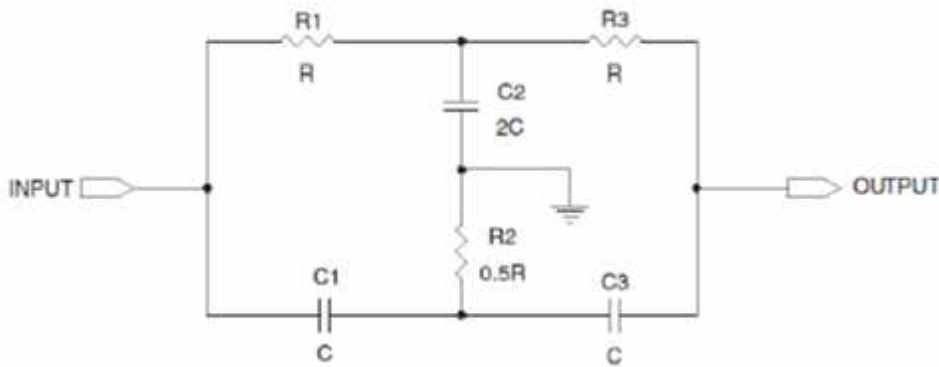


Figure II.9 : Structure d'un filtre coupe-bande

La simulation sous Proteus ISSIS :

La fréquence de coupure de ce filtre est : $f = \frac{1}{2\pi R C}$

Dans cette structure, les différents composants doivent être pris comme suit :

$C1 = C3$; $C2 = 2C1$; $R1 = R3$;

Donc pour : $R1 = 100\text{ K}$ et $C1 = 33\text{ nF} \Rightarrow f = 49\text{ H}$

La simulation sous Proteus ISSIS donne:

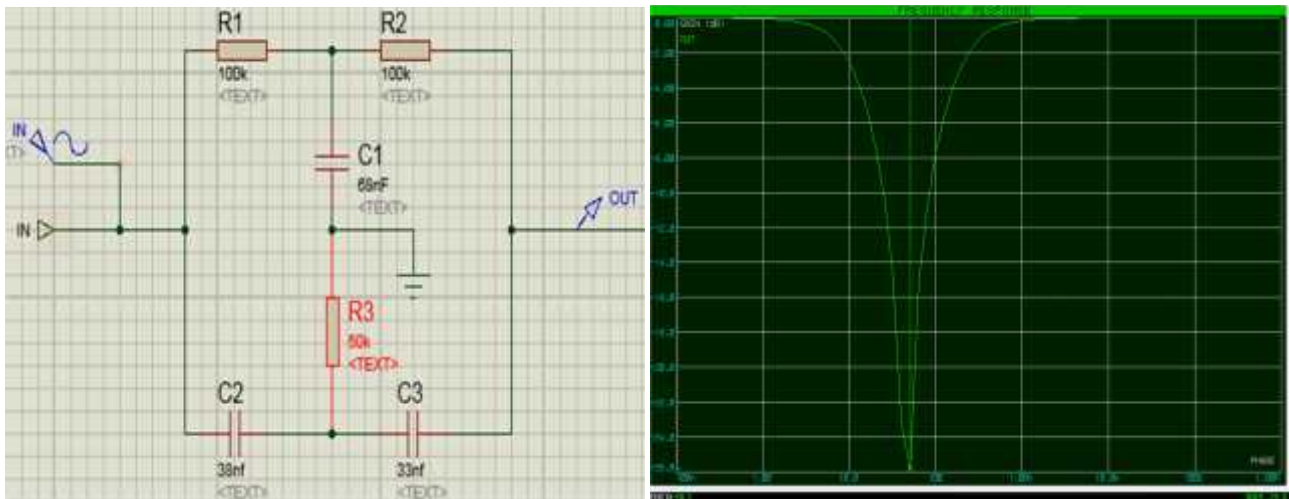


Figure II.10 : simulation du Filtre notch 50 Hz . avec diagramme de bode

Selon le tracé de Bode, la réjection de la fréquence de 50Hz est bien réalisée.

II.3.5 Amplification :

Après l'opération de filtrage, le signal perd un peu d'amplitude. A cet effet, une deuxième opération d'amplification est recommandée. Un simple amplificateur non inverseur est réalisé utilisant l'amplificateur opérationnel lm 741 (figure II.11) [C].

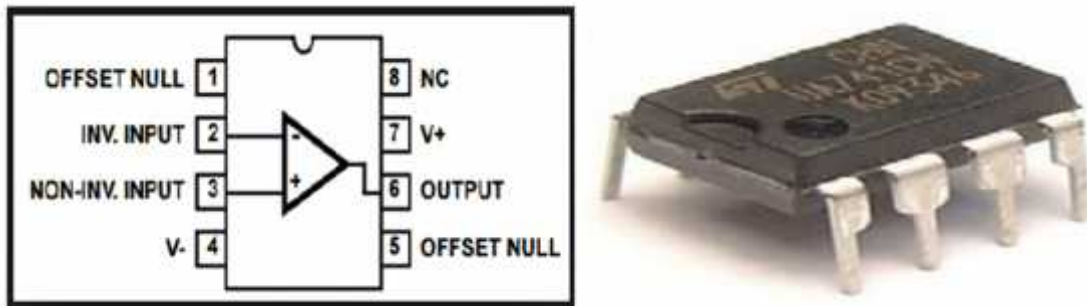


Figure II.11: Amplificateur opérationnel lm741

Broche 1: Offset Null - Cette broche sera laissée ouverte

Broche 2: Inverting Input - C'est là que la partie positive du signal d'entrée que nous voulons amplifier va si on veut que notre signal amplifié soit inversé. Si nous ne voulons pas qu'il soit inversé, nous plaçons la partie posée du signal dans le terminal non inverseur et placez la partie négative ou au sol de notre signal ici.

Broche 3: Entrée non inverseuse - C'est là que la partie positive du signal d'entrée que nous voulons amplifier va si nous voulons que notre signal ne soit pas inversé. Broche 4: V--

L'amplificateur Op LM741 est un ampli op d'alimentation double, ce qui signifie qu'il faut fournir une tension continue positive et une tension continue négative. La broche 4 est l'endroit où l'amplificateur op est alimenté en tension continue négative.

Broche 5: Offset Null - Cette broche sera laissée ouverte.

Broche 6: Sortie - C'est le terminal où sort la sortie, le signal amplifié. Quelle que soit la sortie, l'amplificateur se connecte à ce terminal.

Broche 7: V + - C'est le terminal qui reçoit la tension continue positive.

Broche 8: NC- Cette broche sera laissée ouverte.

Nous allons maintenant câbler le LM741 afin qu'il fournisse une amplification d'un facteur 6. Le circuit est illustré sur la figure II.12 ci-dessous :

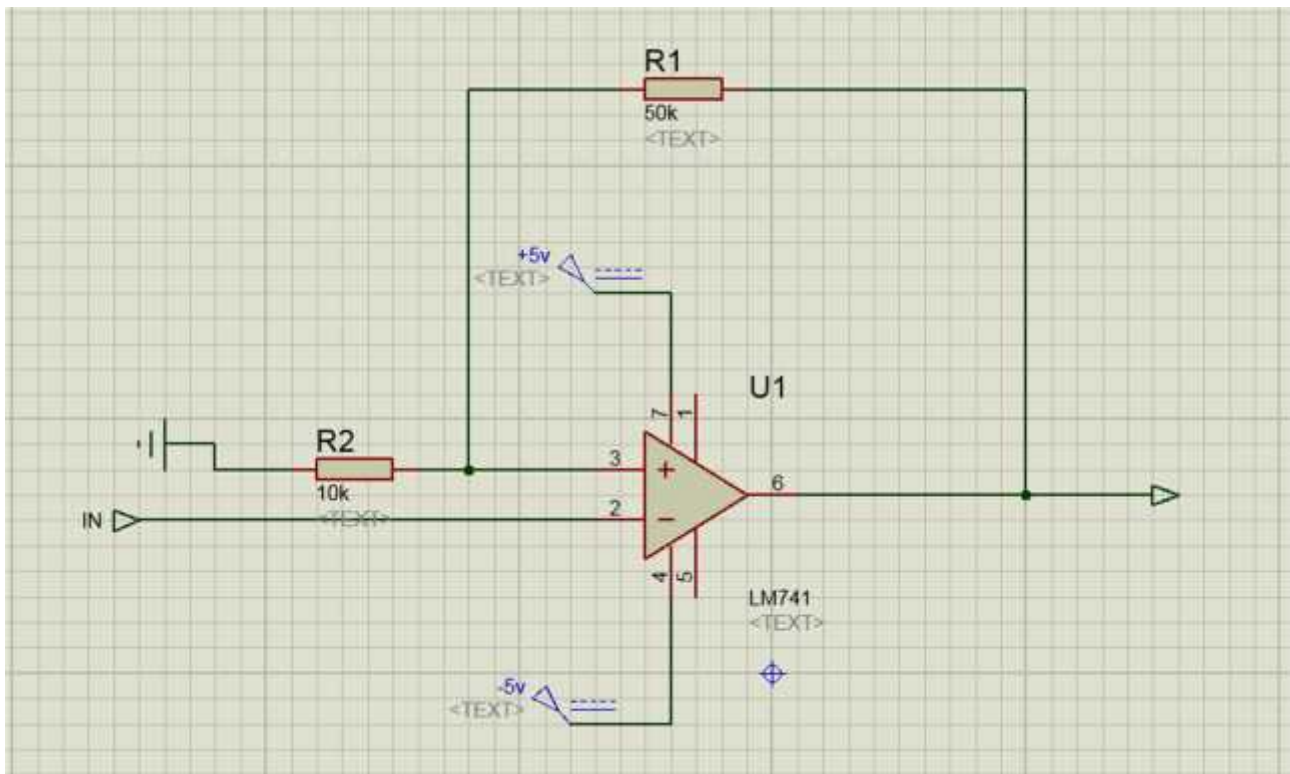


Figure II.12: Montage d'un amplificateur non-inverseur

La résistance placée entre les deux branches 2-6 permet d'ajuster le gain. Ce dernier, est donné comme suit :

$$G = \frac{V}{V} = \frac{R1 + R2}{R1} = \frac{10 + 50}{10} = 6$$

II.4 Fonctionnement :

Les étapes fondamentales réalisant la détection et le conditionnement du signal ECG sont les suivantes:

1. Détection du signal.
2. Préamplificateur (amplification d'instrumentation « AD622AN »).
3. Filtrage (filtre passe bas / filtre passe haut / filtres de notch de 50Hz).
4. amplification (lm741).

- La détection du signal se fait par le biais de trois électrodes. Les électrodes sont choisies géométriquement de manière à assurer une bonne connectivité entre les électrodes, les câbles et le montage pour limiter le bruit.
- Les signaux détectés par les électrodes parviennent à un amplificateur d'instrumentation (AD622) qui amplifiera la différence.
- La sortie de l'AD622 est ensuite filtrée par un filtre passe-haut qui atténue les fréquences inférieures à sa fréquence de coupure f_c , et conserve uniquement les hautes fréquences.
- Une fois le signal est filtré, il sera amplifié par un amplificateur non-inverseur (lm741).
- Ensuite filtrée par un filtre passe-bas qui atténue les fréquences supérieures à sa fréquence de coupure f_c , et conserve uniquement les basses fréquences.

En fin supprimer le bruit de secteur de 50Hz avec le filtre de notch.

II.5 Conclusion :

Dans ce chapitre, on s'est intéressé à la description des différents étages électroniques permettant la réalisation d'un circuit électronique qui permet de détecter l'activité cardiaque. Cette étude va nous permettre de faire le meilleur choix des circuits, le développement et la réalisation de notre électrocardiographe.

III.1 Introduction :

Dans le chapitre précédent nous avons présenté les différents étages électroniques de n'autre réalisation. Dans cette partie, nous allons présenter la réalisation pratique du système avec les différents tests effectués sur des patients sains.

III.2 Schéma Electrique :

La figure III.1 représente le schéma électrique global de notre système. Nous l'avons réalisée avec le logiciel Proteus 8 Professional. Ce dernier est réalisé sous forme d'un shield adapté à l'Arduino qui permet de détecter le signal ECG par le biais des électrodes.

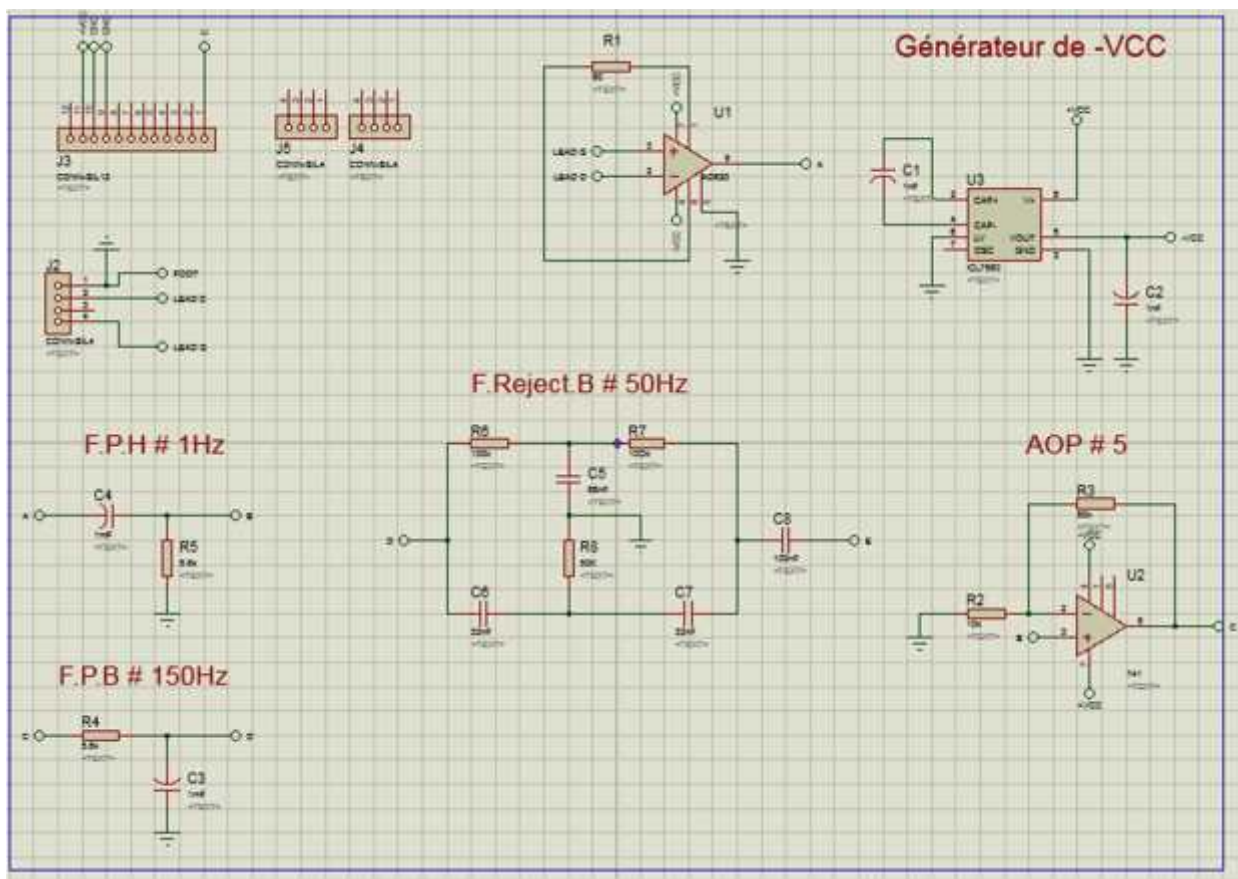


Figure III.1 : le schéma électrique Du d'ECG.

III.3 Schéma d'implantations des composants et circuits imprimés:

Les différents schémas d'implantations et les circuits imprimés des composants sont illustrés par les *Figure III.2*, *Figure III.3*.

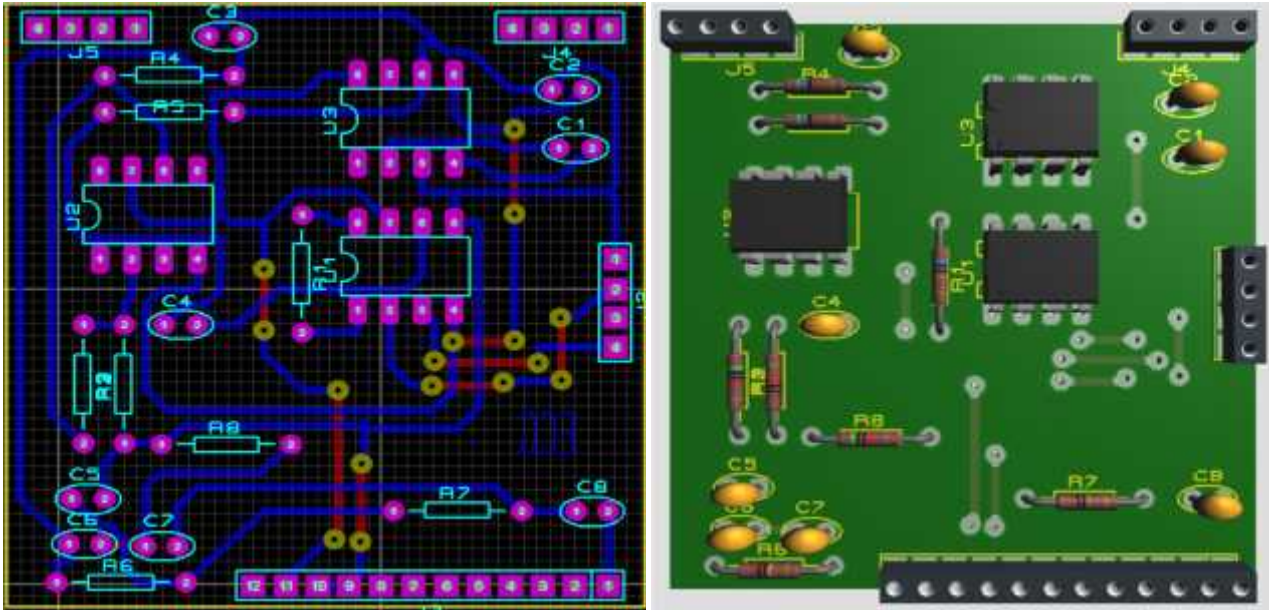


Figure III.2: Schéma d'implantation des composants

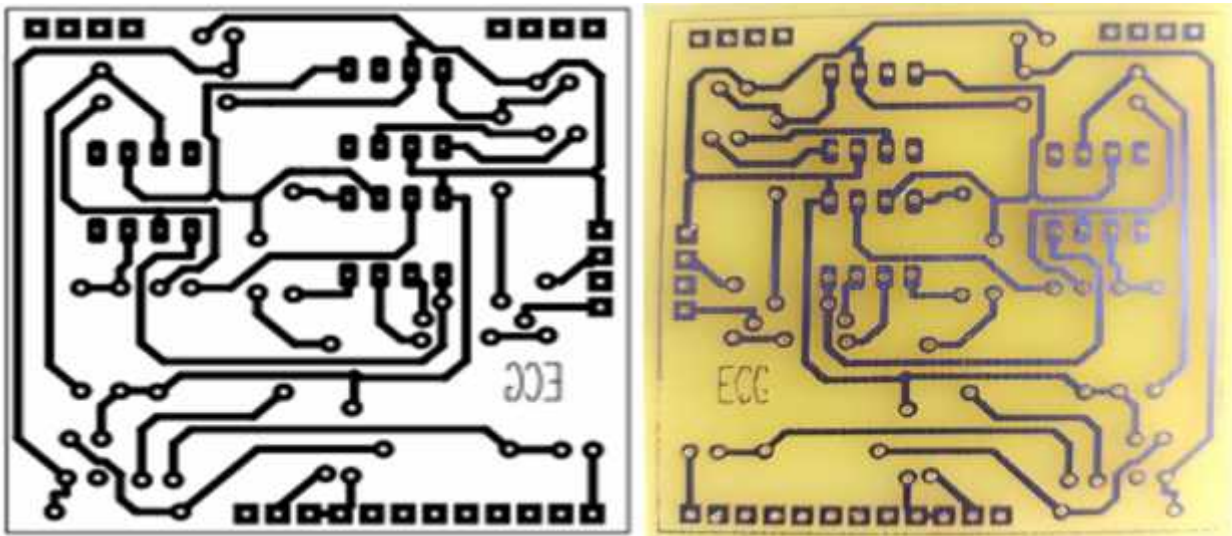


Figure III.3 Circuit imprimé des composants.

Il est important de prendre un ensemble de précautions pour garantir le bon fonctionnement du système :

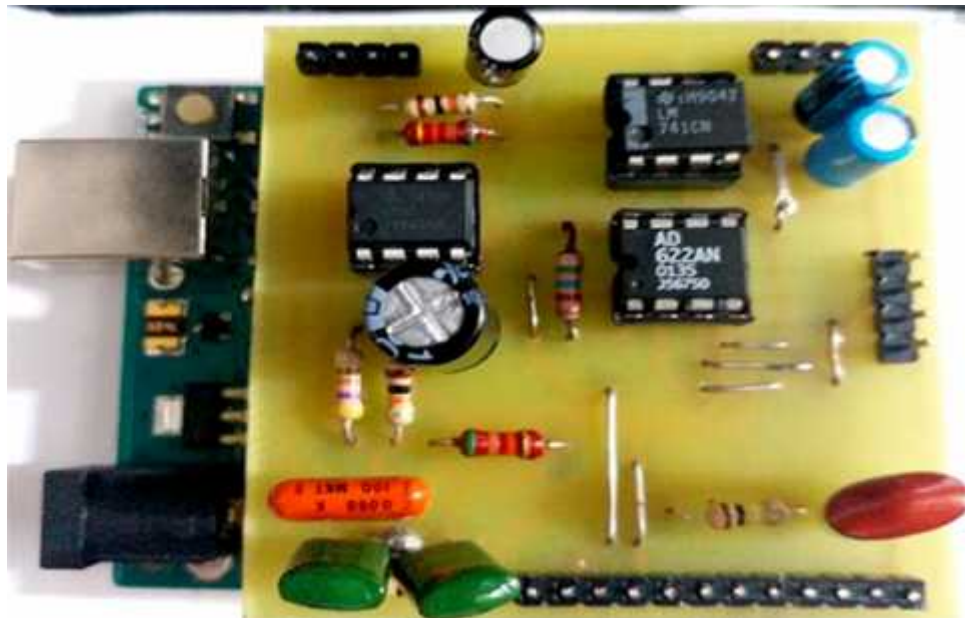
- Une fois le circuit réalisées, il est obligatoire de les vérifier tout les connexions. Ceci se fait à l'aide d'un multimètre en mode « sonnette ».

- Il faut que la soudure des composants soit faite étage après étage. Par exemple le premier étage dans notre conception est le générateur des tensions négatives, donc il faut souder juste les composants de ce circuit et le testé, si c'est bon, on passe au deuxième étage.

Si non il faut revoir juste cette partie soudée. Comme cela on peut gagner beaucoup de temps en cas de défaillance.

- Lors de la soudure, Il est préférable de ne pas insérer les circuits intégrés dans leurs supports sous peine de les détériorer.
- Lors de la première mise sous tension de la plaque, ne pas installer les circuits intégrés sous peine de les détériorer dans le cas d'un éventuel court-circuit dû à une mauvaise connexion. Une fois le montage alimenté, est on remarque qu'il n'y a pas d'échauffement anormal des composants. Avec un multimètre, on pourra vérifier la présence d'alimentation au niveau des broches d'alimentation des circuits intégrés. On pourra vérifier également que tous les points de mise à la masse sont effectivement à la masse.

La figure III.4 ci dessous représente un Shield d'électrocardiographe ECG monté sur arduino.



La figure III.4 : Shield d'électrocardiographe ECG pour Arduino.

✓ **Nomenclatures :**

Les différents composants que nous avons utilisés pour la réalisation de la carte sont cités ci-dessous :

Type	COMPOSANTS
Semi-conducteurs	IC1 : AD622 IC2 : LM741 IC3 : ICL7660
Résistances	R1= 5.8 k R2= 10 k R3= 47 k R4= 100k R5= 100 k R5= 10 k
Condensateurs	C1 = 10 uF C2 = 10 uF C3 = 1000 uF C4 = 1uF C5 = 68 nf C6 = 33 nF

III.4 Tests de fonctionnement des différents étages du circuit :

Après la réalisation du circuit, Nous présentons les résultats obtenus sur l'oscilloscope au niveau des différents étages.

III.4.1 Tester l'étage d'amplificateur d'instrumentation :

Figure III.5 ci-dessous présente le résultat à la sortie de l'amplificateur d'instrumentation AD622AN. (Schéma électrique et illustrée dans la **Figure II.6** chapitre II)

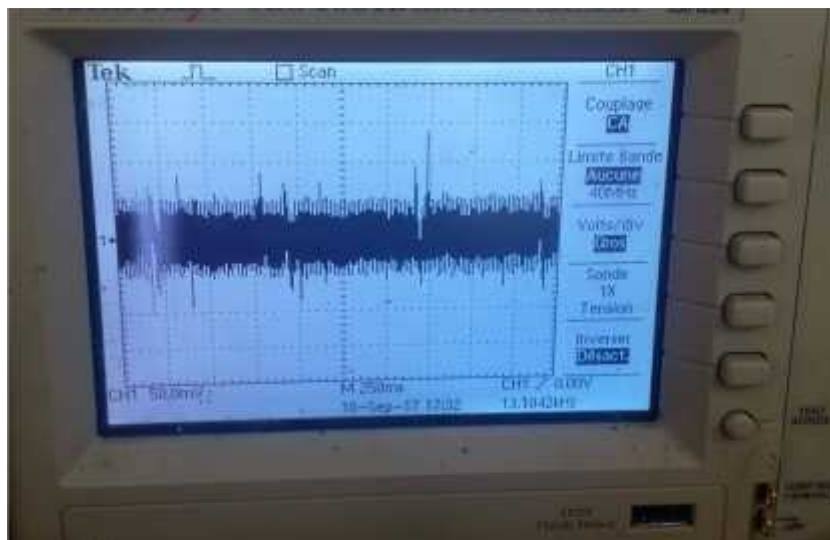


Figure III.5 : Résultat à la sortie de l'AD622AN.

III.4.2 Tester le premier filtre (filtre passe haut) :

Figure III.6 ci-dessous présente le résultat a la sortie du filtre passe haut. (Schéma électrique et illustrée dans la **Figure II.7** chapitre II).

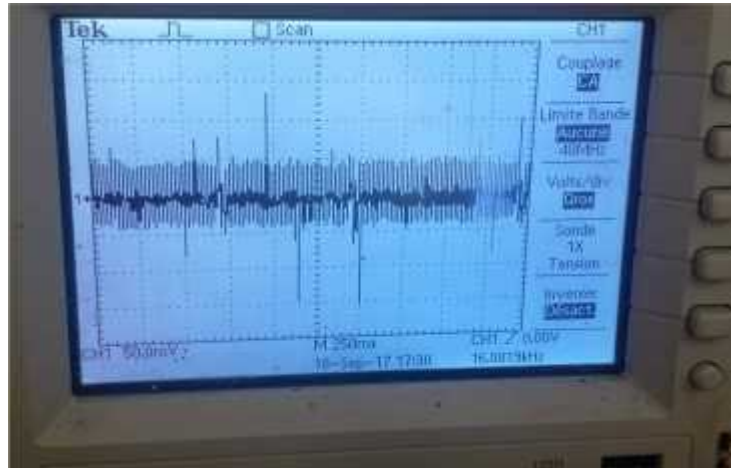


Figure III.6 : Résultat a la sortie du filtre passe haut.

III.4.3 Tester le deuxième filtre (filtre passe bas):

Figure III.7 ci-dessous présente le résultat a la sortie du filtre passe bas. (Schéma électrique et illustrée dans la **Figure II.8** chapitre II).

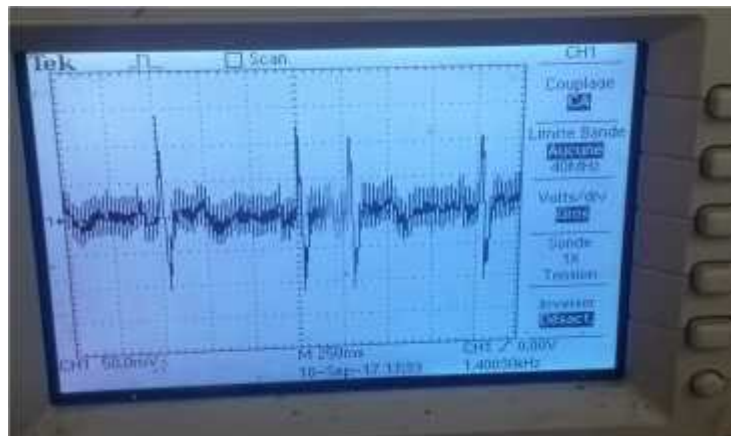


Figure III.7 : Résultat a la sortie du filtre passe bas.

III.4.4 Tester le troisième filtre (filtre de notch 50Hz) :

Figure III.8 ci-dessous présente le résultat a la sortie du filtre du notch 50Hz.(Schéma électrique et illustrée dans la **Figure II.10** chapitre II).

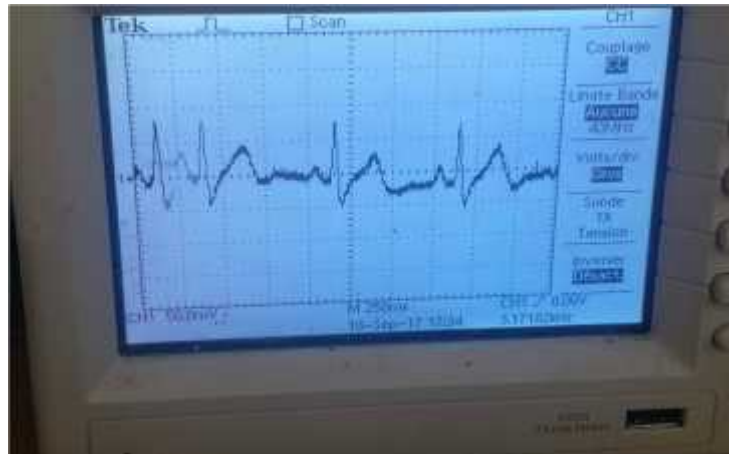


Figure III.8 : Résultat a la sortie du filtre de notch 50Hz.

On remarque clairement sur la figure III.7 que le signal ECG est bien détecté. Les différentes ondes telles que l'onde P, le complexe QRS et l'onde T sont clairement visibles ; Aussi le rythme cardiaque peut être facilement déterminé.

III.5 Teste du shield sur des déférents patients :

Cet examen montre une extension du premier test sur des personnes déférentes (âge, sexe,) que nous avons pris comme échantillons. Les résultats sont récupérés sur l'écran du l'oscilloscope.

III.5.1 Premier patient :

Le premier sujet qu'on a examiné est un mec (âge 25ans, poids 82 kg).

Figure III.9 ci-dessous présente le signale électrocardiogramme de premier patient.

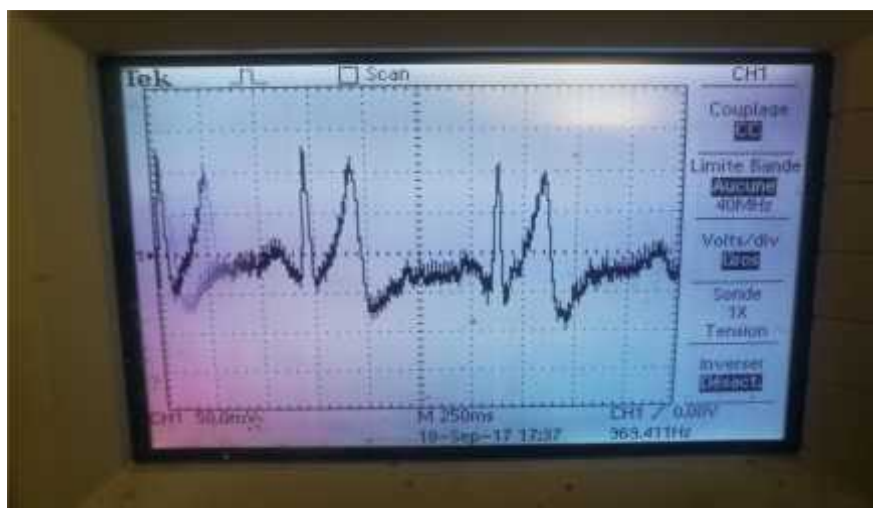


Figure III.9 : signale ECG du premier patient.

III.5.2 Deuxièmes patients :

Deuxièmes sujet qu'on a examiné est un mec (âge 26ans, poids 90 kg).

Figure III.10 ci-dessous présente le signale électrocardiogramme de Deuxièmes patients.

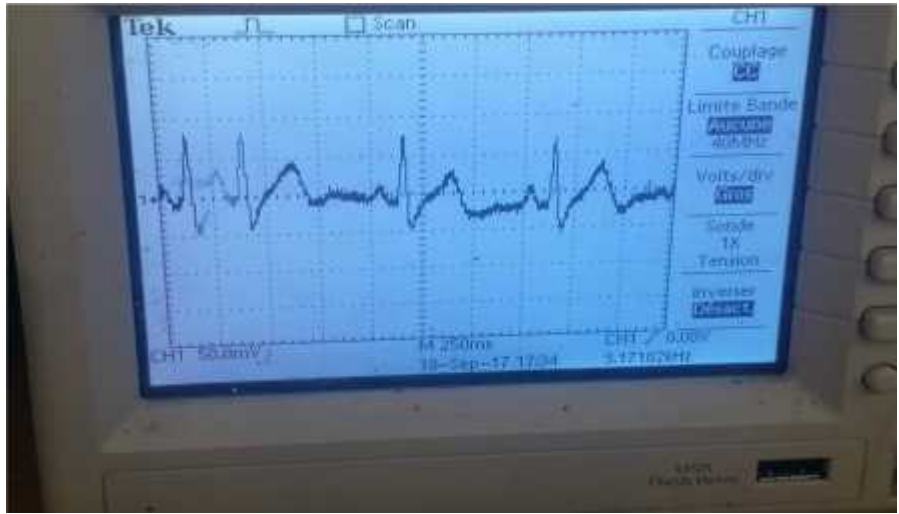


Figure III.10 : signale ECG du Deuxièmes patients.

On remarque clairement sur la figure III.8 et la figure III.9 que le signal ECG est bien détecté. Les différentes ondes telles que l'onde P, le complexe QRS et l'onde T sont clairement visibles ; Aussi le rythme cardiaque peut être facilement déterminé, par la méthode suivante :

$$L \quad f \quad c = (1 \mid (R - R)) \quad 60) = \text{Fréquence cardiaque battement/minute}$$

- D'après l'ECG détecté, on prend une période d'un cycle cardiaque entre deux pics R. Cependant le rythme cardiaque est mesuré pour différents sujet :

➤ Patient 1: $R - R = 3.1 * 250 \text{ ms} = 750 \text{ ms} = 0.75 \text{ s}$.

$$L \quad f \quad c = (1 \mid 0.75 \text{ s}) \quad 60) = 80 \text{ Fréquence cardiaque battement/minute.}$$

➤ Patient 2: $R - R = 2.5 * 250 \text{ ms} = 625 \text{ ms} = 0.625 \text{ s}$.

$$L \quad f \quad c = (1 \mid 0.625 \text{ s}) \quad 60) = 96 \text{ Fréquence cardiaque battement/minute.}$$

III.6 Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons expliqué Et donné au lecteur toutes les informations nécessaires pour comprendre notre réalisation pratique. Nous avons aussi testé les différents étages de notre circuit électrocardiogramme ECG.

Le circuit a été testé sur des patients au sein du laboratoire de recherche. Les résultats d'acquisition de ces grandeurs sont très prometteurs.

Conclusion générale :

Dans ce travail, on s'est intéressé à l'étude, de la théorie à la pratique, d'une technique indispensable dans le domaine du diagnostic médical, l'électrocardiographie.

L'électrocardiographie est considérée comme un examen de routine clinique dans n'importe quel diagnostic du système cardiovasculaire.

L'approche que nous a adoptée pour mener cette étude est celle que doit adopter tout ingénieur voulant développer un système. C'est ainsi, qu'une étude théorique du signal électrocardiogramme a été menée.

En fait, dans l'étude théorique que nous avons présentée, différents aspects de l'électrophysiologie et la manière avec laquelle, le signal traduisant l'activité cardiaque est généré physiologiquement ou encore détecté à la surface du corps ont été présentés.

L'étape de la conception du dispositif : l'électrocardiographe, a été accompli, par une réalisation d'un électrocardiographe, a vu, une présentation et une étude pratique, où différents aspects et fonctions de l'électronique ont été illustrés, auxquels l'ingénieur doit toujours faire attention lors de ces réalisations.

Enfin, notre projet nous a permis, d'approfondir nos connaissances sur les capteurs, particulièrement, les électrodes, , l'amplificateur d'instrumentation, le filtrage, l'amplification et bien d'autres aspects des fonctions électroniques entrant dans la conception de l'instrumentation médicale. Plus important encore, c'est d'être confronté aux problèmes pratiques de l'électronique et comment surmonter tous ces problèmes pour mener à bien une réalisation.

Références Bibliographiques

Thèse :

[1] : Obraska P., Perlemuter L., Quevauvilliers J Médecine, appareille cardiovasculaire » Edition Masson Tome II 1968.

[2]: Michel Fischbach Guide pratique du cardiaque, prévention et suivi. Ed. Frison-Roche, 2002.

[3] : K.Bensafia, “ Transmission sans fil, par voie GSM, et traitement du signal électrocardiographie (ECG)”, mémoire de magister, département d’électronique, université Mouloud Mammeri, Tizi-Ouzou.

[4] : R.Benali, “ Analyse du signal ECG par réseau adaptif d’ondelettes en vue de la reconnaissance de pathologies cardiaques ”, laboratoire de génie biomédical, Université Abou Beker Belkaid, avril, 2013.

[5] : HAMADOU EL MEHDI et BENDEHNOUN ALI « Développement et réalisation pratique d’un électrocardiographe ECG », Département de Génie Electrique, *Spécialité électrotechnique*, Centre Universitaire d’Ain Témouchent, année 2013/2014.

[6] : BEREKSI REGUIG FETHI « conception et réalisation d’un dispositif d’exploration fonctionnelle cardio-vasculaire ». Université aboubakr belkaid Tlemcen, 2011/2013.

[7] : BELMEKHFI MOHAMMED « Mise au point d’un système de mesure de paramètres physiologiques à base d’un Smartphone Androïde ». Mémoire de magister en électronique, option Télédétection, Université mouloud mammeri tizi-ouzou.

Site web :

[8] : [En ligne].22-09-2017. https://fr.wikipedia.org/wiki/Filtre_passe-haut.

[9] : [En ligne]. 22-09-2017. https://fr.wikipedia.org/wiki/Filtre_passe-bas.

[10] : [En ligne]. 22-09-2017. <http://poujouly.net/2015/10/25/filtre-notch-50hz/>.

[11] : [En ligne]. 22-09-2017. <http://users.ece.utexas.edu/~valvano/Datasheets/AD620.pdf>.

- (ECG) يستخدم باعتبارها أهم السريرية لتقييم كهربائية . وهو تخطيط يمكن , , عملية , الكهربي بوصفها وظيفة . الهدف هذه هو تطوير تخطيط . تنفيذ هذا تنفيذ (هذا الجهاز) , تصفية , التضخيم وغيرها الكثير).

Résumé - Le signal électrocardiogramme (ECG) est très largement utilisé comme l'un des outils les plus importants dans la pratique clinique afin d'évaluer l'état cardiaque des patients, à l'aide des électrodes placées à la surface du corps. Un électrocardiographe permet de détecter, mettre en forme, traiter et visualiser les variations de l'activité électrique du cœur en fonction du temps. L'objectif de ce mémoire est la réalisation d'un électrocardiographe. Afin de mener à bien cette réalisation, nous avons étudié et puis réaliser les différents blocs et circuits constituant ce dispositif (circuit d'électrodes, amplificateur d'instrumentation, filtrage, amplification et bien d'autres).

Abstract - The electrocardiogram signal (ECG) is widely used as one of the most important tools in clinical practice to assess the cardiac status of the patients, using electrodes placed on the surface of the body. An electrocardiograph machine can detect, format, process, and visualize the variations of the electrical activity of the heart as a function of time. The objective of this dissertation is the development of an electrocardiograph machine. In order to carry out this project, we studied and then carry out the various blocks and circuits constituting this device (circuit electrodes, filtering, amplification and many others).