



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd 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: KECHKECH Hanane et GUENNANE Abdelkader

**ETUDE ET RÉALISATION D'UN SYSTEM DE
MONITORAGE CARDIAQUE**

Soutenu le 01/07/2019 devant le Jury

Mr. BREKSI Reguig.F	<i>professeur</i>	Université de Tlemcen	Président
Mr. DIB Nabil	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Examineur
Mr. BENALI Radwhane	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Encadreur

Année universitaire 2018-2019

Dédicace

Je dédie ce modeste travail à :

*A la bougie de ma vie, la fleur de mes jours, ma mère qui
veille*

avec amour et tendresse à notre éducation.

A mon père qui a sacrifié sa vie pour notre instruction

A mes très chers frères et mes sœurs

Et toutes mes amis



GUENNANE Abdelkader

Dédicace

Je dédie ce modeste travail à mes très chers parents que je ne pourrais être jamais reconnaissant envers leurs dévouements, leurs amours, leurs sacrifices et leurs encouragements et sans qui je ne serais pas là aujourd'hui. Ce travail soit pour eux, un faible témoignage de ma profonde affection de tendresse.

A mes adorables sœurs

A mes chers frères

A Tous mes amis

A toute ma famille.

Et a toute ma promotion.

A tous mes enseignants.

Enfin je dédie ce mémoire à tous ceux qui me connaissent, qu'ils trouvent à travers mes sincères connaissances.



KECHKECH Hanane

Remerciement

Louange à Mon dieu qu'il m'a offert la santé et le courage à fin de réaliser ce modeste travail.

Au terme de ce travail, IL m'est agréable de remercier vivement tous ceux qui, grâce à leur aide précieuse, ont permis la réalisation de ce travail.

Nous devons remercier particulièrement

Notre Encadreur Mr. Ben Ali Radhwane à l'université de Tlemcen, pour avoir accepté de diriger cette mémoire et pour son appui ses conseils et ses orientations tout au long de ce travail.

Nous tenons à remercier également Mr. BREKSI Reguig F professeur à l'université de Tlemcen, d'avoir accepté de présider le jury. Qu'il trouve ici ma respectueuse considération.

Nous exprimons nos remerciements à Mr DIB Nabil docteur à l'université de Tlemcen, pour avoir accepté d'examiner et de juger ce travail.

Et enfin à tous nos enseignants du primaire à l'Université En particulière aux enseignants du Département de génie biomédicale,

Et à tous nos collègues de notre promotion.

Sommaire

Dédicace	
Remerciement	
Introduction générale	3

Chapitre I: Notions de base en cardiologie

I.1 Introduction	5
I.2 Système cardiovasculaire	5
I.2.1 Anatomie du cœur	5
I.2.2 La circulation sanguine	6
I.2.3 Activité mécanique du cœur	7
I.3 L'électrophysiologie cardiaque	8
I.3.1 L'électrophysiologie des cellules cardiaques	8
I.3.2 Le fonctionnement électrique du cœur.....	9
I.4 L'électrocardiographie	10
I.4.1 Dérivations électro cardiographiques	11
I.4.1.1 Les dérivations périphériques	11
I.4.1.1.1 Les dérivations périphériques bipolaires.....	11
I.4.1.1.2 Les dérivations périphériques unipolaires	12
I.4.1.2 Les dérivations précordiales	13
I.5 Le signal électrocardiogramme ECG.....	14
I.5.1 Les ondes enregistrées sur un ECG normal	14
I.5.2 Les segments et intervalles d'un ECG normal	15
I.6 Les pathologies cardiaque.....	16
I.6.1 Arythmies courantes.....	16

I.6.2 Extrasystole.....	17
I.6.3 Bradycardie	17
I.6.4 Tachycardie	17
I.7 Conclusion.....	17

Chapitre II : Conception et réalisation du circuit électronique

II.1 Introduction	19
II.2 Schéma bloc général d'un moniteur cardiaque	19
II.3 Etude détaillé des composantes du circuit de monitoring.....	20
II.3.1 Le capteur d'ECG « Les électrodes ».....	21
II.3.2 Le circuit d'alimentation	23
II.3.3 Pré amplification	24
II.3.4 Filtrage du signal	26
a) Les Filtre passive.....	27
b) Les filtres actifs	27
c) Caractéristiques des réponses d'un filtre	27
d) Filtre rejeteur	29
II.3.5 Amplification	31
II.3.6 Circuit de l'électrode du pied droit	31
II.3.7 Le circuit d'off set.....	32
II.3.8 Circuit général de notre électrocardiogramme	33
II.3.9 La conversion analogique numérique	34
II.3.9.1 Le Logiciel Arduino : Espace de développement Intégré (EDI) Arduino...37	
II .4Conclusion.....	38

Chapitre III : Tests et résultats

III.1 Introduction.....	40
III.2 Tests de fonctionnement des différents étages du circuit	40
III.2.1 Test de l'étage d'amplification.....	40
III.2.2 Test du filtre (filtre passe haut et passe bas)	42
III.2.3 Test du filtre rejeteur (notch 50Hz)	43
III.2.4 L'Amplification	43
III.2.5 Circuit d'offset.....	44
III.2.6 Etage alimentation.....	45
III.3 Schéma d'implantations des composants et circuits imprimés.....	46
III.3.1 Etage ECG.....	46
III.3.2 Etage filtrage.....	47
III.3.3 Etage offset et amplification.....	48
III.3.4 Etage alimentation.....	49
III.4 Acquisition du SignalECG.....	50
a) la conversion analogique numérique (ADC)	50
b) l'affichage du signal ECG.....	51
III.5 Algorithme de calcul des paramètres cardiaques	52
III.5.1 Décomposition en Ondelette discrète	53
III.5.2Détection des pics R.....	53
III.5.3Elimination de fausse R.....	54
III.5.4La détection des pics Q et S.....	55
III.5.5Interface graphique	55
III.6 Conclusion.....	57

Conclusion générale.....	58
Bibliographie.....	59
Annexe.....	60
Résumé.....	69

Liste des figures

Figure I.1 Anatomie du cœur.....	6
Figure I.2. La circulation sanguine.....	7
Figure I.3 Activité mécanique du cœur.	8
Figure I.4 Dépolarisation cellulaire.....	9
Figure I.5 L'activité électrique du cœur.....	10
Figure I.6. Les dérivations bipolaires des membres.....	12
Figure I.7. Les dérivations unipolaires des membres.....	13
Figure I.8 Les dérivations précordiales.....	13
Figure I.9. les ondes et segments enregistrés sur un ECG normal.....	14
Figure II.1: Schéma bloc d'un system de monitoring cardiaque.....	19
Figure II.2 schéma bloc classique d'un circuit de détection du signal ECG.....	21
Figure II.3 Les électrodes ECG réutilisable (pinces et ventouses).....	22
Figure II.4 les électrodes de détection de signal.....	23
Figure II.5 alimentation 5V et -5V....	24
Figure II.6 amplificateur d'instrumentations.....	25
Figure II.7 Amplificateur d'instrumentation AD620.....	26
Figure II.8 : filtre passe bas passive du premier ordre.....	28
Figure II.9 Fonctions du transfert du filtre passe bas	29
Figure II.10 structure de filtre réjecteur de 50 Hz.....	30
Figure II.11 Fonction de transfert du filtre rejecteur.	30
Figure II.12 : circuit d'amplification.	31
Figure II.13: circuit de l'électrode du pied droit.....	32
Figure II.14 : circuit d'offset.....	33
Figure II.15 Circuit général réalisé.....	34
Figure II.16 : Structure d'une carte arduino UNO.....	35
Figure II.17Micro-contrôleur ATmega328.....	36

Figure II.18 Brochage interne de la carte Arduino.....	37
Figure II.19 IDE Arduino.....	38
Figure III.1: Résultat à la sortie de l'AD622AN.....	40
Figure III.2 : test sur la plaque d'essai.....	41
Figure III.3 : le résultat à la sortie du filtre passe bas et passe haut.....	42
Figure III.4 : Résultat à la sortie du filtre Notch 50Hz.....	43
Figure III.5 : résultat à la sortie da amplification.....	44
Figure III.6 : la présence de la tension offset.....	44
Figure III.7 : test de circuit alimentation (5V).....	45
Figure III.8 : test de circuit alimentation (-5V).....	45
Figure III.9 : Schéma d'implantation des composants de l'étage ECG visualisation 1D.....	46
Figure III.10 : Schéma d'implantation des composants de l'étage ECG visualisation 3D 1D.....	46
Figure III.11 : Schéma d'implantation des composants de l'étage filtrage visualisation 3D.....	47
Figure III.12 : Schéma d'implantation des composants de l'étage filtrage visualisation.....	47
Figure III.13 : Schéma d'implantation des composants de l'étage offset et amplification visualisation 1D.....	48
Figure III.14 : Schéma d'implantation des composants de l'étage offset et amplification visualisation 3D.....	48
Figure III.15: Schéma d'implantation des composants de l'étage alimentation visualisation 1D.....	49
Figure III.16: Schéma d'implantation des composants de l'étage alimentation visualisation 3D.....	49
Figure III.17: Code source sous compilateur IDE.....	50
Figure III.18 : affichage du signal ECG.....	51

Figure III.19 Affiche du signal ECG numérisé sur Matlab.	51
Figure III.20 Schéma bloc du principe adopté dans l'algorithme de la détection du complexe	52
Figure III.21 décomposition du signal ECG en 8 niveau par l'ondelette 'db4'	53
Figure.III.22 signal ECG (a), sa reconstruction à partir des détails D3-D6 (b) et son énergie (c)	54
Figure.III.23 Détection des pics R.....	54
Figure.III.24 Reconstruction du Signal à partir des détails D5-D7 (a), détection de l'onde Q (b) et de	55
Figure III.25: un exemple d'un signal ECG avec le calcul du rythme cardiaque en état	56
Figure III.26: illustrer le calcul du rythme cardiaque en état de repos.....	56
Figure III.27 : la période entre 2 pics R_R en minutes.....	57

Introduction générale

Introduction générale

Pour faire le diagnostic de plusieurs maladies d'origine cardio-vasculaire il est souvent utile d'étudier le signal électrocardiogramme ECG.

Le signal ECG est une représentation graphique temporelle des différences de potentiels prélevée entre plusieurs électrodes cutanées, ce qui permet de connaître les phénomènes électriques qui conduisent à la contraction musculaire cardiaque.

Ce signal 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.

Souvent les circuits électrocardiographes sont utilisés pour fournir au cardiologue un signal ECG de bonne qualité sur lequel il peut faire une analyse visuelle rapide pour faire sortir les éléments nécessaires pour établir un diagnostic juste.

Le but de ce projet est de réaliser un circuit électronique de monitoring cardiaque capable de détecter le signal électrocardiogramme ECG et extraire à partir de ce signal ECG d'autres paramètres tel que le rythme cardiaque pour les présenter au médecin avec le signal ECG original.

Alors notre travail est divisé en trois parties :

En premier chapitre, nous avons exposé les notions fondamentales utiles pour comprendre l'origine du signal électrocardiogramme.

Dans le deuxième Chapitre nous avons décrit les différents étages électroniques permettant la réalisation d'un circuit électronique qui permet de détecter l'activité cardiaque.

Enfin dans le troisième et dernier chapitre nous avons présenté les résultats que nous avons obtenus pendant la réalisation de notre projet.

Ce travail est finalisé par une conclusion générale et des perspectives pour l'amélioration de ce projet.



Chapitre I

*Notions de base
en cardiologie*

CHAPITRE I: NOTIONS DE BASE EN CARDIOLOGIE

I.1 Introduction

Le signal électrocardiogramme (ECG) permet de mesurer l'activité électrique du cœur par l'utilisation d'électrodes métalliques externes mises au contact de la peau. Ce signal électro physiologique mesuré porte des informations sur le fonctionnement du cœur.

Ce chapitre présente le fonctionnement général du système cardiovasculaire puis, de manière plus détaillée, le principe de l'électrocardiogramme (ECG). Cette présentation se limite au strict nécessaire pour une bonne compréhension de ce travail.

Finalement, une présentation des arythmies cardiaques les plus rencontrées dans le domaine de cardiologie sera élaborée.

I.2 Système cardiovasculaire

Le système cardio-vasculaire est appelé aussi système circulatoire est celui qui responsable de la circulation du sang dans tout le corps humain. Il permet ainsi de faire alimenter toutes les cellules en oxygène et en nutriments et inversement d'emmener les déchets vers les reins et le dioxyde de carbone vers les poumons.

Il est composé d'un cœur et un réseau de vaisseaux sanguins (les veines et les artères).

I.2.1 Anatomie du cœur

Le cœur est un organe creux et musculaire qui joue un rôle 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 d'un 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 subdivisé 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 oreillettes ventricule droite et gauche constituent respectivement les cœurs droit et gauche [1].

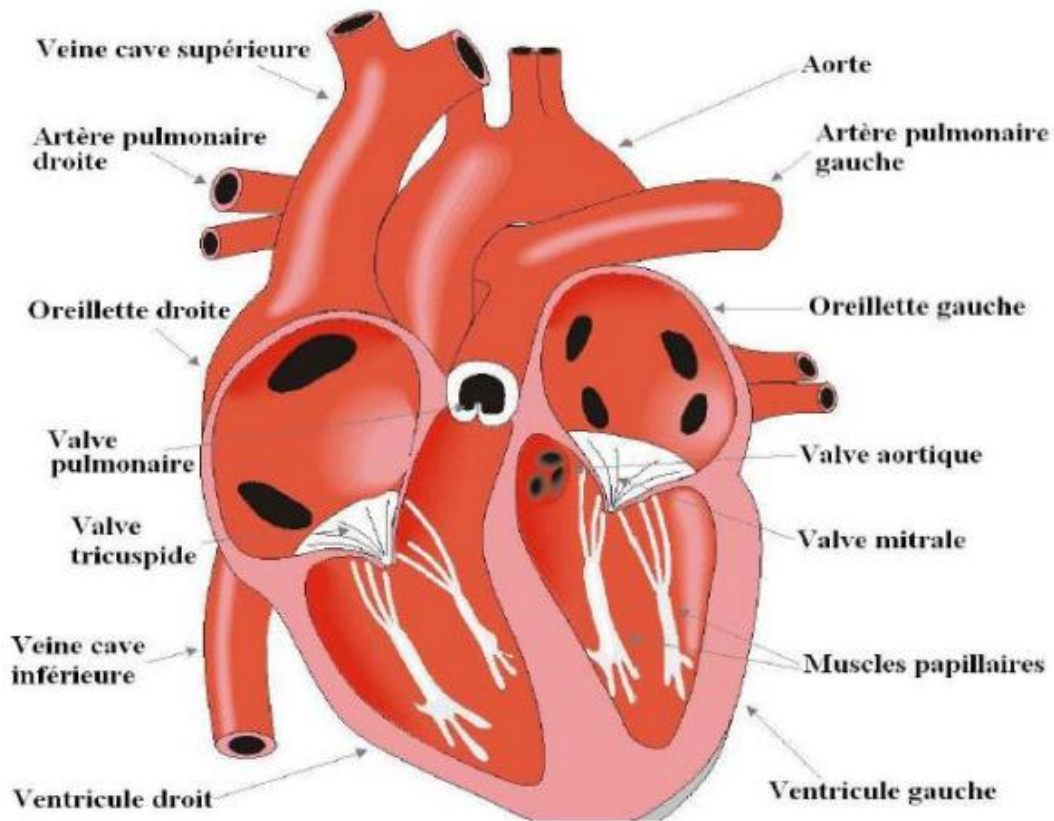


Figure I.1 Anatomie du cœur [2]

1.2.2 La circulation sanguine

Le sang pauvre en oxygène retourne vers l'oreillette droite par les veines caves supérieure et inférieure pour être propulsé vers le ventricule droit à travers la valve tricuspide après la contraction des oreillettes. Cette phase est la systole auriculaire.

Cette première phase systolique est suivie d'une autre phase diastolique qui va permettre d'envoyer le sang vers les poumons par les artères pulmonaires. Le dioxyde de carbone véhiculé par ce sang sera évacué dans les poumons vers l'extérieur du corps, et par la suite sera rechargé en oxygène.

Le sang riche en oxygène revient vers le cœur dans l'oreillette gauche à travers les veines pulmonaires, puis passe dans le ventricule gauche par la valve mitrale là où il va être propulsé vers toutes les organes à travers le réseau artériel via l'aorte. L'ensemble de ces étapes forme la circulation sanguine illustrée dans la figure 1.2.

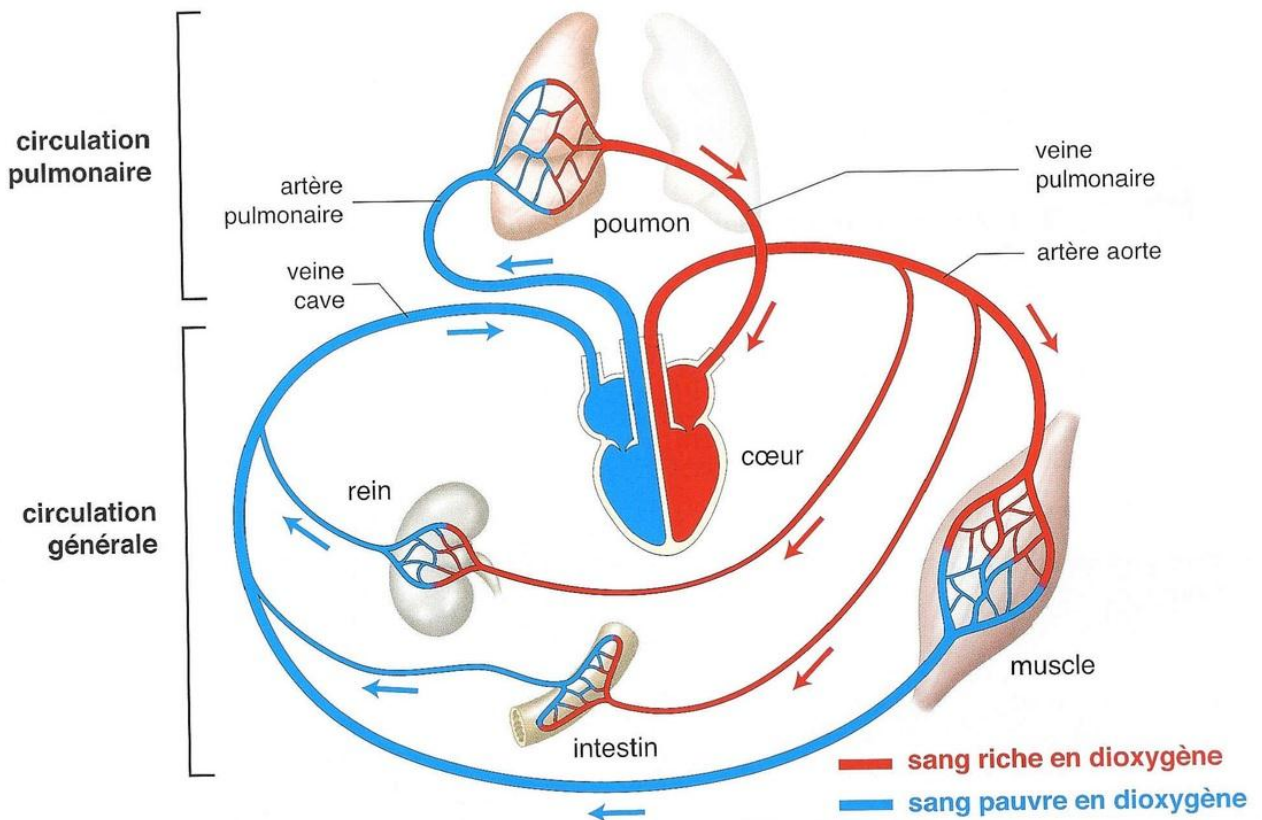


Figure I.2 : La circulation sanguine

I.2.3 Activité mécanique du cœur

L'activité mécanique du cœur comporte trois étapes majeures: la systole auriculaire, la systole ventriculaire et la diastole.

Dans la systole auriculaire, les deux oreillettes se contractent simultanément pour propulser le sang vers les deux ventricules. Une fois le sang expulsé des oreillettes, les valvules auriculo-ventriculaires (mitrale et tricuspide) entre les oreillettes et les ventricules se ferment. Ceci permet d'éviter le reflux du sang vers les oreillettes.

La systole ventriculaire implique la contraction des deux ventricules pour pomper le sang vers le système circulatoire (petite et grande circulation) à travers l'aorte et les artères pulmonaires. Une fois le sang expulsé, les deux valvules, pulmonaire à droite et aortique à gauche se ferment.

Enfin, la diastole est la relaxation de toutes les parties du cœur, permettant le remplissage passif des ventricules et l'arrivée de nouveau des phases de contractions harmonieuses et synchronisées des oreillettes et des ventricules.

CHAPITRE I: NOTIONS DE BASE EN CARDIOLOGIE

Lorsque la fréquence cardiaque change, la diastole est raccourcie ou rallongée tandis que la durée de la systole reste relativement stable [3].

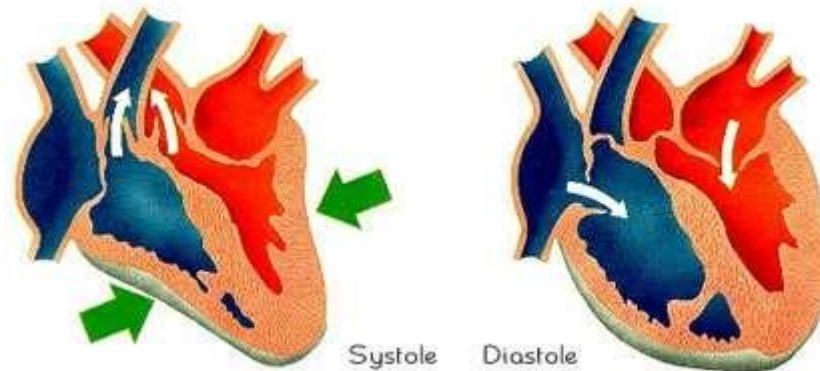


Figure I.3 : Activité mécanique du cœur.

I.3 L'électrophysiologie cardiaque

Le cœur est un organe autonome qui fonctionne d'une manière automatique. Il possède en lui-même tous les éléments nécessaires pour son fonctionnement. Ces éléments sont liés au tissu nodal (cellules cardiaques spécifiques).

La cause des contractions cardiaques est qu'un stimulus (ou onde de dépolarisation) prend naissance au niveau d'un point dans la paroi postérieure de l'oreillette droite. Cette stimulation traverse d'abord les deux oreillettes puis passe par la suite aux ventricules pour provoquer leur contraction.

Pour mieux comprendre l'origine des phénomènes électriques et mécaniques du cœur, les propriétés électro-physiologiques de la cellule myocardique seront discutées tout d'abord.

I.3.1 L'électrophysiologie des cellules cardiaques

Les cellules cardiaques sont entourées d'une membrane qui permet un passage de plusieurs différents ions, ce qui va créer des différences de concentration entre l'intérieur et l'extérieur de cette membrane cellulaire.

La concentration du Sodium Na^+ est plus grande à l'extérieur qu'à l'intérieur de la membrane, par contre le potassium (K^+) est largement plus concentré à l'intérieur qu'à l'extérieur de la membrane cellulaire et enfin le calcium (Ca^{++}) est très concentré à l'extérieur par rapport à l'intérieur.

Ces différences de concentration de ces ions chargés électriquement permettent de générer des différences de potentiel entre l'intérieur et l'extérieur de la membrane cellulaire.

Au repos, l'intérieur de la membrane cellulaire est chargé négativement avec une différence de potentiel de -90mV ce qui est connu par le *potentiel de repos*.

CHAPITRE I: NOTIONS DE BASE EN CARDIOLOGIE

Lorsqu'une cellule est stimulée par une manière électrique, mécanique ou chimique, des modifications physiologiques transitoires de la membrane vont aboutir à des mouvements d'ions. Ainsi, on aura une entrée brutale de sodium, suivie d'une entrée de calcium et d'une sortie de potassium et la différence de potentiel entre l'intérieur et l'extérieur passe alors à environ $+20mV$. C'est le *potentiel d'action*.

Dans un second temps les mécanismes servant à rétablir les différences de concentration vont se réactiver et rétablir les différences de concentration de part et d'autre de la membrane : c'est la phase de repolarisation de la cellule au cours de laquelle la cellule ne peut pas réagir à une nouvelle stimulation. C'est la *période réfractaire*.

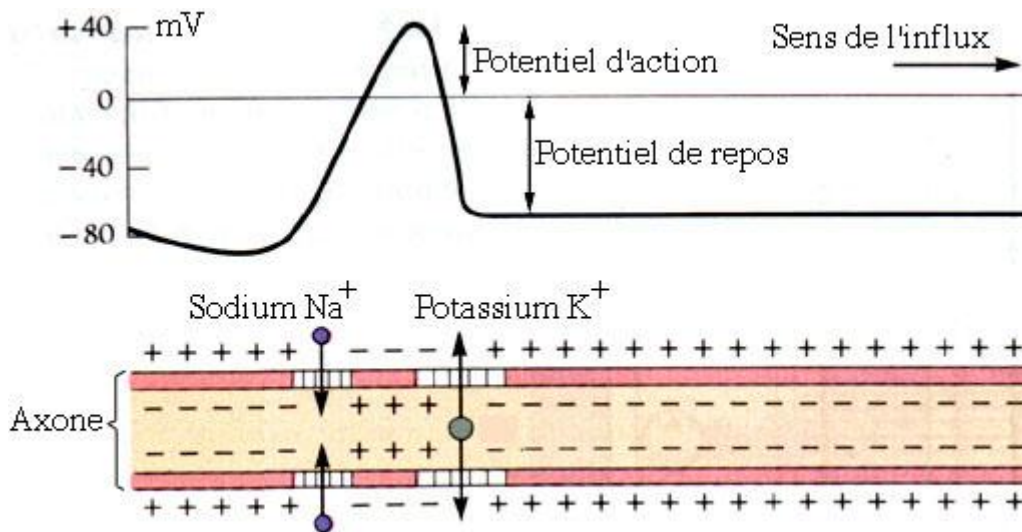


Figure I.4 : Dépolarisation cellulaire

I.3.2 Le fonctionnement électrique du cœur

La contraction du muscle cardiaque (ou myocarde) a pour origine la propagation d'une onde électrique qui excite les cellules musculaires dans un ordre bien établi afin que la contraction soit la plus efficace possible.

Cette impulsion électrique prend naissance dans le nœud SA sino-auriculaire (ou nœud sinusal ou encore nœud de Keith et Flack) situé au niveau de la veine cave supérieure, dans l'oreillette droite. Ce nœud est constitué d'un ensemble de cellules spécifiques auto-excitables qui ont un rôle de générer un courant de dépolarisation 60 à 100 fois par minute. Il est considéré comme le "pacemaker" du cycle cardiaque.

La stimulation électrique se propage dans les deux oreillettes et provoque leurs contraction (la systole auriculaire) et arrive au nœud AV auriculo-ventriculaire (ou d'Achoff-Tawara) seul point de passage entre les oreillettes et les ventricules situé dans le septum inter-ventriculaire.

CHAPITRE I: NOTIONS DE BASE EN CARDIOLOGIE

Au niveau du nœud AV, l'excitation électrique marque une courte pause avant de se propager vers les ventricules à travers le faisceau de HIS et par la suite par le réseau de Purkinje induisant la systole ventriculaire. Cette pause est très importante pour une bonne synchronisation du cycle cardiaque et pour permettre une stimulation ventriculaire retardée par rapport aux oreillettes ce qui permet aux deux ventricules d'être complètement remplis au moment de la contraction auriculaire.

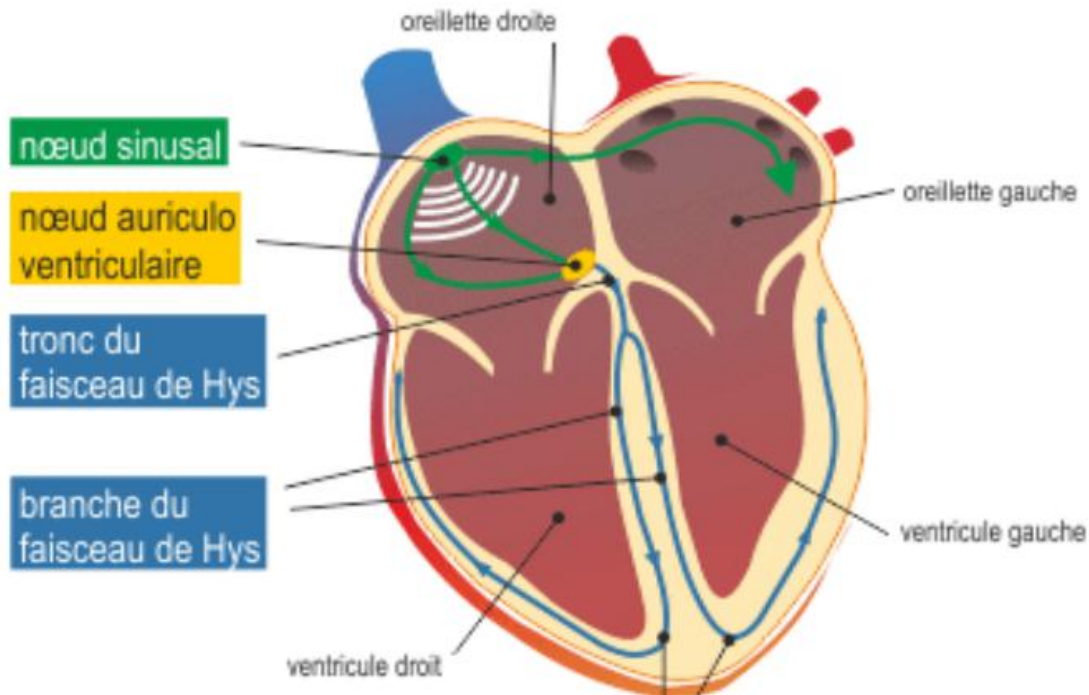


Figure I.5 : L'activité électrique du cœur

1.4 L'électrocardiographie

L'électrocardiographie est un examen médical très utilisé par les cardiologues parce qu'il est relativement peu coûteux, et il permet à l'aide d'un enregistrement très simple et sans danger, de surveiller l'appareil cardiovasculaire. [3]

L'électrocardiographie est une technique née en 1887 avec les travaux de Waller [2], elle est révélée à la communauté internationale par l'invention en 1901 du galvanomètre à cordes 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 et indispensable dans le domaine cardiologique. [2]

Le corps humain est considéré comme étant électriquement conducteur, pour cela les potentiels d'actions générés pendant l'activité électrique du cœur peuvent être enregistrés par

CHAPITRE I: NOTIONS DE BASE EN CARDIOLOGIE

des électrodes placées à la surface de la peau sous forme d'un tracé graphique appelé un électrocardiogramme (ECG).

Les positions des électrodes utilisées pour le recueil du signal ECG se nomment les dérivations électro cardiographiques. L'ECG standard est enregistré sur 12 dérivations (six dérivations périphériques et six précordiales).

I.4.1 Dérivations électro cardiographiques

Le signal ECG peut être enregistré sur différents sites du corps d'un sujet par l'intermédiaire des électrodes. Une dérivation électro cardiographique est définie par une ou deux électrodes placées sur la surface du corps. L'emplacement de ces électrodes est choisi de manière à explorer la quasi-totalité du champ électrique cardiaque résultant de la contraction du myocarde.

Selon leurs emplacements, on distingue deux types de dérivations :

- Les dérivations périphériques ou frontales qui sont placées sur les 4 membres et qui explorent le plan frontal du cœur [4].
- Les dérivations précordiales qui sont placées sur le thorax du patient pour Explorer le plan transversal du cœur [4].

I.4.1.1 Les dérivations périphériques

Les dérivations périphériques (ou les dérivations des membres) permettent d'explorer l'activité électrique du cœur sur le plan frontal. Elles nécessitent l'utilisation de quatre électrodes appliquées au bras droit, au bras gauche et à la jambe gauche, l'électrode de la jambe droite étant une électrode neutre destinée à éliminer les parasites électriques et isoler le patient de la terre.

Elles ont été déterminées par Einthoven en 1912 (*Les dérivations périphériques bipolaires*) et complétées par Gold-berger en 1942 (*Les dérivations périphériques unipolaires*). [4]

I.4.1.1.1 Les dérivations périphériques bipolaires

Elles sont au nombre de trois appelées DI, DII et DIII. Elles permettent la mesure des différences de potentiel entre des points très éloignés au niveau du corps.

Ces dérivations ont été déterminées par Einthoven [5] 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.

CHAPITRE I: NOTIONS DE BASE EN CARDIOLOGIE

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 1.6).

Les trois dérivations sont :

- DI (dérivation I) avec $DI = V_L - V_R$
 - o (Mesure bipolaire entre bras gauche et bras droit).
- DII (dérivation II) avec $DII = V_F - V_R$
 - o Mesure bipolaire entre jambe gauche et bras droit.
- DIII (dérivation III) avec $DIII = V_F - V_L$
 - o Mesure bipolaire entre jambe gauche et bras gauche.

Avec : V_L le potentiel sur le bras gauche

V_R le potentiel sur le bras droit

V_F le potentiel sur la jambe gauche

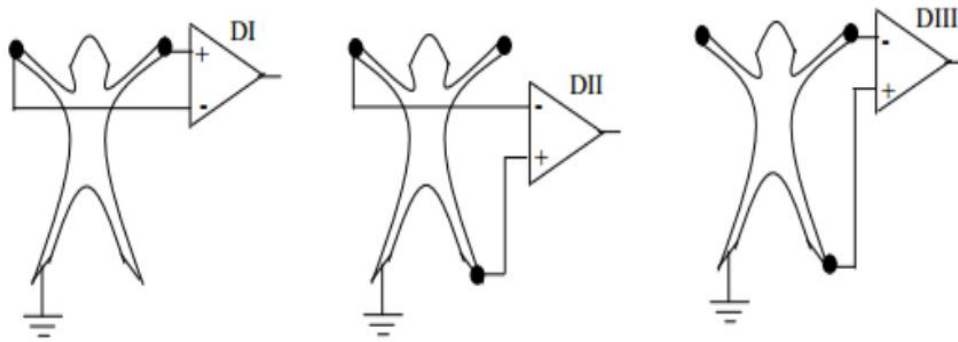


Figure I.6 : Les dérivations bipolaires des membres.

I.4.1.1.2 Les dérivations périphériques unipolaires

Les dérivations unipolaires ont été introduites pour la première fois par Wilson [6]. Dans son système, les dérivations sont obtenues entre une électrode exploratrice placée au sommet du triangle d'Einthoven (extrémité des membres) et une borne centrale qui joue le rôle d'une électrode neutre ou indifférente, dont le potentiel est la moyenne des potentiels des trois sommets du triangle d'Einthoven.

Cette configuration permet d'avoir les dérivations unipolaires V_L , V_R et V_F . Plus tard, Goldberg [Gol42] a modifié le système des dérivations de Wilson pour obtenir trois dérivations unipolaires augmentées, appelées aV_L , aV_R et aV_F (Figure 1.4). La lettre a (de l'anglais augmented) désigne le fait que les nouvelles dérivations augmentent la valeur des variations de potentiel des dérivations de Wilson par un facteur de 1,5.

CHAPITRE I: NOTIONS DE BASE EN CARDIOLOGIE

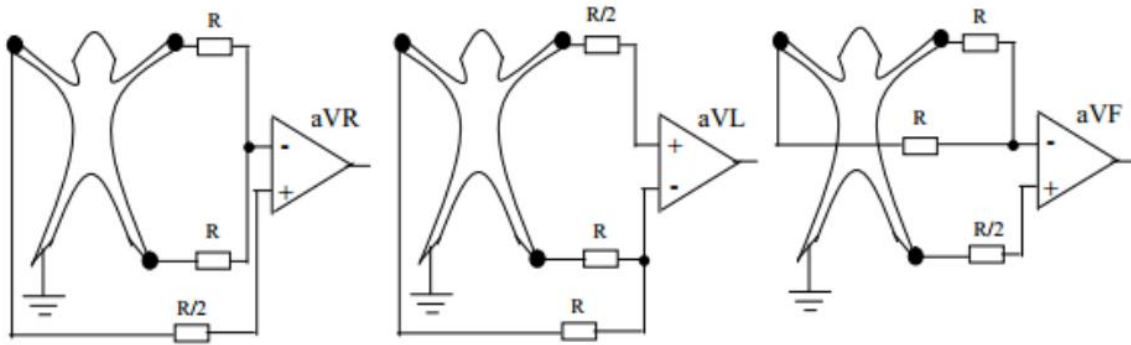


Figure I.7 : Les dérivations unipolaires des membres

I.4.1.2 Les dérivations précordiales

Pour détecter les potentiels proches du cœur, Wilson a introduit les dérivations qui explorent l'activité cardiaque sur plan horizontal (dérivations V1, V2, V3, V4, V5, et V6). Ces six dérivations sont localisées du côté gauche du thorax comme illustré dans la figure 1.8

Les différences de potentiels sont enregistrées 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.

Ces dérivations sont très rapprochées entre eux car l'électrode exploratrice est placée à faible distance des parois du ventricule droit et gauche d'où leur appellation.

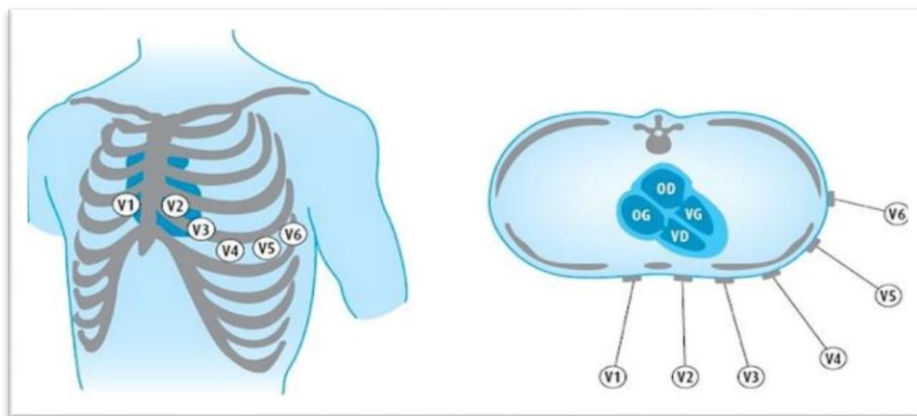


Figure I.8 : Les dérivations précordiales.

Position des électrodes précordiales

- 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

CHAPITRE I: NOTIONS DE BASE EN CARDIOLOGIE

- 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

I.5 Le signal électrocardiogramme ECG

Le signal électrocardiogramme (ECG) est obtenu grâce à un appareil, l'électrocardiographe, qui a le rôle d'enregistrer l'activité électrique du cœur sous forme d'un tracé graphique. Ce signal ECG est recueilli par l'intermédiaire des électrodes placées sur la peau.

Les informations portées par le signal ECG se présentent comme des ondes électriques, aux formes et durées particulières qui se répètent à chaque cycle cardiaque. En réalité, chacune de ces ondes enregistrées sur le signal ECG traduit une des diverses étapes de la contraction cardiaque.

Ces différentes ondes et intervalles pour un signal ECG normal sont lister dans la suite de ce chapitre.

I.5.1 Les ondes enregistrées sur un ECG normal

La figure 1.9 illustre bien la morphologie d'un signal électrocardiogramme ECG d'un sujet normal enregistré sur un cycle cardiaque.

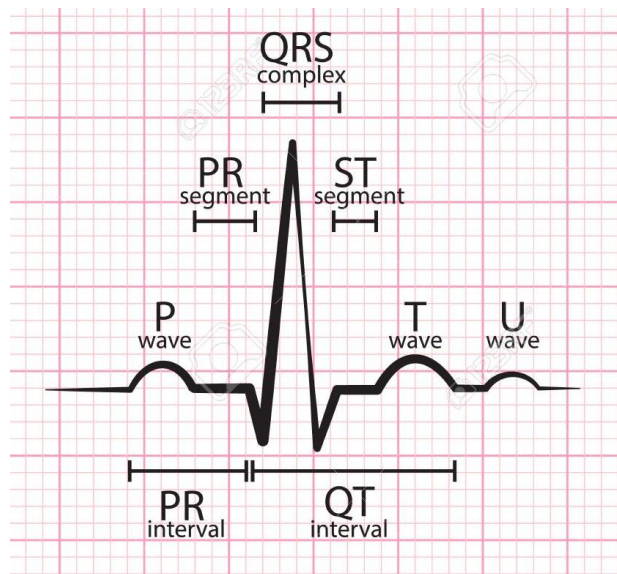


Figure I.9 : les ondes et segments enregistrés sur un ECG normal.

Nous observons sur un tracé du signal ECG que les séquences de contraction et de décontraction du myocarde se présentent comme une série de déflexions positives et négatives superposées à une ligne de potentiel zéro (ligne de base) qui correspond à l'absence des phénomènes cardiaques.

CHAPITRE I: NOTIONS DE BASE EN CARDIOLOGIE

Les lettres P, Q, R, S, T et U sont attribués pour désigner les principales ondes sur le signal ECG.

L'onde P

C'est la première onde détectable sur le cycle cardiaque. Elle apparaît quand la stimulation se propage à partir du nœud SA pour exciter les oreillettes. La masse musculaire auriculaire relativement faible entraîne une variation de potentiel faible (moins de 0.25 mv).

La progression du stimulus 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, le stimulus prend le même sens que celui de la dépolarisation et le vecteur résultant instantané est orienté vers le nœud sinusal. Cela produit une onde de repolarisation 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 signal 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 suite à la propagation de la stimulation électrique à travers les deux ventricules. Il a une durée inférieure à 0.12 seconde et il est constitué de trois ondes :

- *L'onde Q* : première déflexion négative
- *L'onde R* : première déflexion positive et représente la plus grande amplitude dans un battement cardiaque.
- *L'onde S* : première déflexion négative qui suit l'onde R

L'onde T

Elle correspond à la décontraction ventriculaire. Cette onde succède au complexe QRS après retour à la ligne isoélectrique (ligne de base) et elle a une amplitude plus faible et une durée plus longue que le complexe QRS.

L'onde U

C'est une onde de faible amplitude que l'on rencontre après l'onde T. Elle est parfois visible dans certaines dérivations, mais le mécanisme de sa genèse reste encore à discuter.

En général, un tracé d'un signal électrocardiogramme ECG normal se présente comme celui illustré dans la figure.1.9

I.5.2 Les segments et intervalles d'un ECG normal

Dans un signal ECG, il existe un certain nombre d'intervalles et de segments qui portent des informations sur la vitesse de conduction de l'impulsion électrique dans les différentes parties du cœur. Les intervalles et les segments les plus importants sont :

CHAPITRE I: NOTIONS DE BASE EN CARDIOLOGIE

➤ 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.

I.6 Les pathologies cardiaques

Le meilleur outil pour diagnostiquer les arythmies est l'électrocardiogramme. Dans l'analyse de l'ECG, les pathologies sont détectées en fonction de leur différence avec le rythme idéal qui est le rythme sinusal. Chaque déviation visible sur l'ECG par rapport au rythme sinusal peut être attribuée à une anomalie physiologique [5].

I.6.1 Arythmies courantes

Les arythmies cardiaques sont une cause majeure de mortalité et constituent une partie très importante de la problématique des maladies cardiovasculaires. L'arythmie survient lorsque le cœur bat de façon irrégulière ou s'il bat à moins de 60 pulsations ou plus de 100 pulsations / minute, sans que cela soit justifié par un effort physique par exemple [5].

L'arythmie est le trouble cardiaque le plus fréquent. Les impulsions électriques qui contrôlent les battements du cœur se produisent de façon désordonnée ou ne passent pas par les circuits électriques habituels. La contraction cardiaque qui résulte s'écarte du rythme normal. Le battement supplémentaire qu'elle provoque est appelé extrasystole, par opposition à la contraction normale appelée systole [5].

La durée d'une arythmie varie beaucoup d'un individu à l'autre et dépend aussi du type d'arythmie. Les arythmies sont classées selon le lieu où elles prennent naissance. Si le trouble se déclare dans l'oreillette ou l'AT, on parlera d'arythmie supra-ventriculaire ; s'il

CHAPITRE I: NOTIONS DE BASE EN CARDIOLOGIE

apparaît dans les ventricules, on parlera d'arythmies ventriculaires. Si une arythmie accélère le rythme cardiaque, on parle de tachycardie; si elle ralentit, on parle alors de bradycardie [5].

I.6.2 Extrasystole

Les extrasystoles sont des battements du cœur provoqués, non par les impulsions du nœud sinusal, mais par des impulsions déclenchées ailleurs dans les oreillettes (extrasystoles supra-ventriculaires) ou dans les ventricules (extrasystoles ventriculaires). Ces battements perturbent le rythme sinusal et s'accompagnent d'une sensation de palpitation ou de pause cardiaque. La fréquence cardiaque est supérieure à 100bpm [5].

I.6.3 Bradycardie

C'est un battement lent du rythme cardiaque, sa fréquence est inférieure à 60bpm ; elle est dite d'origine sinusale, jonctionnelle, ou ventriculaire, selon l'origine de l'impulsion électrique au début des battements considérés [5].

- Bradycardie sinusal : Le rythme est de l'ordre de 40bpm
- Bradycardie jonctionnelle : Le rythme est de l'ordre de 35bpm.
- Bradycardie ventriculaire : Le rythme a une fréquence très lente, entre 15 et 40bpm [5].

I.6.4 Tachycardie

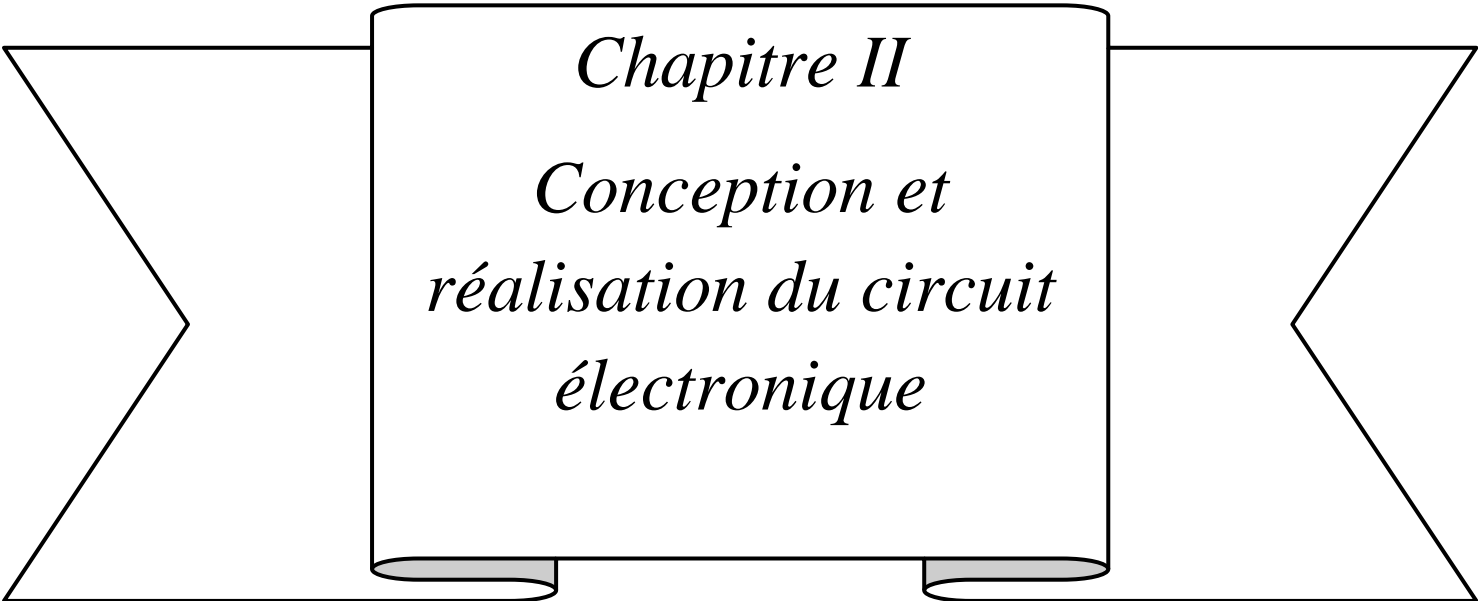
A l'inverse de la bradycardie, la tachycardie est caractérisée par le fait que la fréquence est Supérieure à 100bpm. Elle peut être d'origine sinusale, auriculaire ou ventriculaire.

- Tachycardie Sinusale : Le rythme est compris entre 100 et 180bpm.
- Tachycardie auriculaire : Le rythme est compris entre 120 et 200bpm.
- Tachycardie ventriculaire : les battements sont très rapprochés [5].

I.7 Conclusion

Les notions évoquées dans ce chapitre et plus particulièrement l'anatomie et l'électrophysiologie cardiaque permettent de bien comprendre la nature et l'origine du signal électrocardiogramme ECG.

Cette étude approfondie effectuée sur le signal électrocardiogramme permet d'avoir les connaissances essentielles pour entamer le chapitre suivant qui consiste à la présentation des circuits électriques nécessaires pour bien détecter ce signal très important.



Chapitre II
Conception et
réalisation du circuit
électronique

CHAPITRE II: Conception et réalisation du circuit électronique

II.1 Introduction :

La conception d'un moniteur de surveillance cardiaque nécessite la réalisation d'abord d'un circuit électronique capable de détection d'un signal ECG et par la suite l'implémentation d'un programme informatique pour extraire des paramètres supplémentaires par des opérations du traitement numérique du signal tel que le rythme cardiaque.

Dans ce deuxième chapitre, nous allons présenter les différents blocs essentiels et nécessaires pour la détection et l'acquisition du signal ECG.

Le signal ECG recueilli par les électrodes, nécessite un circuit électronique pour sa mise en forme. Plusieurs circuits peuvent être utilisés pour réaliser cet objectif tel que des filtres analogiques, des circuits d'amplification, des circuits d'alimentation ou encore des étages d'adaptation.

II.2 Schéma bloc général d'un moniteur cardiaque

Le schéma bloc général pour la réalisation d'un circuit de monitoring cardiaque est illustré dans le schéma présenté dans la figure II.1

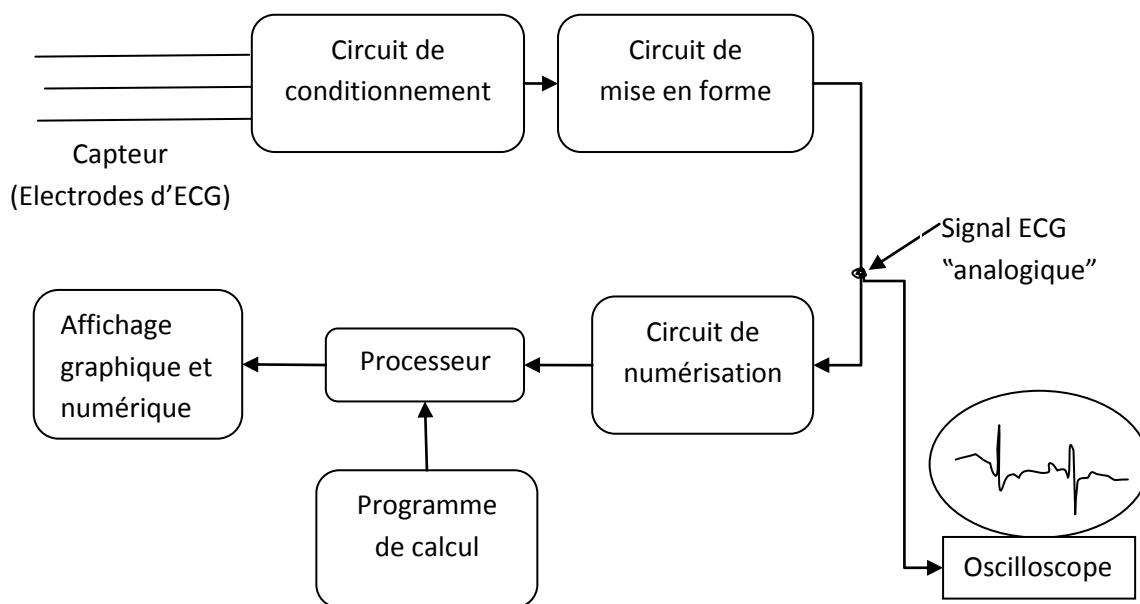


Figure II.1: Schéma bloc d'un system de monitoring cardiaque.

CHAPITRE II: Conception et réalisation du circuit électronique

En général, L'élément essentiel dans une chaîne de mesure est le capteur, et ce dernier est choisi en fonction de la grandeur qu'on veut mesurer. Dans notre situation le capteur utilisé pour détecter le signal ECG est une électrode métallique comme pour la plupart des autres signaux électro-physiologiques.

D'une manière générale, un circuit de conditionnement est un circuit destiné à améliorer les conditions de mesure pour le capteur. Souvent sans un circuit de conditionnement, il est très difficile ou même parfois impossible d'avoir un bon signal par le capteur seulement. Pour le signal ECG, souvent un circuit de l'électrode du pied droit est nécessaire pour pouvoir détecter un bon signal.

Les circuits de mise en forme sont des étages classiques dans une chaîne de mesure. Leur présence est très importante pour améliorer la qualité du signal mesuré tant ce dernier est souvent très petit en plus d'être contaminé par toute sorte de bruit. En règle générale, la mise en forme du signal mesuré passe par des étapes d'amplification ainsi que par des étapes de filtrage.

Une fois le signal détecté par les électrodes est mis en forme en termes d'amplification et de filtrage, il peut être visualisé sur un oscilloscope dans sa version analogique.

A partir des électrodes et jusqu'à l'affichage sur une chaîne d'oscilloscope constitue la partie analogique du circuit de monitoring cardiaque. Cette partie analogique permet d'avoir un signal électrocardiogramme ECG prêt à être exploité dans différentes situations.

La partie digitale du circuit moniteur de surveillance cardiaque comporte une interface de numérisation pour la conversion analogique numérique du signal ECG pour être prêt à être enregistré et traité par des algorithmes de calcul au niveau du processeur.

L'affichage du tracé graphique du signal ainsi que les résultats des différents paramètres extraits à partir du signal par des méthodes de traitement numérique du signal est la dernière étape à faire pour finaliser un tel système de monitoring cardiaque.

II.3 Etude détaillé des composantes du circuit de monitoring

Le circuit général que nous avons présenté dans la section précédente peut être divisé en deux grandes parties :

- *Une partie analogique :*

Cette partie commence des électrodes pour finir par avoir un signal ECG dans sa forme analogique.

- *Une partie digitale :*

Cette partie commence par du signal ECG analogique jusqu'à l'affichage du la version numérisée du signal.

CHAPITRE II: Conception et réalisation du circuit électronique

La figure II.2 représente en détail la partie analogique de notre projet de réalisation du moniteur de surveillance cardiaque. C'est un circuit électronique classique dédié à la détection d'un bon signal ECG.

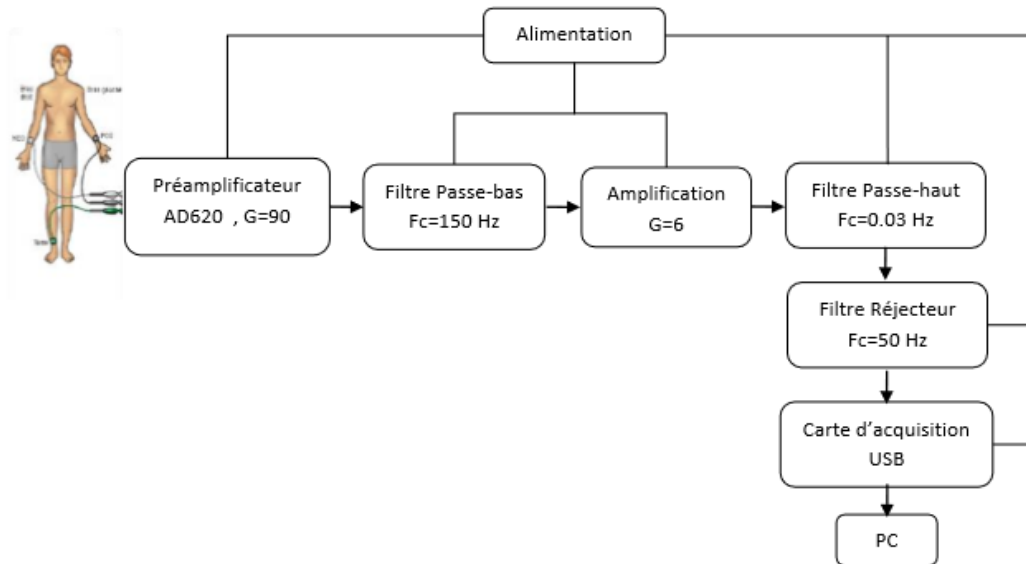


Figure II.2: schéma bloc classique d'un circuit de détection du signal ECG.

Pour une bonne détection du signal ECG, un certain nombre de circuits est nécessaire pour réaliser cette tâche parmi lesquels : les électrodes, les filtres analogiques et les étage amplificateurs.

II.3.1 Le capteur d'ECG « Les électrodes »

Le capteur est l'élément le plus important dans une chaîne de mesure. Son rôle est de transformer les valeurs de cette grandeur appelée mesurande, en signaux électriques exploitables par les autres éléments de la chaîne de mesure. Pour cela, la qualité du choix du type de capteur influe énormément sur les résultats de mesure.

Pour le signal électrocardiogramme, le capteur utilisé est de type électrode métallique qui permet de détecter le signal ECG qui est une grandeur électrique.

Un bon contact entre les électrodes et la peau permet de réduire les artefacts de mouvements et les interférences sur le signal. Souvent Nous utilisons un gel électrolyte pour assurer une bonne conduction par la réduction de l'impédance de la peau (réduire l'impédance peau-électrode).

Le métal utilisé pour la fabrication des électrodes est de type Ag/AgCl (argent/chlorure d'argent) ont une meilleure qualité et sont souvent utilisées.

CHAPITRE II: Conception et réalisation du circuit électronique

Il existe deux catégories d'électrodes d'ECG :

- Les électrodes réutilisables
- Les électrodes à usage unique.

Les électrodes réutilisables nécessitent l'application d'un gel électrolyte pour assurer un bon contact entre la peau et l'électrode qui est un pur métal.

Les électrodes réutilisables existent en deux modèles qui sont les ventouses ou les pinces.

Les ventouses sont souvent utilisées pour les dérivations précordiales, par contre les pinces sont utilisées pour les dérivations des membres comme illustré dans la figure II.3.

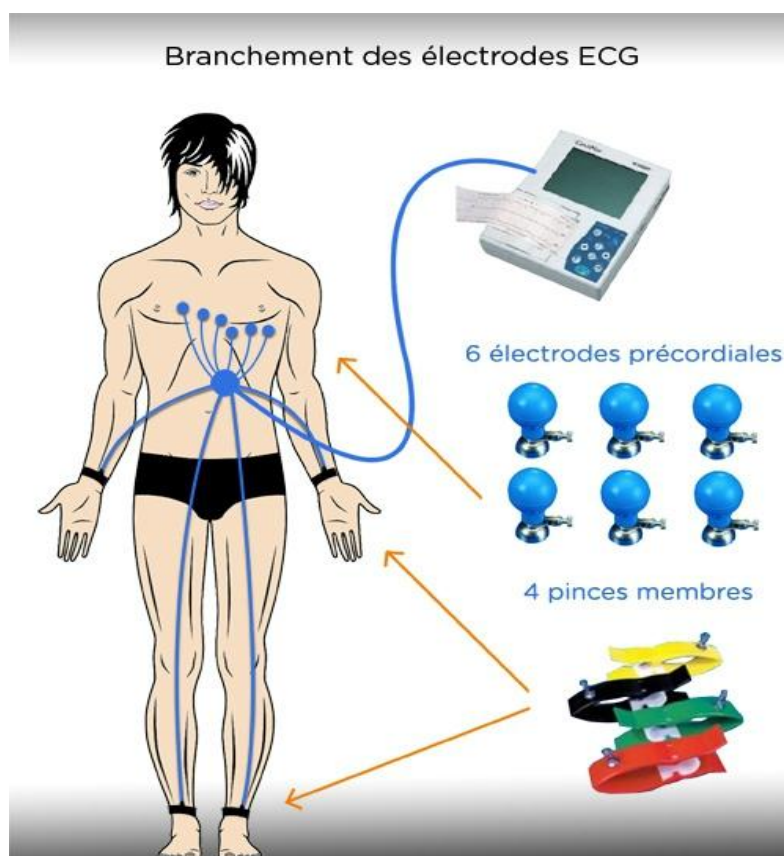


Figure II.3: Les électrodes ECG réutilisables (pinces et ventouses).

Les électrodes à usage unique sont des électrodes patches autocollantes qui sont utilisables directement puisqu'ils disposent dans leur structure interne du gel électrolyte. La figure II.4 illustre ce type d'électrodes.

Les électrodes à usage unique sont nettement préférables en utilisation clinique à cause de leurs avantages par rapport aux autres types d'électrodes.

Nous avons choisis les électrodes à travers plusieurs critères :

CHAPITRE II: Conception et réalisation du circuit électronique

- Etre suffisamment adhésives pour permettre des utilisations successives
- Permettre un très bon contact et un rapport signal sur bruit maximal.
- Branchement facile au circuit acquisition . [13]

Après plusieurs essais d'électrodes disponibles nous avons utilisé ceux qui répondent à nos exigences.

A noter que nous avons utilisé les pinces pour valider notre circuit sur les plaques d'essai pour des raisons économiques et pour finaliser le circuit final nous avons utilisé les électrodes à usage unique.



Figure II.4: les électrodes de détection de signal.

II.3.2 Le circuit d'alimentation :

Pour des raisons de sécurité des utilisateurs, nous avons opté à générer les tensions d'alimentation nécessaires pour notre circuit par des batteries.

Ce choix nous permet de simplifier plus notre circuit puisque les circuits d'isolation du patient pour sa sécurité contre les courants de fuite ne sont plus obligatoires.

Noter que les différents composants électroniques qui ont été choisies pour notre projet nécessitent la même tension d'alimentation. Nous avons réalisé un circuit qui permet de fournir deux tension de 5v et -5v.

Nous avons utilisé une batterie de 9v qui à été branchée avec un régulateur de tension de type 7805 pour obtenir le 5v. Le -5v sera obtenu par l'utilisation d'un circuit inverseur de tension (Le ICL7660). Le circuit qui a été réalisé est illustré dans la figure II.5

CHAPITRE II: Conception et réalisation du circuit électronique

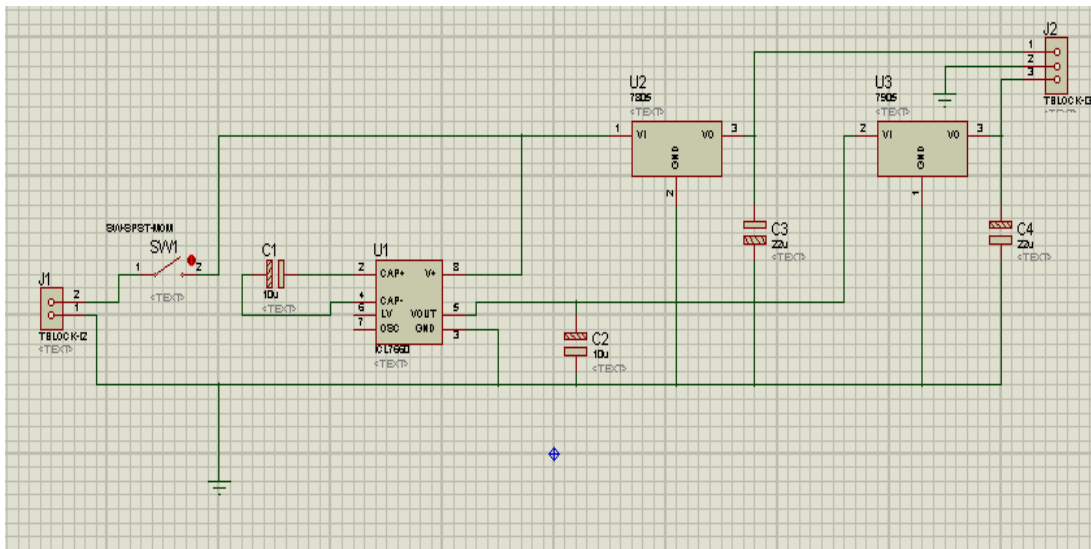


Figure II.5: alimentation 5V et -5V.

II.3.3 Pré amplification :

Théoriquement, l'amplitude brute du signal ECG est de quelques millivolts qui ne peut être visualisé sur un oscilloscope parce qu'elle est noyée dans différents types de bruits et plus particulièrement la tension de mode commun.

L'utilité d'une pré-amplification (ou une amplification initiale) est très souvent indispensable pour pouvoir détecter le signal ECG.

Différents circuits d'amplification peuvent être utilisés, cependant l'ensemble des circuits de mesure des signaux électro-physiologiques utilise un amplificateur d'instrumentation à base des amplificateurs opérationnels comme élément principal. Le rôle de cet étage amplificateur est utilisé pour augmenter le faible niveau du signal directement des électrodes d'ECG.

Cette étape est réalisée par l'emploi d'un circuit amplificateur d'instrumentation qui présente les caractéristiques suivantes :

- L'impédance d'entrée est très grande (le premier étage de l'AI est constitué de deux amplificateurs opérationnels)
- Le rejet du mode commun est très élevé.
- L'impédance de sortie est très petite.

La figure II.6 illustre un schéma électrique d'un amplificateur d'instrumentation à trois étages.

CHAPITRE II: Conception et réalisation du circuit électronique

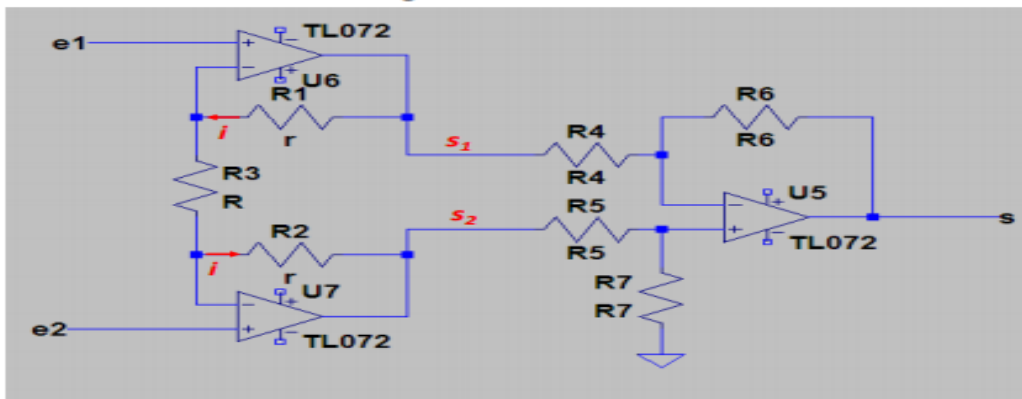


Figure II.6: amplificateur d'instrumentations.

Posons $s = s_1 - s_2$

En considérant les amplificateurs opérationnels parfaits, nous avons $e_1 - e_2 = ri$, puisque les tensions entre les deux entrées de chaque ampli-op sont nulles.

On a aussi : $s = (2R + r) D'où s = (e_1 - e_2) (2R + r) r$

Le mode commun en entrée s'écrit : $emc = e_1 + e_2 / 2$

Le mode commun en sortie s'écrit : $smc = s_1 - s_2$,

Or $s_1 = e_1 + Ri$ et $s_2 = e_2 - Ri$ d'où : $smc = e_1 + e_2 / 2 = em$

Les tensions de mode commun en entrée et en sortie sont les mêmes ! Mais la sortie est amplifiée : $Ad = 2R+rr$ qui peut prendre une valeur très élevée. Cela revient à dire que le mode commun est réduit du même rapport.

Le montage amplificateur d'instrumentation réduit donc très fortement le mode commun.

On peut réaliser son « propre » AI à partir de composants discrètes et d'amplificateurs opérationnel, mais l'obtention d'un taux de rejet de mode commun élevé requiert des résistances parfaitement appariées ... C'est pourquoi on utilisera plutôt des AI intégrés comme l'AD620.

Pour cette raison, nous avons utilisé un amplificateur d'instrumentations en un seul circuit intégré qui est l'AD620 pour ses caractéristiques techniques intéressantes.

Après la détection du signal ECG, le signal capté est de très faible amplitude, et complètement bruité (tension en mode commun). C'est pour cela, ce signal est directement injecté dans un amplificateur d'instrumentation AD620.

Enfaite, l'AD620 utilisé dans notre circuit est de type trois AOP les caractéristiques suivantes:

- Une Impédance d'entrée très grande.
- Un gain en mode commun très faible.

CHAPITRE II: Conception et réalisation du circuit électronique

- Un gain différentiel très grand.
- Une Impédance de sortie faible.
- Un taux de rejection en mode commun TRMC très grand.

Le gain de l'AD620 est donné par l'équation ci-dessous :

$$\text{Gain} = (49.9/R_g) + 1.$$

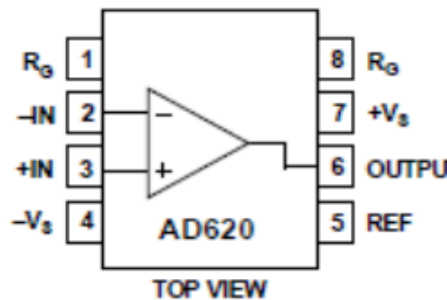


Figure II.7: Amplificateur d'instrumentation AD620.

II.3.4 Filtrage du signal

Le filtrage analogique est une étape essentielle dans la réalisation d'une chaîne de mesure et d'acquisition de données.

C'est une opération qui consiste à séparer les composantes d'un signal selon leurs contenus fréquentiels ce qui va nous permettre de séparer des fréquences particulières ou encore d'éliminer d'autres fréquences parasites.

L'objectif principal de cette opération de filtrage est de :

- Nettoyer le signal concerné en éliminant le plus de bruits possibles tout en préservant le maximum d'informations utiles dans ce signal.

Il existe deux types de filtres :

- *Les filtres passifs* : Ils ne sont composés que d'éléments passifs (résistances, condensateurs, bobines).
- *Les filtres actifs* : Il y a en plus une amplification du signal d'entrée par un élément actif (Amplificateur opérationnel, Transistor).

La partie qui concerne le filtrage de notre signal, contient trois filtres, le premier est un filtre passe bas, le deuxième est un filtre passe haut et le troisième est un filtre rejeteur .

CHAPITRE II: Conception et réalisation du circuit électronique

a) Les Filtre passive:

Un filtre passif se caractérise par l'usage exclusif de composants passifs (résistances, condensateur, bobines). Par conséquent, ils ne peuvent qu'atténuer une partie des signaux, mais pas les amplifier.

Les plus simples sont basées sur de circuits RC, RL, LC ou circuit RLC. Mais, il est bien sur permis d'augmenter l'ordre du filtre (et le nombre de composants). Moins l'ordre est minime, plus il sera délicat d'être sélectif : l'atténuation se fera progressivement. Avec un ordre plus important, on peut espérer couper plus brutalement une fréquence en touchant moins les voisines. [13]

Ce type de filtre convient bien aux signaux de faible amplitude et de faible puissance. Les filtres actifs sont donc largement utilisés dans l'instrumentation médicale et en électronique de toutes sortes.

b) Les filtres actifs :

Les filtres actifs se caractérisent par l'usage d'au moins un composant actif comme un transistor, un amplificateur opérationnel, ou autre circuit intégré.

Ces filtres ont l'avantage de pouvoir se passer de bobines qui sont chères, difficilement miniaturisés et imparfaites. De plus, les filtres actifs ont un gain qui peut être supérieur à 1, donc ils peuvent amplifier le signal dans la bande de fréquence utile.[13]

c) Caractéristiques des réponses d'un filtre :

Un filtre est caractérisé par une fonction de transfert $T(j\omega)$ déterminant le rapport V_s/V_e des tensions d'entrée V_e et de sortie V_s .

Un filtre est caractérisé par deux courbes de réponse :

-L'amplitude en fonction de la fréquence.

-La phase en fonction de la fréquence.

Prenons l'exemple d'un Filtre passe bas :

Un filtre passe bas de type circuit RC comme illustré dans la figure II.8 est un filtre qui laisse passer les basses fréquences et qui atténue les hautes fréquences, c'est-à-dire les fréquences supérieures à la fréquence de coupure.

Dans notre projet, la valeur de la fréquence de coupure du filtre passe bas qui été utilisé est de 150hz. Cette valeur représente la valeur maximale de la bande spectrale du signal électrocardiogramme ECG.

CHAPITRE II: Conception et réalisation du circuit électronique

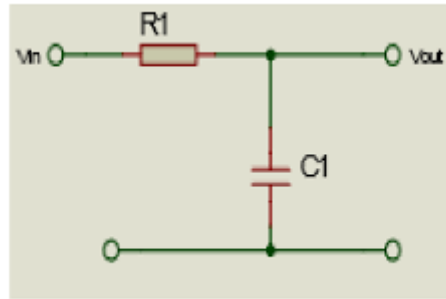


Figure II.8: filtre passe bas passive du premier ordre.

Sa fonction de transfert est donnée par l'équation suivante :

$$\frac{V_{out}(s)}{V_{in}(s)} = \frac{1}{s + \frac{1}{CR}}$$

Et sa fréquence de coupure est donnée par l'équation suivante :

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

La réponse fréquentielle de ce filtre est illustrée dans la figure II.9 suivante

CHAPITRE II: Conception et réalisation du circuit électronique

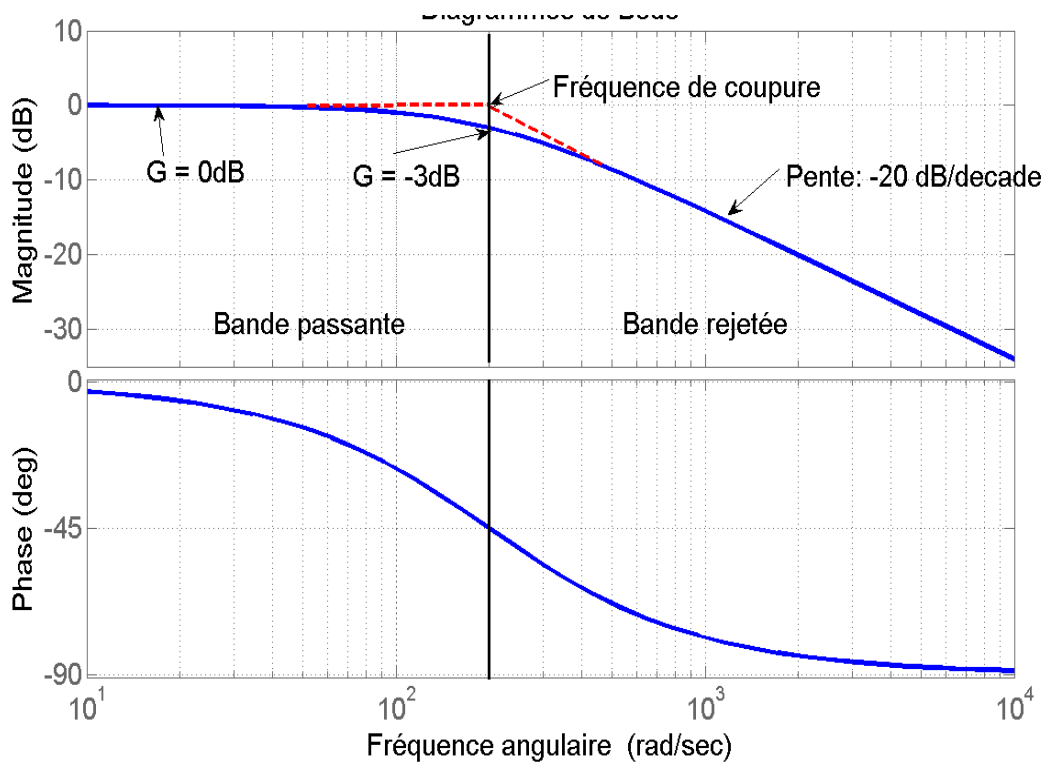


Figure II.9: Fonctions du transfert du filtre passe bas.

Dans notre circuit, nous avons réalisé deux circuits filtre passif de type RC, un passe bas et l'autre passe haut.

d) Filtre rejeteur :

Le secteur perturbe considérablement le signal utile car sa fréquence égale à 50Hz est comprise dans la plage fréquentielle du signal ECG, d'où la nécessité d'un filtre qui puisse rejeter le bruit du secteur sans trop influencer le signal utile.

CHAPITRE II: Conception et réalisation du circuit électronique

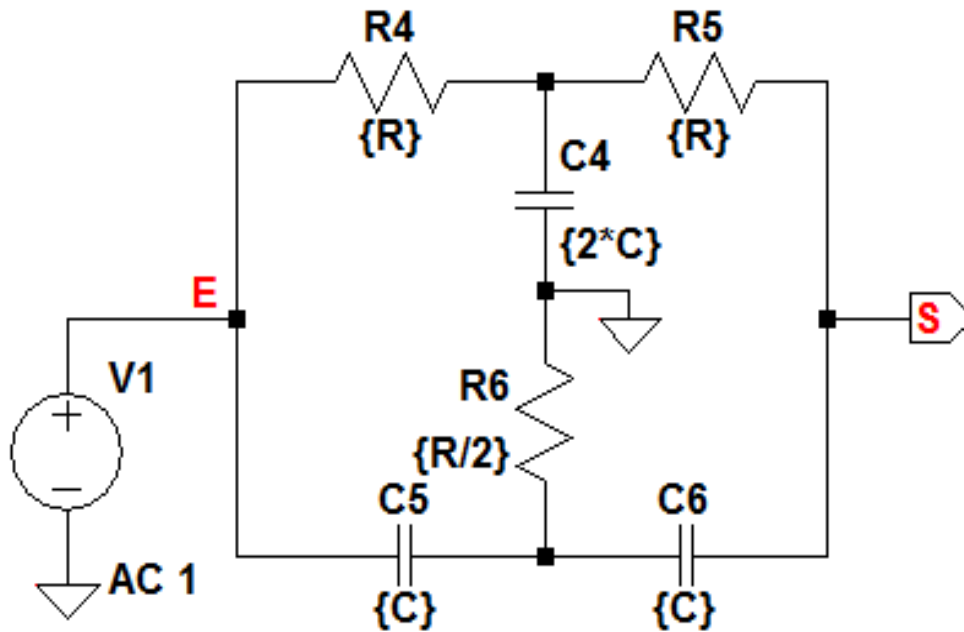


Figure II.10 : structure de filtre réjecteur de 50 Hz.

Un filtre réjecteur est conçu pour **éliminer une étroite bande** clairement définie sur une plage de fréquences.

Appelé aussi filtre **coupe-bande**, il est la combinaison d'un filtre passe bas et passe haut, autrement dit il forme une crevasse sur une plage de fréquences voulue.

Le filtre réjecteur 50 Hz que nous avons utilisé est illustré dans la figure II.10. Il est monté par une structure en double T. Sa fonction de transfert est illustrée dans la figure II.11

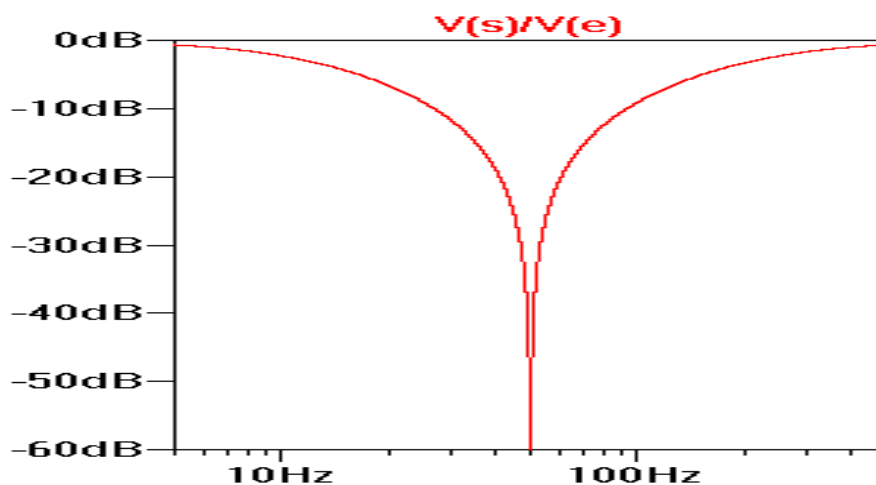


Figure II.11: Fonction de transfert du filtre réjecteur.

CHAPITRE II: Conception et réalisation du circuit électronique

II.3.5 Amplification :

Après l'opération de filtrage, le signal peut perdre un peu d'amplitude surtout que nous avons utilisés des filtres passifs. A cet effet, une deuxième opération d'amplification est recommandée.

Un simple amplificateur non inverseur peut faire ce travail en utilisant l'amplificateur TL071. le circuit suivant montre l'étage d'amplification illustré dans figure II.12.

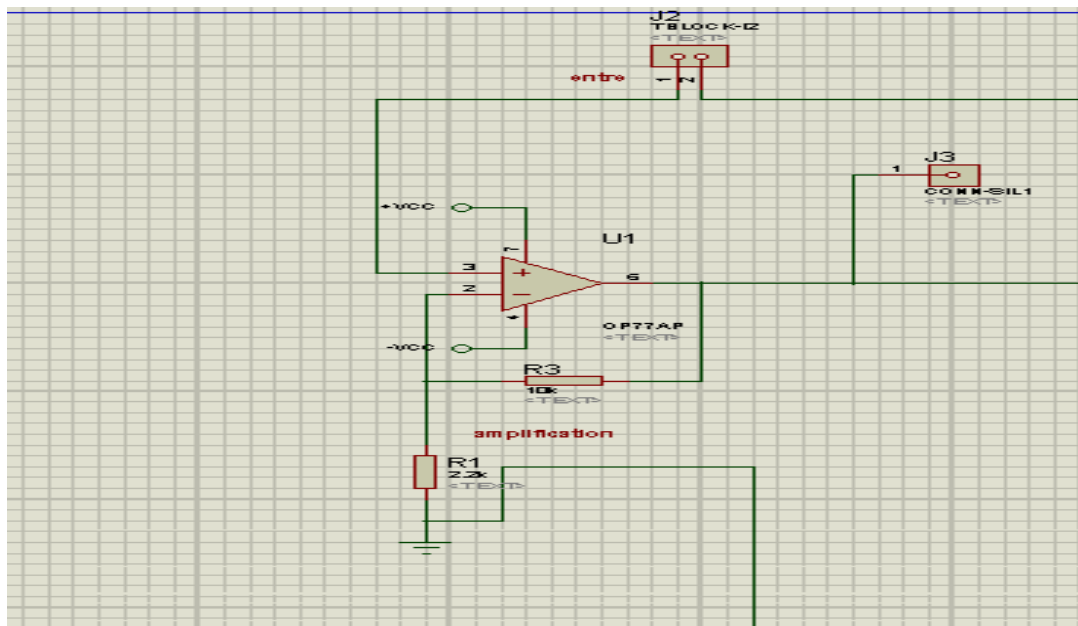


Figure II.12: circuit d'amplification.

II.3.6 Circuit de l'électrode du pied droit :

L'électrode du pied droit appelé (référence) n'est pas liée directement à la terre dans les différents électrocardiographes modernes. 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 R2 et R1, inversée, puis amplifiée et connectée à l'électrode de pied droit la tension en mode commun V_{cm} sur le corps est détectée. Cette tension négative ramène la tension 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,

CHAPITRE II: Conception et réalisation du circuit électronique

permettant d'isoler le patient qui sera lié à la terre par les deux résistances R_0 et R_F qui ont des valeurs de quelques dizaines de $M\Omega$. [13]

La figure II.13 illustre le schéma électrique du circuit relié à l'électrode du pied droit.

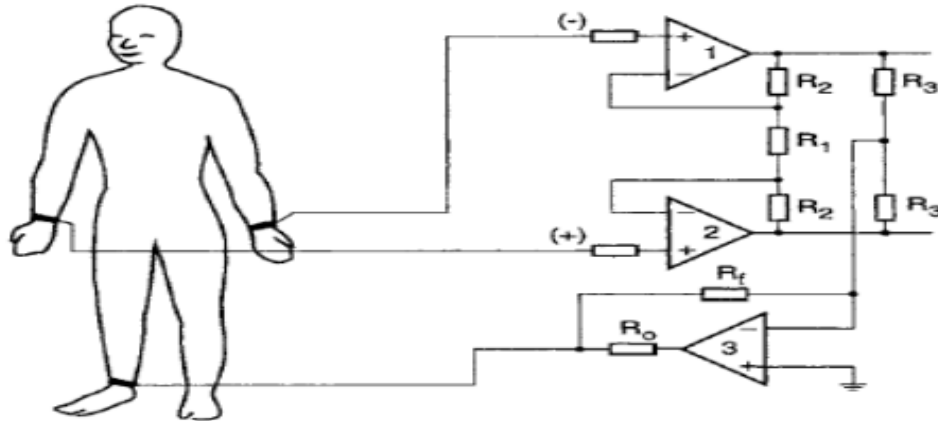


Figure II.13: circuit de l'électrode du pied droit.

II.3.7 Le circuit d'offset set:

Le signal électrocardiogramme ECG que nous avons détecté est un signal bipolaire qui contient des valeurs positives et négatives.

Pour faire la numérisation à l'aide de la carte « Arduino Uno », il faut décaler notre signal entre 0 et 5V qui représente la plage d'entrée de cette carte. Sinon, les valeurs qui dépassent cet intervalle seront tronquées.

La figure II.12 illustre bien le circuit d'offset que nous avons utilisé.

Le principe est d'ajouter une tension continue DC à notre signal ECG afin de le décaler.

Nous avons utilisé un potentiomètre variable pour contrôler la valeur d'amplitude de cette tension d'offset ajoutée.

CHAPITRE II: Conception et réalisation du circuit électronique

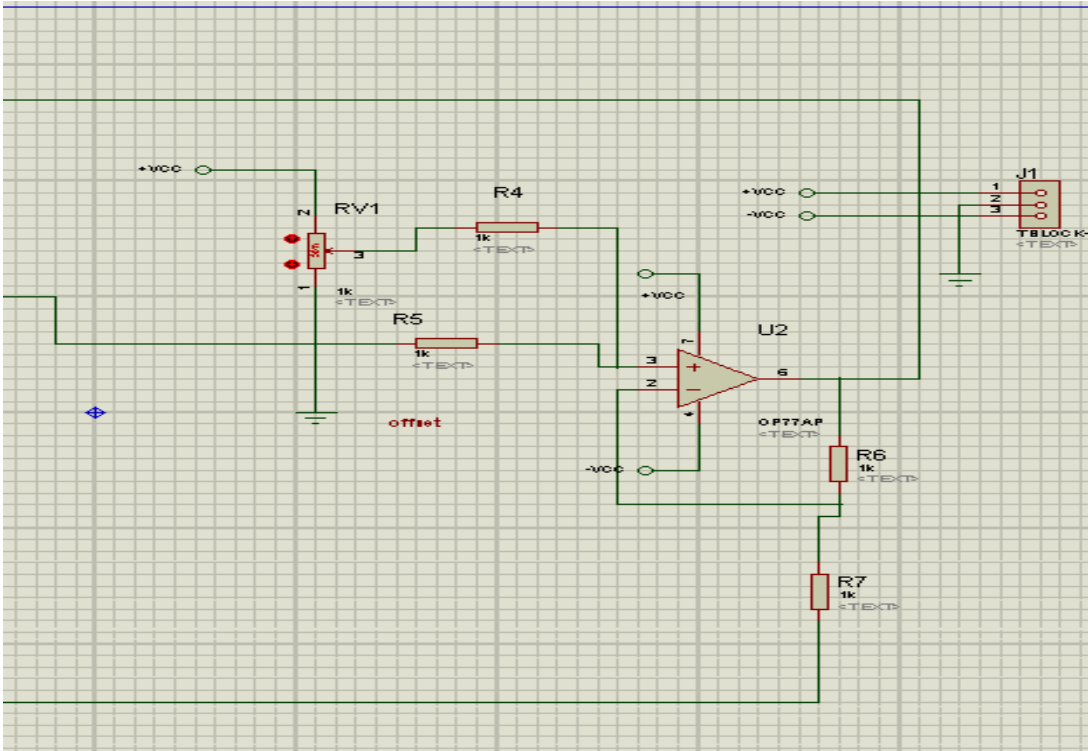
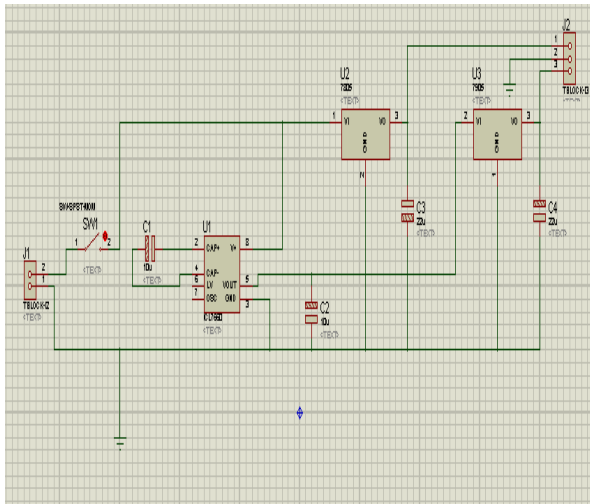


Figure II.14 : circuit d'offset.

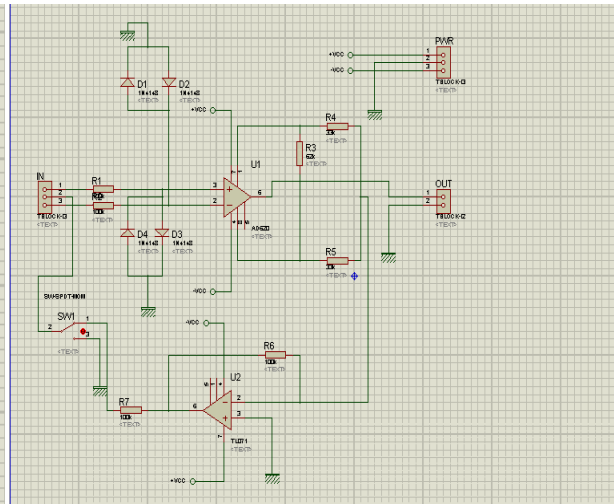
II.3.8 Circuit général de notre électrocardiogramme :

Le circuit général de notre projet est illustré par la figure II.13 qui montre les différentes parties réalisées.

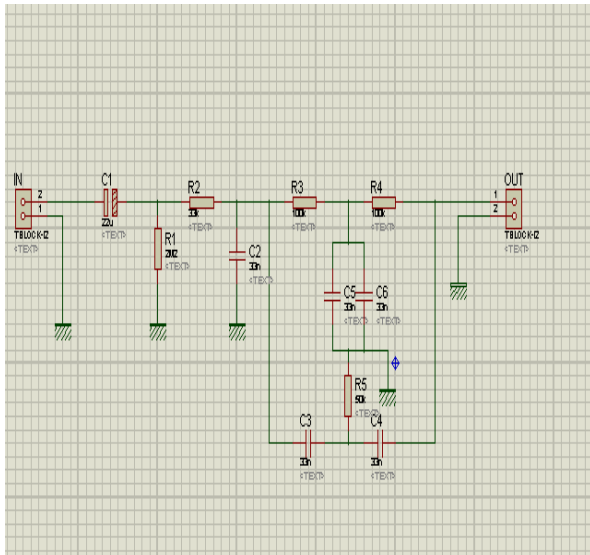
CHAPITRE II: Conception et réalisation du circuit électronique



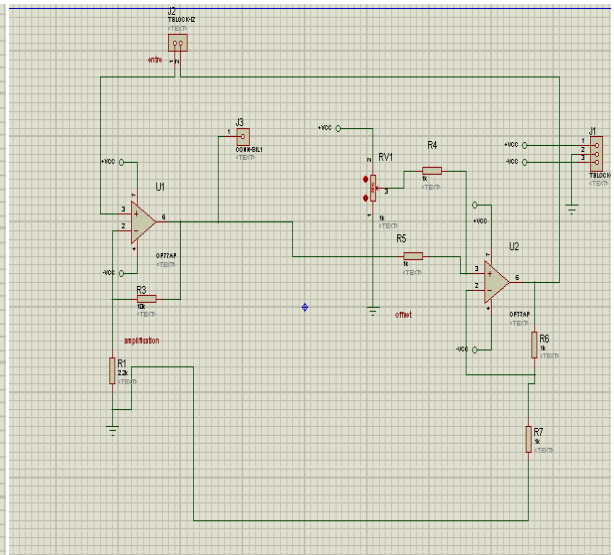
Alimentation de 5v/-5v.



Étage de détection de signal



Étage de filtrage



étage d'amplification+off set.

Figure II.15: Circuit général réalisé

II.3.9 La conversion analogique numérique

Une fois le signal ECG détecté à travers les électrodes, amplifié puis filtré et en vue de son traitement numérique et affichage sur pc, un circuit d'acquisition et d'interface est nécessaire.

Dans notre travail, la carte d'acquisition que nous allons utiliser est une carte d'acquisition ARDUINO UNO

Le modèle UNO de la société ARDUINO est une carte électronique dont le cœur est un microcontrôleur ATMEL.

CHAPITRE II: Conception et réalisation du circuit électronique

La figure II.14 illustre une carte Arduino de type Uno que nous utilisons dans notre circuit électronique de détection et acquisition d'ECG.

Un module Arduino est généralement construit autour d'un microcontrôleur Atmel AVR (ATmega328, ATmega32u4 ou ATmega2560 pour les versions récentes, ATmega168, ATmega1280 ou ATmega8 pour les plus anciennes), et de composants complémentaires qui facilitent la programmation et l'interfaçage avec d'autres circuits. Chaque module possède au moins un régulateur linéaire 5 V et un oscillateur à quartz 16 MHz (ou un résonateur céramique dans certains modèles).

Le microcontrôleur est préprogrammé avec un boot loader de façon à ce qu'un programmeur dédié ne soit pas nécessaire.

Les modules sont programmés avec une connexion série TTL, mais les connexions permettant cette programmation diffèrent selon les modèles. [14]

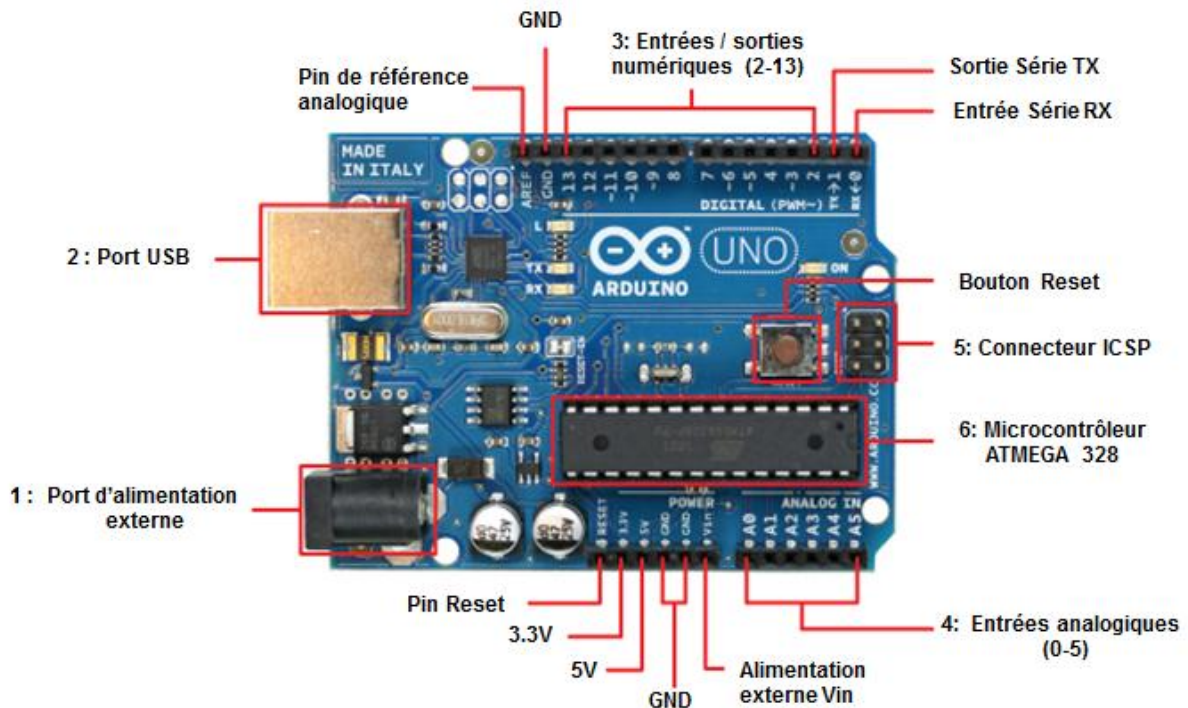


Figure II.16 : Structure d'une carte arduino UNO

1 : port d'alimentation externe Pour fonctionner, la carte a besoin d'une alimentation qui est comprise entre 6 et 20 V. On conseille en général de l'alimenter plutôt entre 7 V et 12 V pour garder une marge en basse tension et éviter que le circuit ne chauffe trop (car le régulateur de tension disperse toute surtension en chaleur). Cette tension doit être continue et peut par exemple être fournie par une pile 9V. Un régulateur se charge ensuite de réduire la tension à 5V pour le bon fonctionnement de la carte.

CHAPITRE II: Conception et réalisation du circuit électronique

2 : port USB Permet de communiquer avec la carte et de l'alimenter en 5V.

3: Les entrées/sorties numériques 4 entrées/sorties numériques dont 6 peuvent assurer une sortie PWM peuvent actionner de nombreux composants (LED, transistor, etc.) mais elles ne peuvent pas fournir beaucoup de courant (40 mA pour une carte [Arduino UNO](#)). Pour piloter des circuits de plus forte puissance, il faut passer par des transistors ou des relais.

4: Les entrées analogiques lui permettent de mesurer une tension variable (entre 0 et 5 V) qui peut provenir de capteurs 6 ou d'interfaces diverses (potentiomètres, etc.

5: Connecteur In-Circuit Serial Programming ICSP pour le téléchargement du programme.

6: Microcontrôleur ATmega328 est un microcontrôleur [ATMEL](#) de la famille AVR 8bits. Il est illustré sur la figure II.17

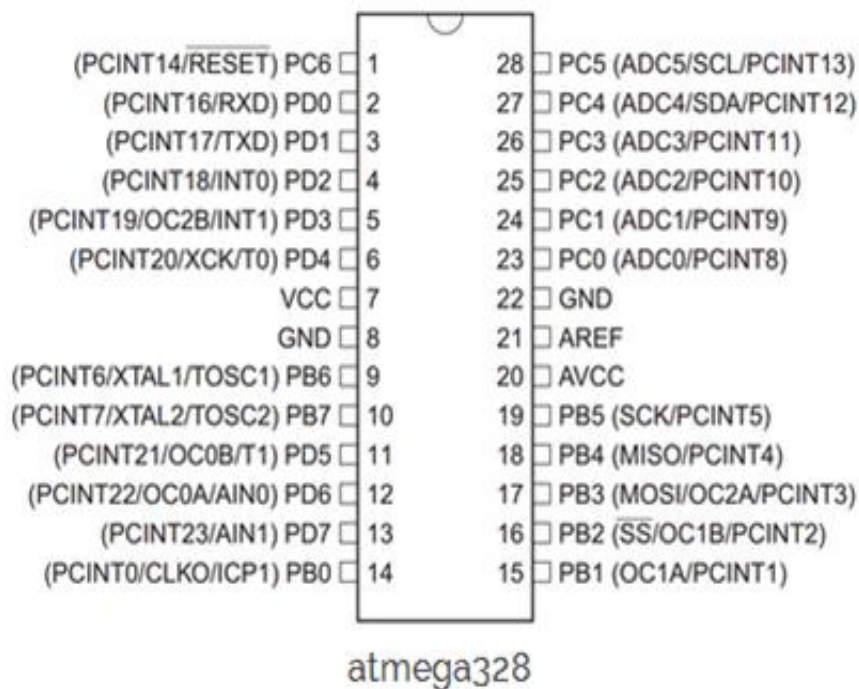


Figure II.17: Microcontrôleur ATmega328

Les premiers Arduino possédaient un port série RS-232, puis l'USB est apparu sur les modèles Décimal, tandis que certains modules destinés à une utilisation portable comme le Lilly pad ou le Pro-mini se sont affranchis de l'interface de programmation, relocalisée sur un module USB-série dédié (sous forme de carte ou de câble), cela permettait aussi de réduire leur coût, le convertisseur USB-Série TTL (un FTDI232RL de FTDI) coûtant assez cher.

La figure II.15 illustre le schéma interne de la carte Arduino Uno.

CHAPITRE II: Conception et réalisation du circuit électronique

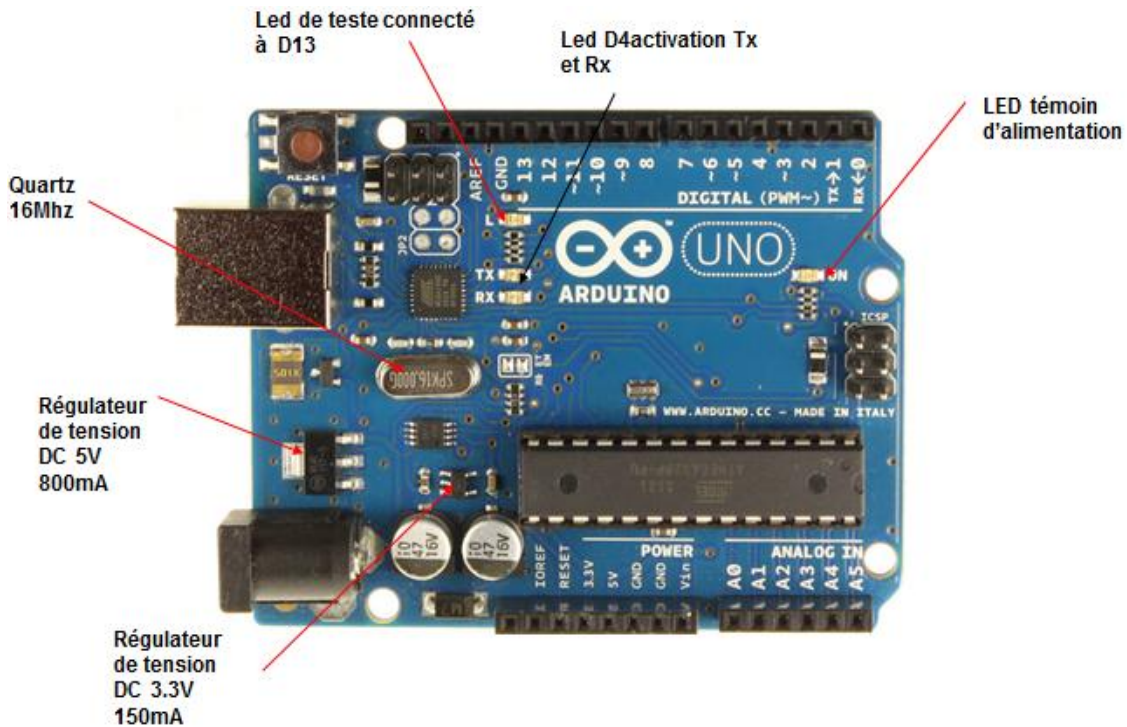


Figure II.18 : Brochage interne de la carte Arduino.

ARDUINO fournit un environnement de développement avec un éditeur de source, les opérations de compilation et de chargement dans la mémoire du microcontrôleur étant ramenées à des clics sur des boutons dans l'IHM (très simple).

La communication entre le PC et la carte se fait via le port USB, moyennant installation d'un driver adapté (fourni par ARDUINO).

II.3.9.1 Le Logiciel Arduino : Espace de développement Intégré (EDI) Arduino

Le logiciel Arduino a pour fonctions principales :

- de pouvoir écrire et compiler des programmes pour la carte Arduino
- de se connecter avec la carte Arduino pour y transférer les programmes
- de communiquer avec la carte Arduino

Cet espace de développement intégré (EDI) dédié au langage Arduino et à la programmation des cartes Arduino comporte :

- une **BARRE DE MENUS** comme pour tout logiciel une interface graphique (GUI),
- une **BARRE DE BOUTONS** qui donne un accès direct aux fonctions essentielles du logiciel et fait toute sa simplicité d'utilisation,
- un **EDITEUR** (à coloration syntaxique) pour écrire le code de vos programme, avec onglets de navigation,
- une **ZONE DE MESSAGES** qui affiche indique l'état des actions en cours,

CHAPITRE II: Conception et réalisation du circuit électronique

- une **CONSOLE TEXTE** qui affiche les messages concernant le résultat de la compilation du programme.

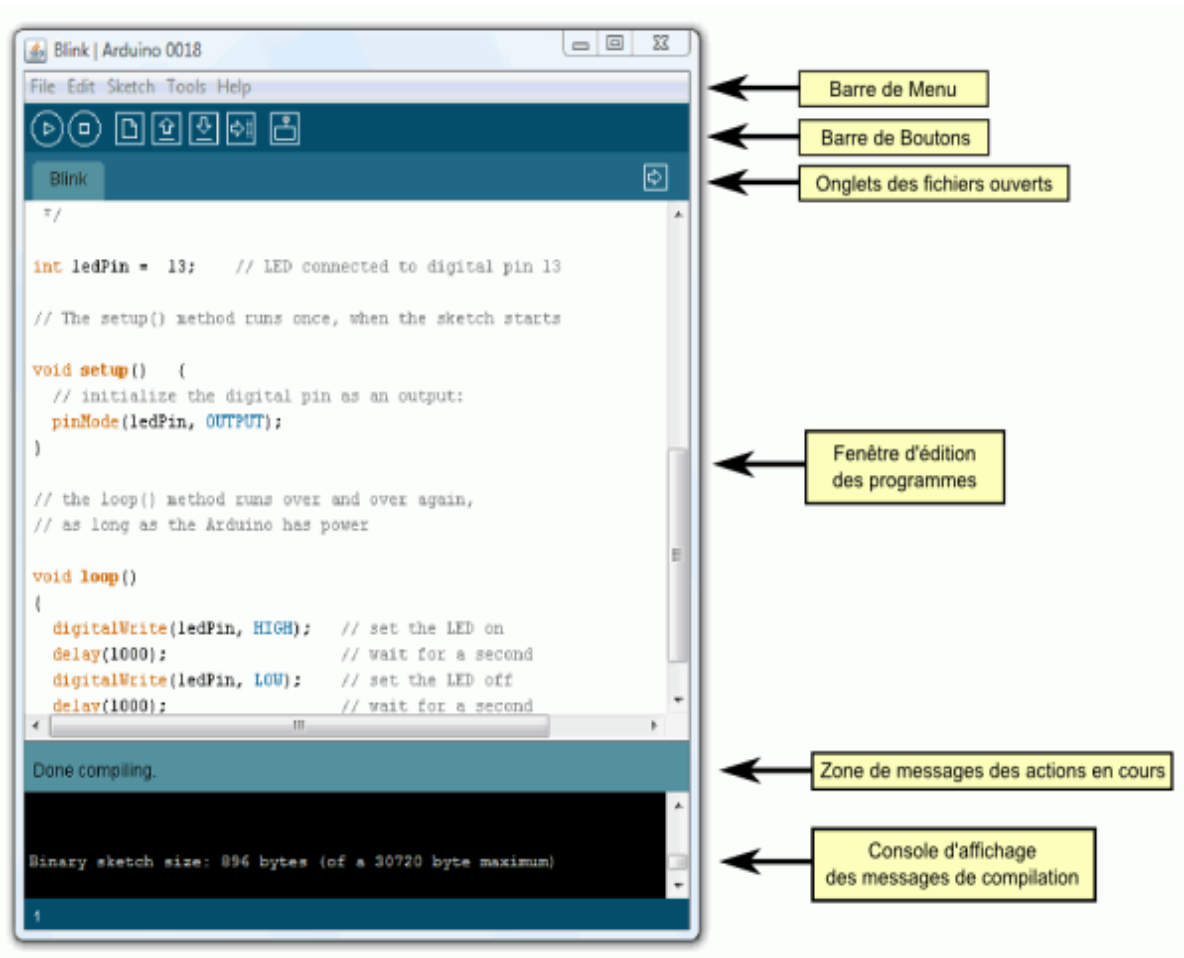


Figure II.19: IDE Arduino

II.4 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons étudiés les différents blocs électroniques nécessaires pour la détection du signal ECG en vue de la réalisation de notre system de monitoring cardiaque.

Cette étude va nous permettre de faire le meilleur choix des circuits afin de réaliser notre projet.

La partie de numérisation réalisée autour de la carte Arduino et aussi présenté pour une meilleure assimilation de sa mise en marche.



Chapitre III
Tests et résultats

Chapitre III : Tests et résultats

Introduction

Dans ce dernier chapitre, nous allons étudier les différents étages de notre circuit électronique que nous avons réalisé en commençant par l'étage de détection du signal ECG puis sa mise en forme ensuite sa conversion analogique numérique.

Ce chapitre présente aussi l'algorithme que nous avons implémenté pour le traitement numérique du signal ECG acquis pour extraire le rythme cardiaque et différents autres paramètres physiologiques à partir de ce signal ECG.

III.2 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.2.1 Test de l'étage d'amplification

La Figure III.1 et la Figure III.2 ci-dessous présentent les résultats à la sortie de l'amplificateur d'instrumentation que nous avons utilisé qui est l'AD620AN.

(Son schéma électrique est illustré dans la Figure II.6 chapitre II)

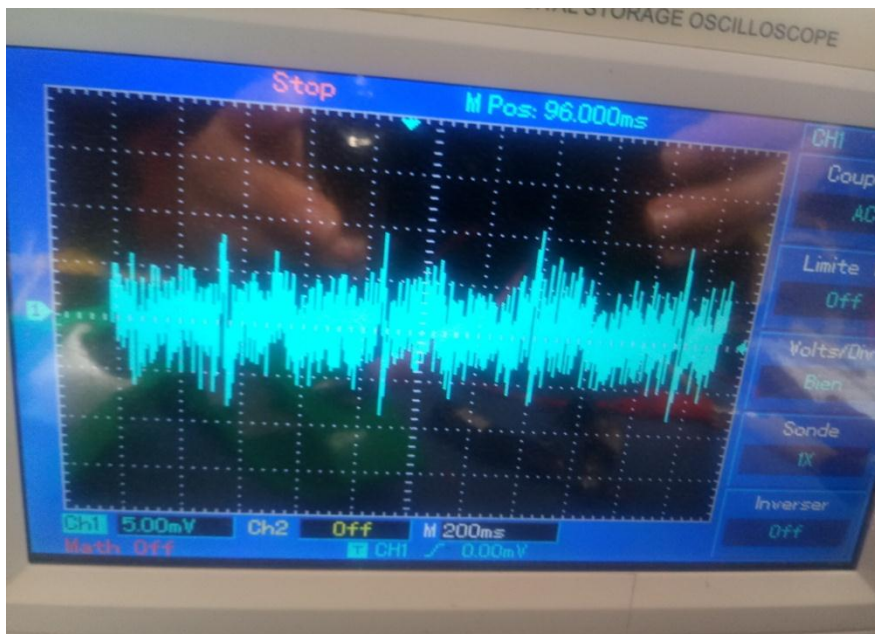


Figure III.1 : Résultat à la sortie de l'AD622AN.

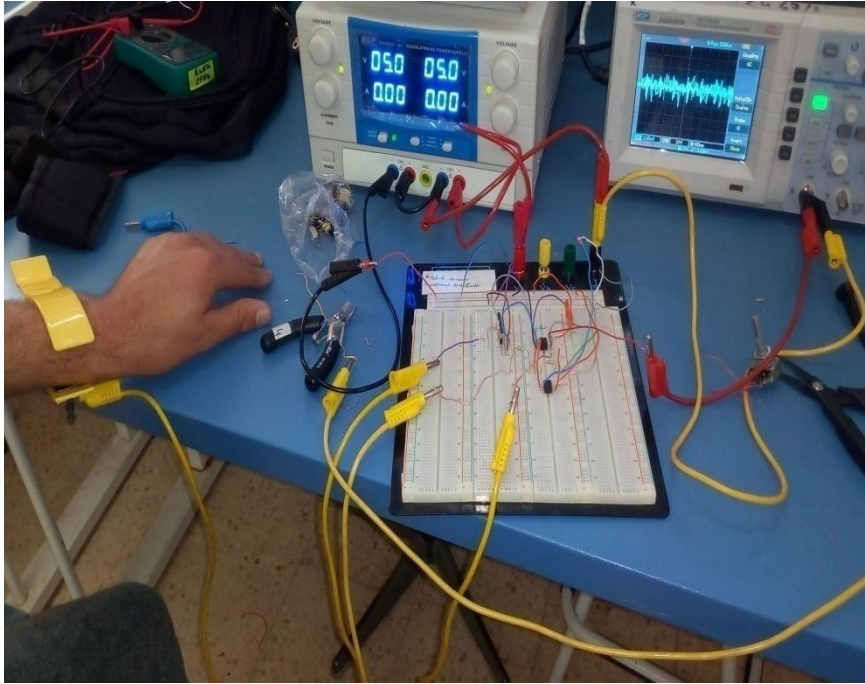


Figure III.2 : test sur la plaque d'essai.

L'amplitude du signal issu des électrodes est très faible, alors il faut amplifier le signal par l'étage amplificateur avec un gain calculé par l'équation suivante:

$$\text{Gain} = (49.5\text{k}\Omega / R_g) + 1 ; \text{ avec } R_g = 6.2\text{k}\Omega$$

$$= (49.4 / 6.2) + 1$$

$$= 8.97$$

Chapitre III : Tests et résultats

III.2.2 Test du filtre (filtre passe haut et passe bas) :

La figure III.4 ci-dessous présente les résultats obtenus à la sortie du filtre passe haut et filtre passe bas.

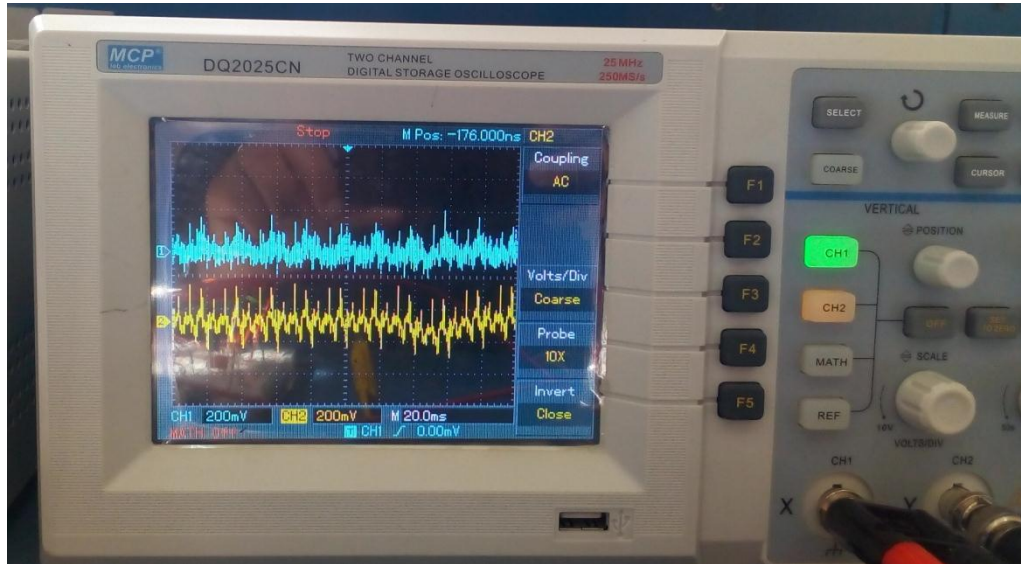


Figure III.3: le résultat à la sortie du filtre passe bas et passe haut.

Le signal visualisé sur la chaîne une (CH1) de l'oscilloscope qui est en bleu représente un signal bruité après un filtre passe haut qui est caractérisé par une fréquence coupure :

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

$$\text{donc } FC = 1/(2 * 3.14 * 2 * 10^6 * 22 * 10^{-6}) = 0.038 \text{ Hz}$$

avec $R = 2 \text{ M}\Omega$ et $C = 22 \mu\text{F}$

Le filtre passe bas a une fréquence de coupure égale à $FC = 1/2\pi RC$

$$\text{donc } fc = 1/(2 * 33 * 10^3 * 33 * 10^{-9}) = 146.22 \text{ Hz}$$

avec $R_2 = 33 \text{ k}\Omega$, $C_2 = 33 \text{ nF}$

Après le 2ème filtre, le signal devient plus clair et net dans la chaîne deux (CH2) qui apparaît en jaune (après l'élimination des bruits haute fréquence)

Chapitre III : Tests et résultats

III.2.3 Test du filtre rejeteur (notch 50Hz) :

La figure III.5 ci-dessous présente le résultat à la sortie du filtre durejecteur du 50Hz.

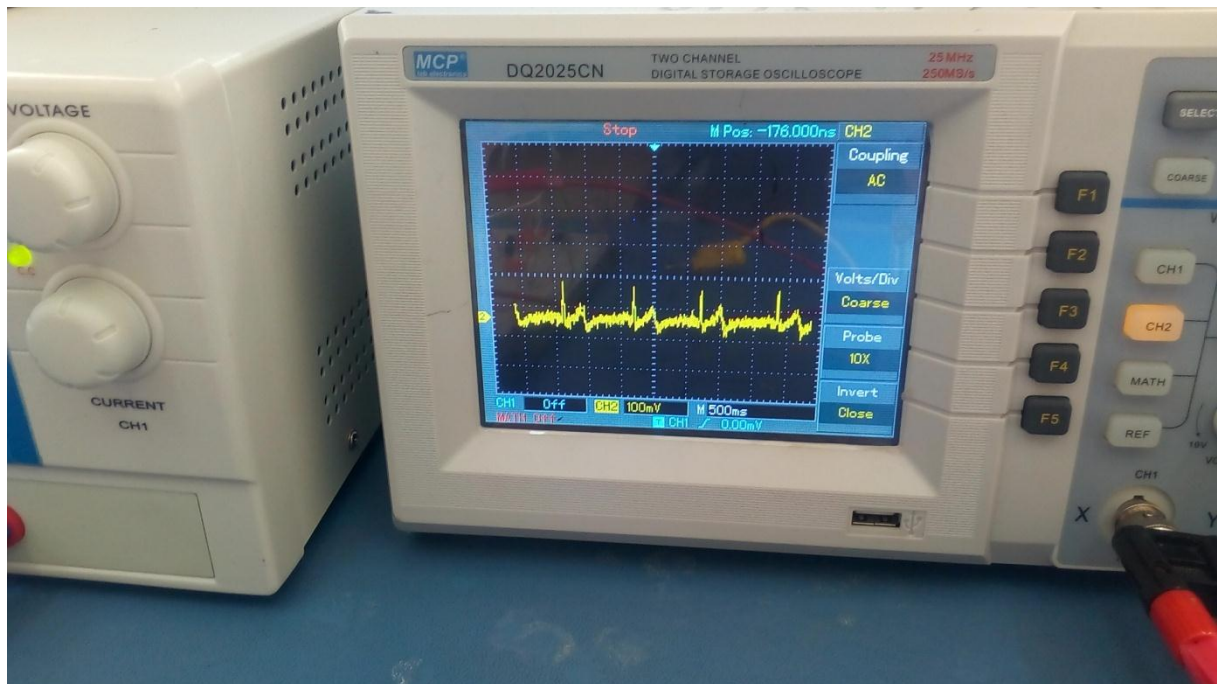


Figure III.4 : Résultat a la sortie du filtre Notch 50Hz.

$R3=R4=100k, R5=50k, C3=C4=C4=C5=33nf.$

la fréquence de coupure== $1 / (2 * 33 * 10^{-9} * 100 * 10^3) = 48Hz$

On remarque clairement sur la figure III.4 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

Le rythme cardiaque peut être facilement déterminé.

III.2.4L'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 en utilisant l'amplificateur opérationnel TL071

La sortie de cet étage d'amplification est illustrée dans la figure III.5.

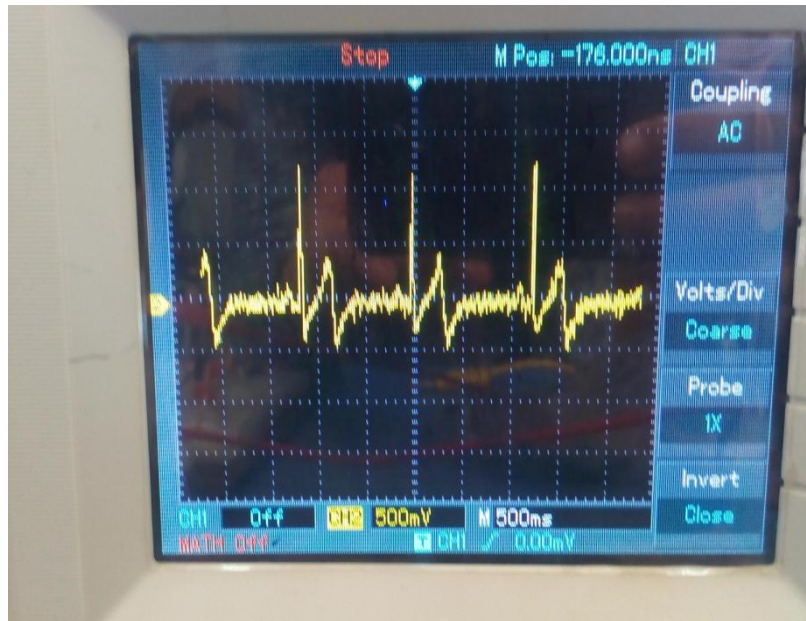


Figure III.5 : résultat a la sortie da amplification.

Le gain da amplification $(V2/V1)=(1.75 \text{ v}/200\text{mv})= 8.75$

III.2.5 Circuit d'offset

Le signal électrocardiogramme doit être cadré entre 0 et 5V.

L'ajout du décalage en tension de 2.V est nécessaire pour pouvoir digitaliser le signal électrocardiogramme par la carte ArduinoUno.

Un tension d'offset de 2V est ajouter au signal ECG, ce qui est montrée dans la Figure (III.6)



Figure III.6 : la présence de la tension offset.

Chapitre III : Tests et résultats

III.2.6 Etage d'alimentation

La figure III.7 et la figure III.8 ci-dessous présentent les résultats des tests de l'étage d'alimentation (5V et -5V)



Figure III.7 : test de circuit alimentation (5V).

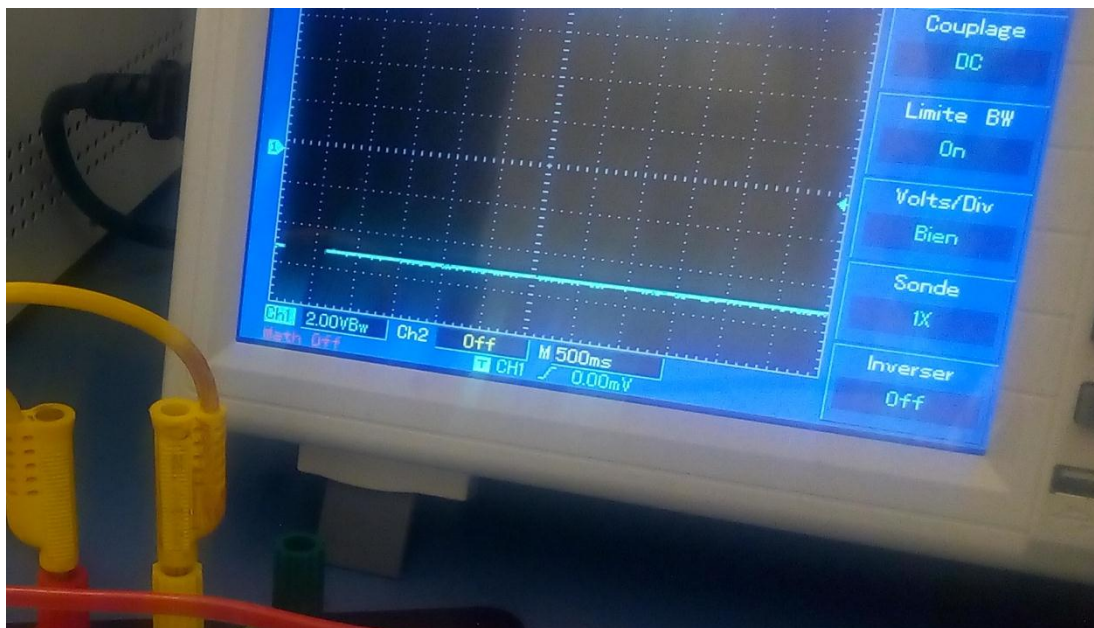


Figure III.8 : test de circuit alimentation (-5V).

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

Les différents schémas d'implantations et les circuits imprimés des composants sont illustrés dans les Figures suivantes

III.3.1 Etage d'ECG

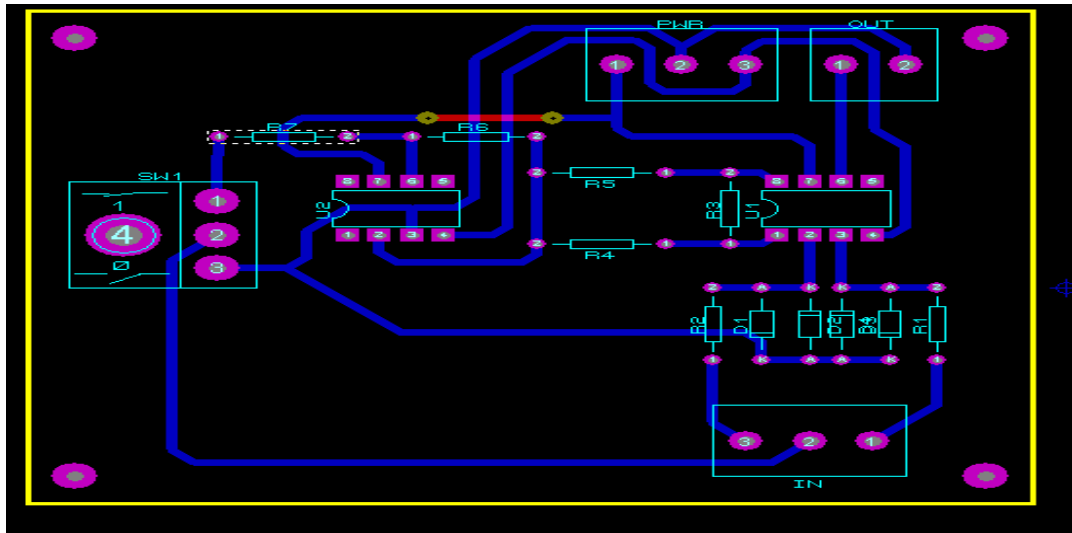


Figure III.9 : Schéma d'implantation des composants de l'étage ECG visualisation 1D.

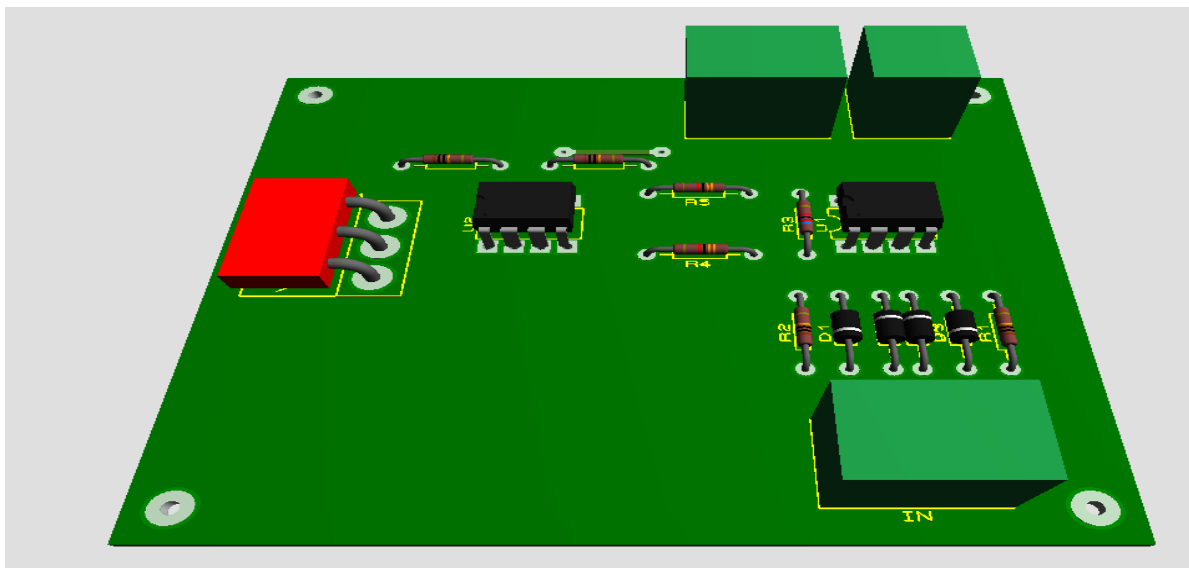


Figure III.10 : Schéma d'implantation des composants de l'étage ECG visualisation 3D.

III.3.2 Etage du filtrage

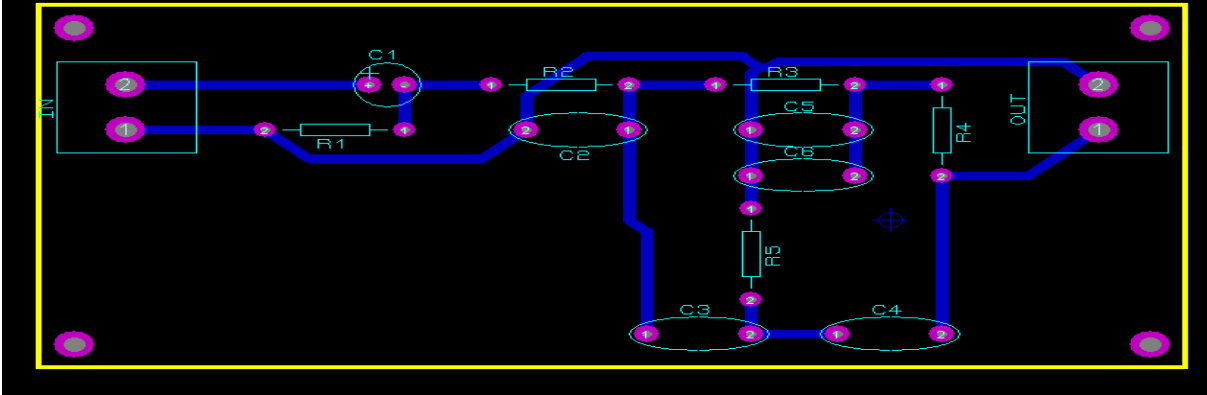


Figure III.11:Schéma d’implantation des composants de l’étage filtrage visualisation 1D.

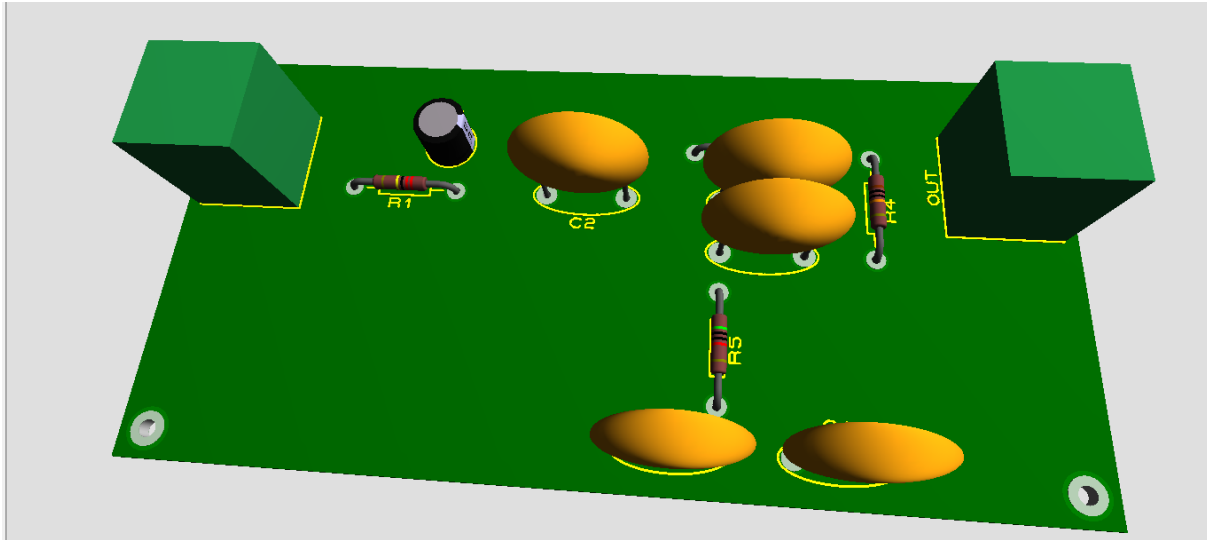


Figure III.12 : Schéma d’implantation des composants de l’étage filtrage visualisation 3D.

III.3.3 Etage d'offset et amplification

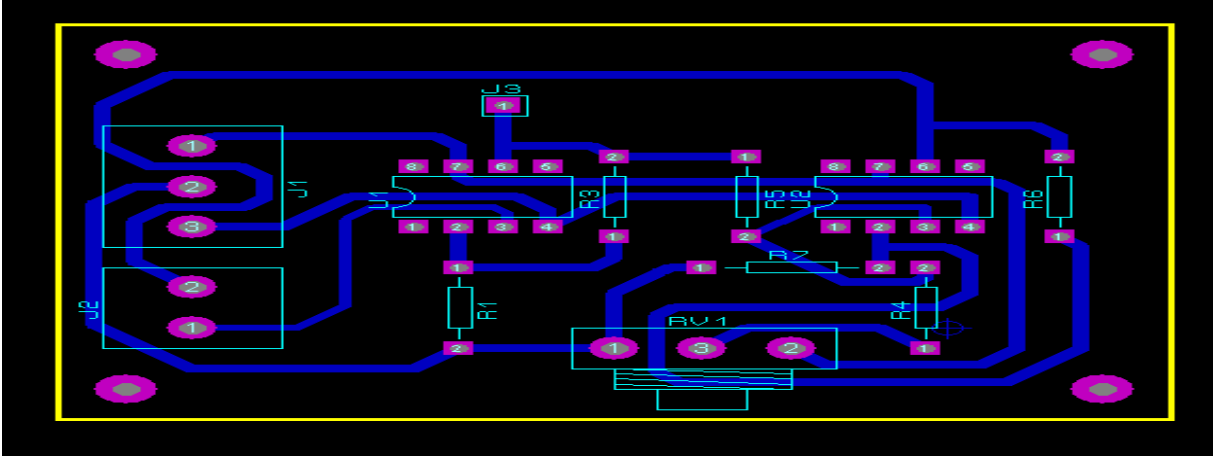


Figure III.13 : Schéma d'implantation des composants de l'étage offset et amplification visualisation 1D.

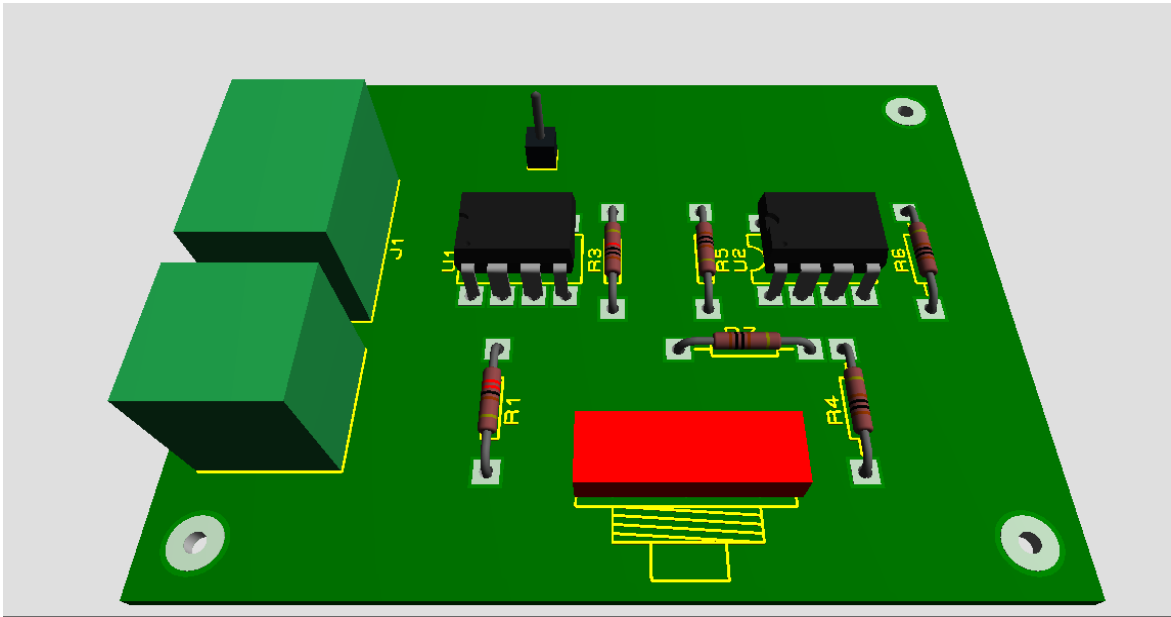


Figure III.14:Schéma d'implantation des composants de l'étage offset et amplification visualisation 3D.

III.3.4 Etage d'alimentation

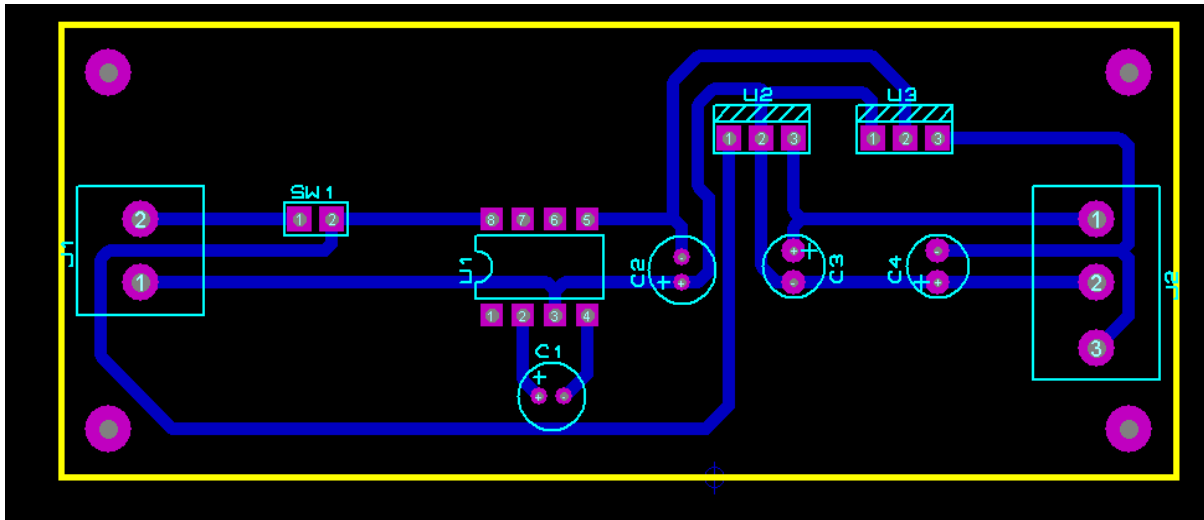


Figure III.15:Schéma d'implantation des composants de l'étage alimentation visualisation 1D.

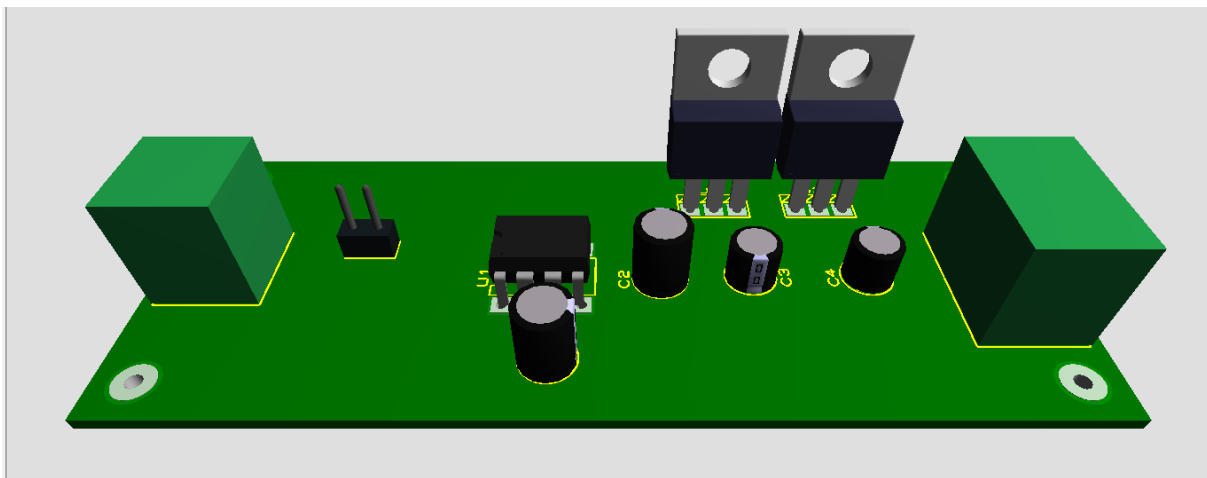


Figure III.16:Schéma d'implantation des composants de l'étage alimentation visualisation 3D.

III.4 Acquisition du Signal ECG

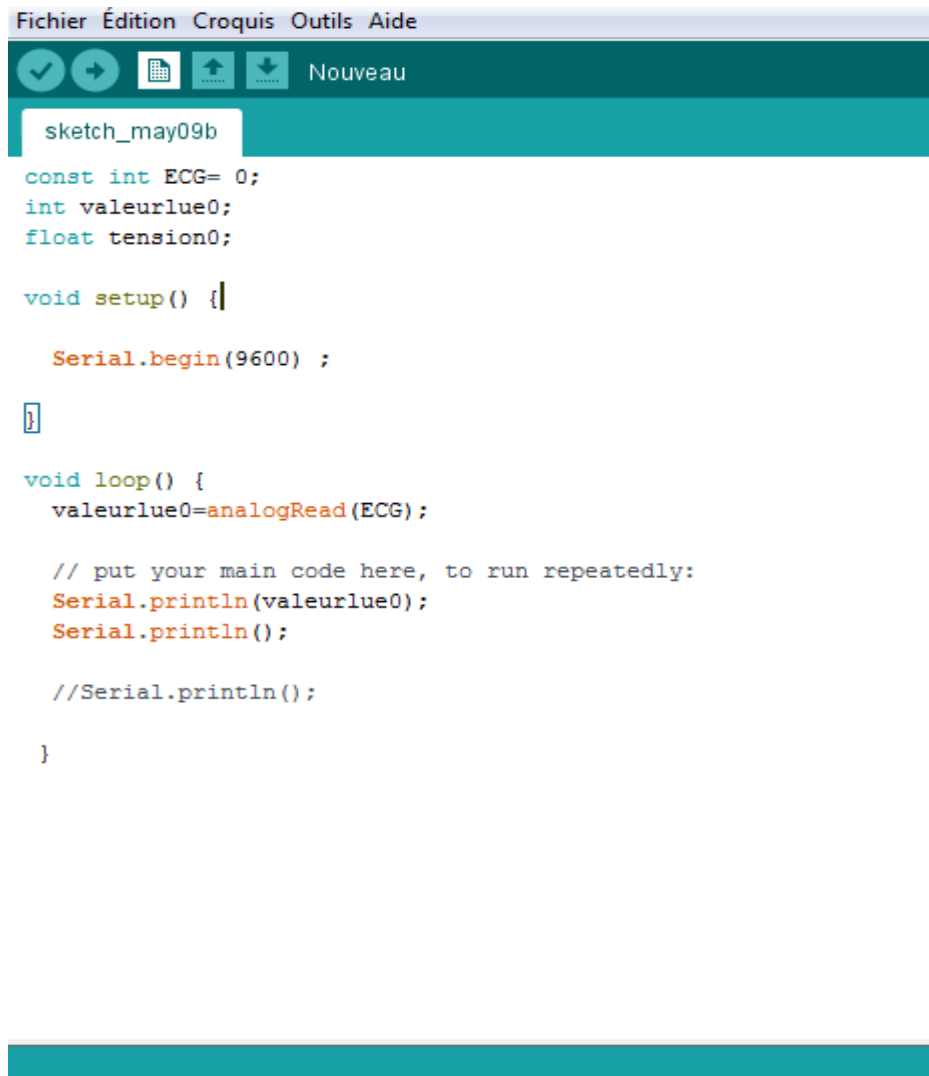
Maintenant, Nous allons présenter la partie programmation en commençant par la conversion analogique numérique de notre signal ECG

a) la conversion analogique numérique (ADC)

On utilise dans cette partie un moyen matériel pour la conversion numérique qui est la carte Arduino à l'aide d'un simple programme sous compilateur IDE arduino.

Chapitre III : Tests et résultats

Le code source de la conversion du signal ECG depuis la carte du traitement analogique est présenté ci-dessous.



```
Fichier  Édition  Croquis  Outils  Aide
[✓] [→] [📄] [↑] [↓] Nouveau
sketch_may09b
const int ECG= 0;
int valeurlue0;
float tension0;

void setup() {

    Serial.begin(9600) ;

}

void loop() {
    valeurlue0=analogRead(ECG);

    // put your main code here, to run repeatedly:
    Serial.println(valeurlue0);
    Serial.println();

    //Serial.println();
}
}
```

Figure III.17: Code source sous compilateur IDE

b) l’affichage du signal ECG

Une fois le programme d’acquisition est lancé, le signal ECG peut être visualisé sur l’ordinateur.

Nous avons choisi le logiciel Arduino graphique pour l’affichage online de notre signal ECG comme illustré sur la figure III.6.

III.5 Algorithme de calcul des paramètres cardiaques

Une fois le signal ECG est enregistré sur l'ordinateur, en utilisant le logiciel Matlab nous pouvons faire des calculs pour l'extraction des paramètres importants sur le signal ECG.

Les paramètres visés par notre algorithme sont : le rythme cardiaque, l'amplitude des ondes R, les intervalles RR et les durées du complexe QRS.

La méthode que nous allons utiliser pour la délimitation des paramètres par un algorithme développé et implémenté au laboratoire GBM [15] se base sur une analyse multi-résolution par la transformée en ondelette, le schéma général des différentes étapes de cet algorithme de calcul est illustré dans la figure III.20.

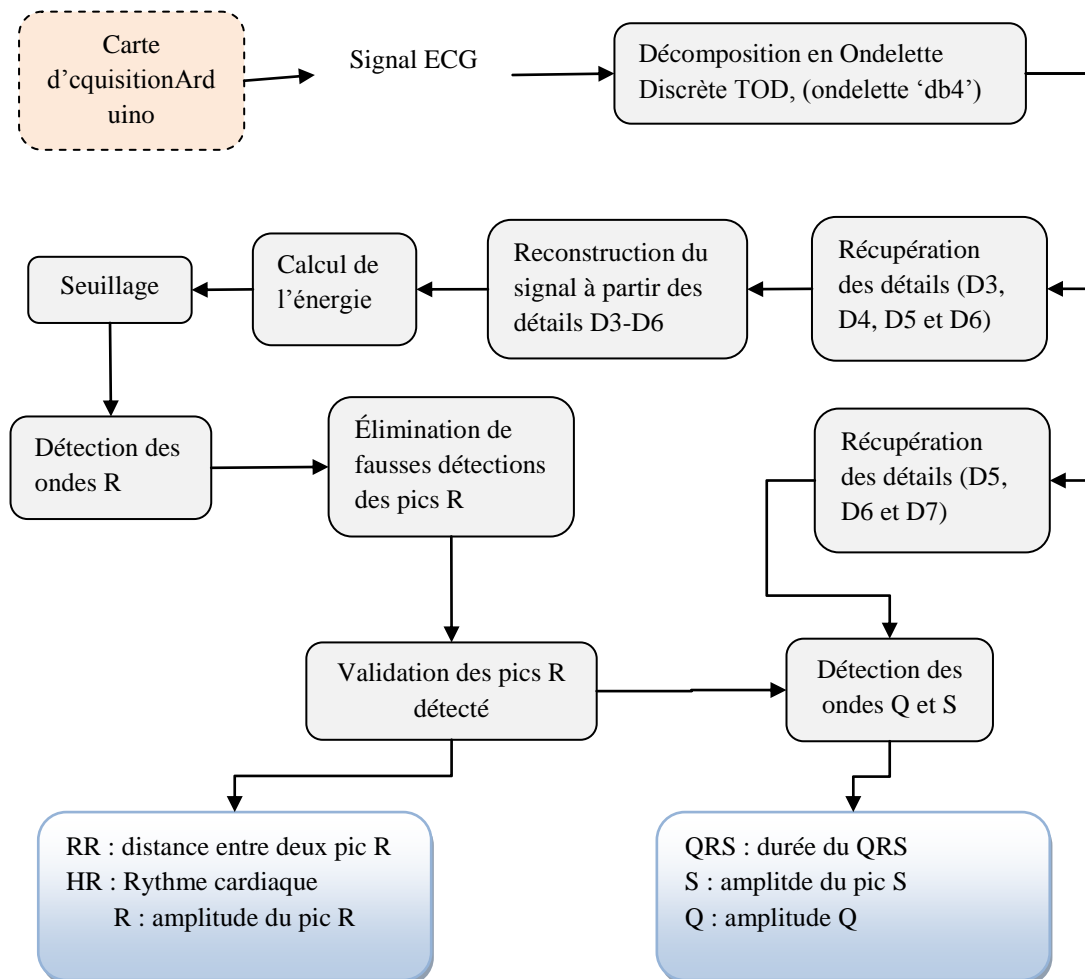


Figure III.20 : Schéma bloc du principe adopté dans l'algorithme de la détection du complexe QRS.

III.5.1 Décomposition en Ondelette discrète

Après l'élimination de la composante continue, La première étape est la décomposition du signal ECG en ondelette

Huit niveau de décomposition en ondelettes sont effectués sur le signal ECG à l'aide de l'ondelette 'db4' comme illustré dans la figure II.21 (les auteurs ont justifiés ces choix par expériences empiriques).

La théorie des ondelettes et le principe de l'analyse multi-résolution peut se trouver en annexe.

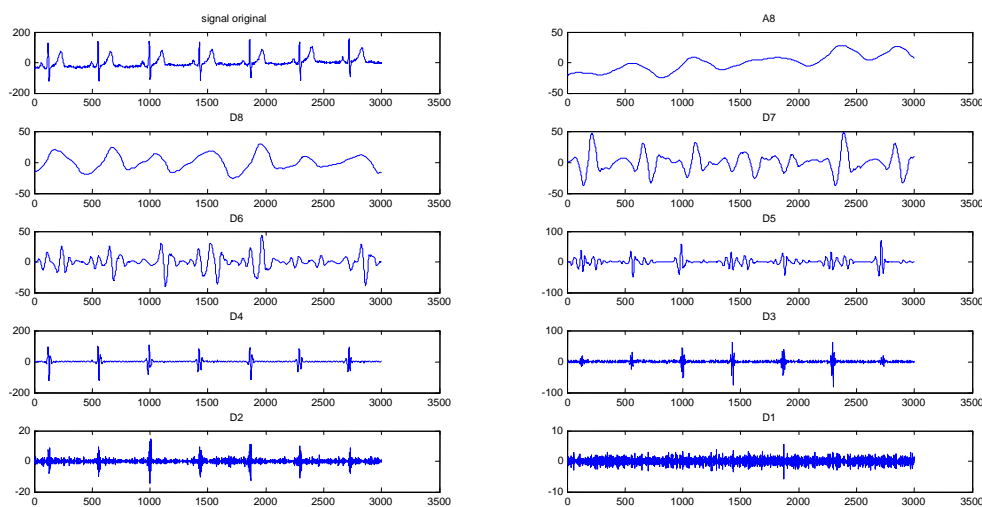


Figure III.21 :décomposition du signal ECG en 8 niveau par l'ondelette 'db4'.

III.5.2 Détection des pics R

Les détails D3-D6 sont conservés et tous les autres détails sont supprimés pour la reconstruction d'un signal ECG filtré qui favorise l'apparition des ondes R par rapport aux autres contenus de haute et basse fréquence. Le signal résultant est illustré dans la figure III.22.b.

- Le signal obtenu est élevé au carré dans sa partie positive. Cette opération permet d'accentuer l'onde R et d'atténuer les autres ondes (comme illustré dans la figure.III.22.c).
- Un Seuillage adaptatif est effectué sur ce signal pour détecter le pic R.

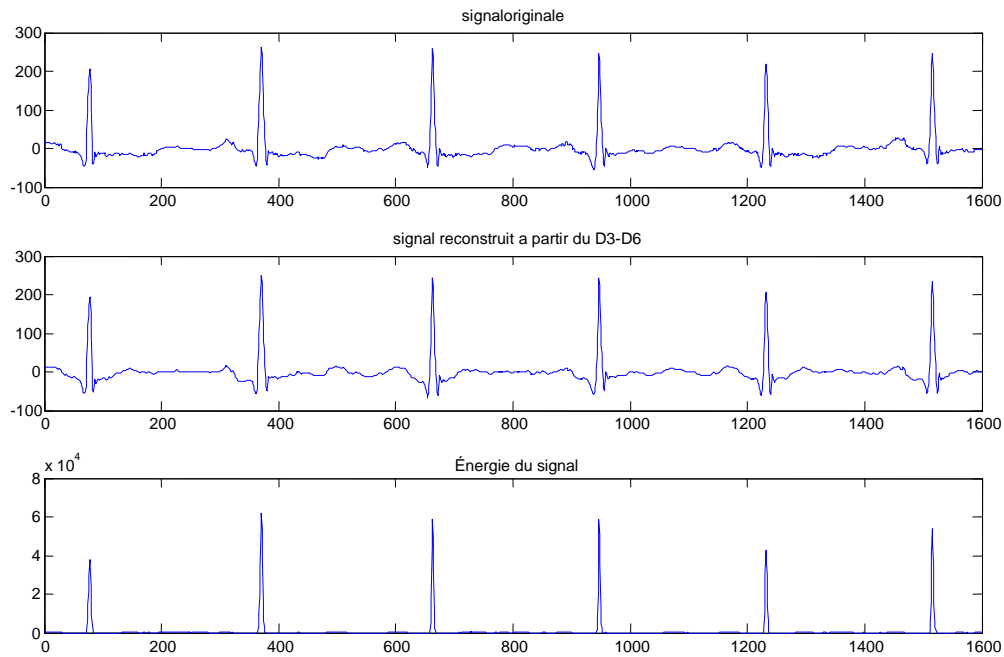


Figure.III.22 :signal ECG (a), sa reconstruction a partir des détails D3-D6 (b) et son énergie (c)

III.5.3 Elimination de fausse R

En se basant sur l'impossibilité d'avoir deux battements cardiaques en moins de 0.25 seconde, une dernière étape d'élimination des pics R faussement détectées est effectuée avant de procéder à la validation des résultats de détection.

Le résultat final de détection des ondes R est illustré dans la figure III.23

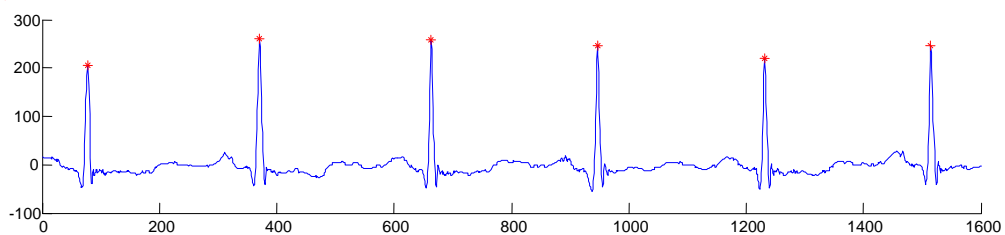


Figure.III.23:Détection des pics R.

LA détection des pics R nous permet de calculer les distances RR entre les pic et par la suite déterminer la valeur du rythme cardiaque qui représente le nombre de pic R pendant une minute. Aussi les amplitudes des pic R seront déterminés.

Chapitre III : Tests et résultats

III.5.4 La détection des pics Q et S

Après la détection des ondes R, les pics Q et S doivent être identifiés pour détecter la durée du complexe QRS.

Afin de mettre plus en valeurs les ondes Q et S, les coefficients de décomposition de D5 à D7 sont conservés pour faire la reconstruction du signal (comme illustré dans la figure.III.24.a). Tous les autres détails du signal ont été retirés.

Les ondes Q et S sont des déflexions négatives qui se produisent de part et d'autre du pic R sur un intervalle maximal de 0,1 seconde d'une façon usuelle.

L'onde à gauche noté Q est prise comme étant l'amplitude minimale qui précède le pic R et l'onde S l'amplitude minimale qui le suit.

Le résultat de détection des ondes Q et S est illustré dans la figure III.24b et III.24c respectivement.

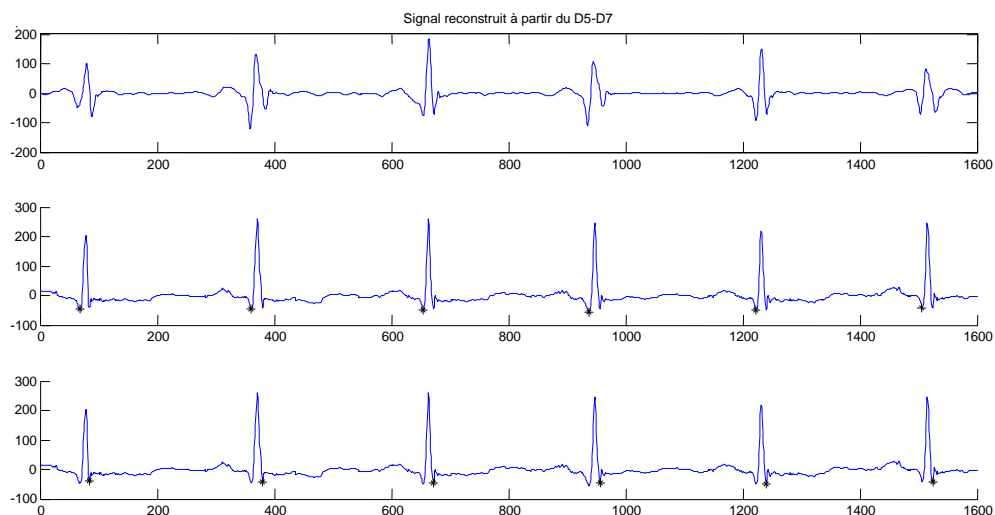


Figure.III.24 : Reconstruction du Signal à partir des détails D5-D7 (a), détection de l'onde Q (b) et de l'onde S (c).

La détection des pics Q et S permet de mesurer le paramètre durée du QRS. Les amplitudes des pics Q et S seront aussi déterminés et par conséquent on peut calculer un autre paramètre qui le PP (pic to pic) amplitude crête entre le pic R et le pic le plus intense entre Q et S.

III.5.5 Interface graphique :

Une interface graphique a été réalisée pour présenter le signal ECG avec le calcul du rythme cardiaque.

Chapitre III : Tests et résultats

La figure III.25 illustre un exemple d'un signal ECG avec le calcul du rythme cardiaque en état d'effort après la détection des pics R, et la figure III.26 pour illustrer le calcul du rythme cardiaque en état de repos

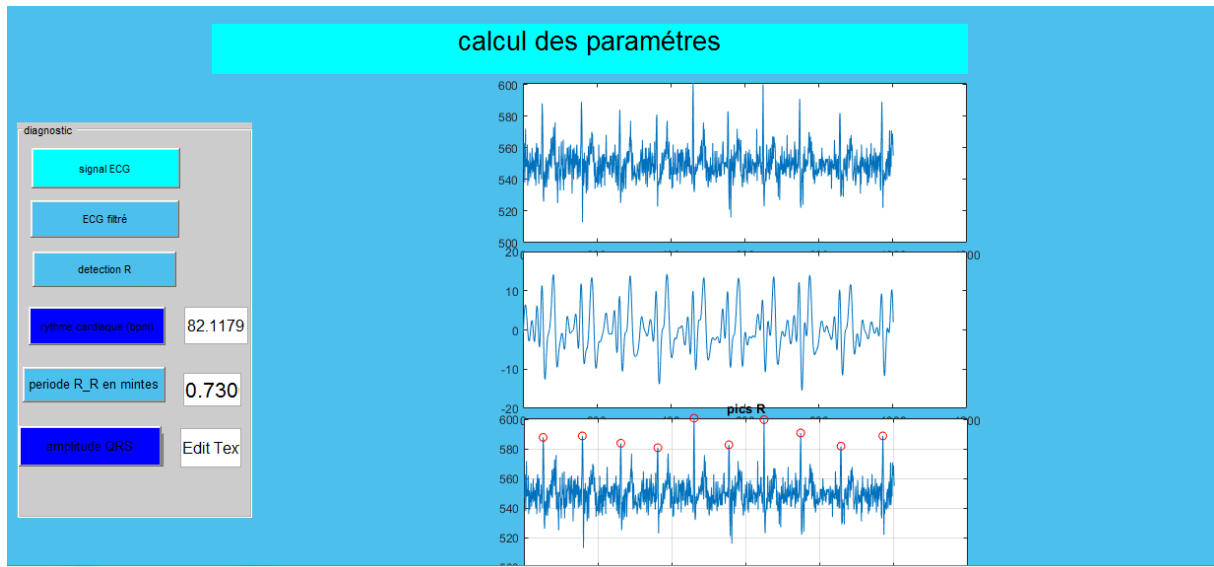


Figure III.25: un exemple d'un signal ECG avec le calcul du rythme cardiaque en état d'effort.

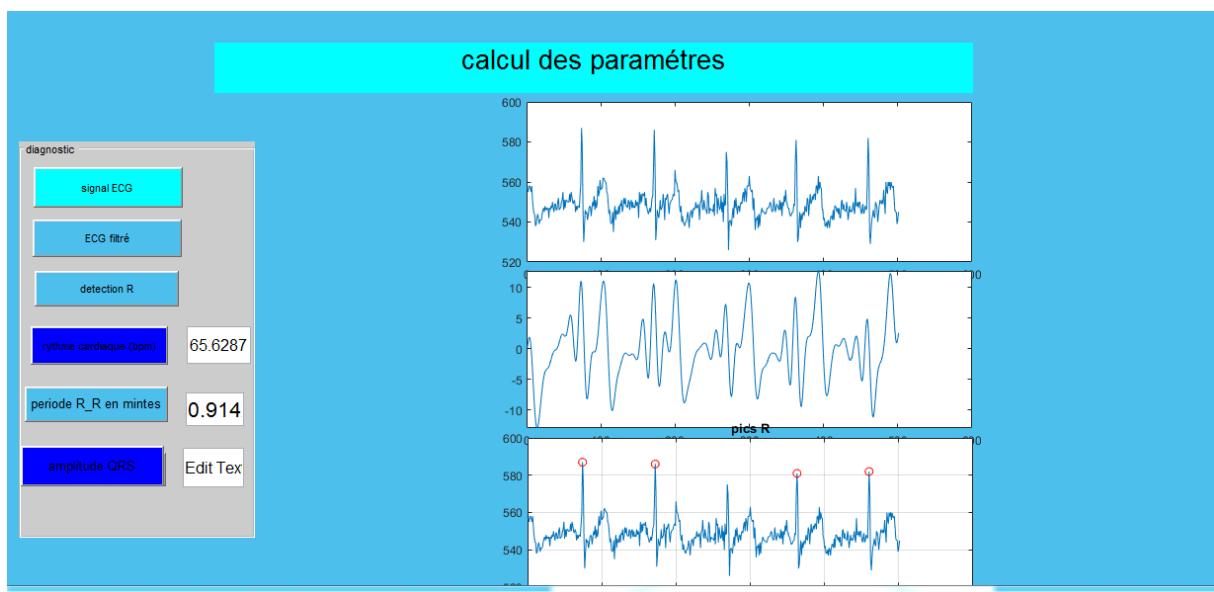


Figure III.26: illustrer le calcul du rythme cardiaque en état de repos.

On remarque que pour le même sujet le rythme cardiaque change entre un état d'effort et un état de repos il se augmente quand t'il ya un exercice physique

Chapitre III : Tests et résultats

On a aussi affiché la période entre 2 pics R_R en secondes dans l'interface graphique la figure III.27 montre ça

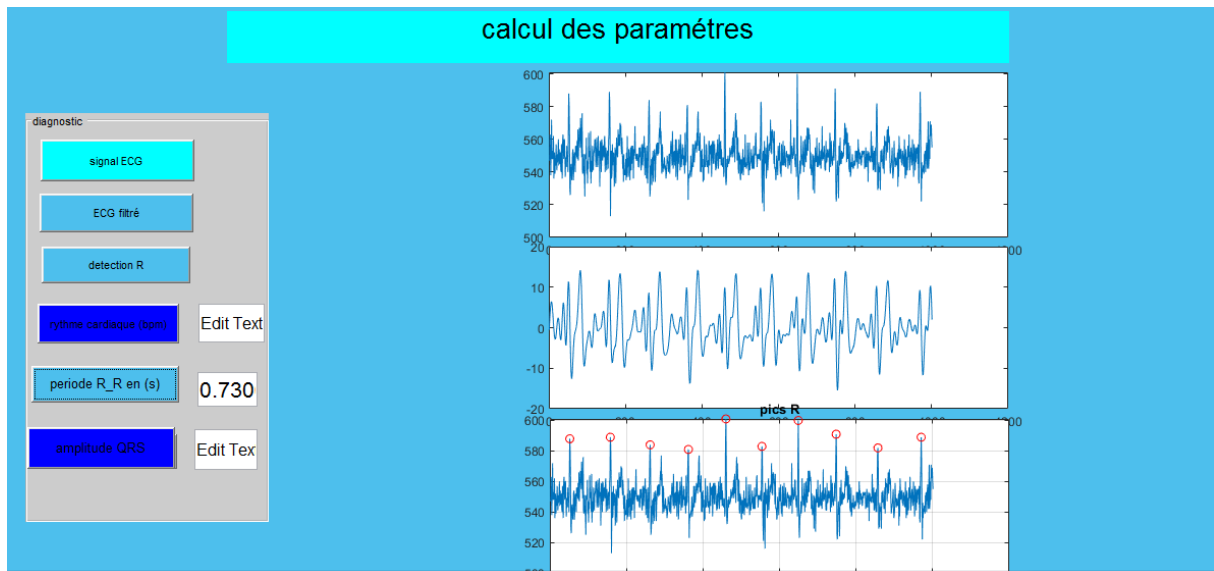


Figure III.27:la période entre 2 pics R_R en secondes

III.6 Conclusion

Les résultats des tests des différents circuits électriques sont présentés dans ce dernier chapitre pour montrer leur fonctionnalité.

La programmation dès la carte Arduino est aussi présenté dans ce chapitre pour montrer la numérisation et l'acquisition du signal ECG.

L'implémentation d'un algorithme de détection des complexes QRS permet d'extraire plusieurs paramètres cardiaques pour enrichir les données présentés au médecin avec le signal ECG.

Conclusion générale

Conclusion générale

Dans notre projet de fin d'études, nous avons réalisé un circuit de monitoring cardiaque qui permet la détection et l'acquisition du signal électrocardiogramme ECG sous forme d'un signal électrique et aussi de mesurer d'autres paramètres cardiaque importants tel que le rythme cardiaque.

Le circuit général de notre moniteur cardiaque réalisé consiste en deux parties élémentaires. Une première partie analogique et une autre numérique.

La partie analogique comporte les électrodes métallique, des circuits analogique de mise en forme ; en particulier un amplificateur d'instrumentation AD620 branché directement aux électrodes afin d'obtenir un signal exploitable par la suite, et un circuit de filtrage est aussi réalisé afin de réduire le bruit pouvant affecter le signal recueilli et ainsi améliorer la qualité du signal.

La partie numérique est basée sur l'exploitation de la carte universelle Arduino Uno branché avec l'ordinateur à travers le port USB. Elle permet une acquisition des données par une communication série.

Un programme de traitement a été développé qui permet d'acquérir le signal ECG et l'afficher en temps réel sur différentes plateformes comme Arduino Graphique ou Matlab.

Un deuxième programme à été conçu qui permet d'enregistrer le signal ECG dans la mémoire de l'ordinateur. Un traitement numérique ultérieur est alors possible en vue d'extraire des paramètres en relation avec le diagnostic médical associé à l'examen clinique effectué par le médecin. Ces calculs étaient basés sur la décomposition du signal ECG en ondelette par une analyse multi-résolution pour pouvoir le filtrer et détecter ses complexes QRS.

Les résultats que nous avons obtenus sont prometteurs a la fois dans la partie analogique que pour la partie numérique. Dans l'avenir, nous envisageons de mettre en place des méthodes pour améliorer le rapport signal-sur-bruit en utilisant des filtres numériques et de traitement avancé du signal, afin d'obtenir un traitement automatique en temps réel et d'extraire plus de paramètres d'intérêt clinique pour les cardiologues.

Bibliographie

Bibliographie

- [1]: Obraska P., Perlemuter L., Quevauvilliers J Médecine, appareille cardiovasculaire » Edition Masson Tome II 1968.
- [2]: 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
- [3] : M. TALBI, « ANALYSE ET TRAITEMENT DU SIGNAL ÉLECTROCARDIOGRAPHIQUE (ECG) », Doctorat en traitement de signal, UNIVERSITÉ MENTOURI, Constantine, Algérie, 2011
- [4] : 3] : <http://sante-medecine.commentcamarche.net/faq/12384-electrocardiogramme-définition>
- [5] : D.ATTIAS, N.LELLOUCHE « ikb CARDIOLOGIE VASCULAIRE »Edition VG,7^e edition 2016.
- [6]: M. HADJ SLIMANE «analyse ET synthèse de méthodes de détection du complexe QRS du Signal ECG » THÈSE de doctorat, UNIVERSITE TLEMCEM, 2006.
- [7]: P. TABOULET « ECG de A à Z», [<http://www.e-cardiogram.com>] ,2013, [http://www.ecardiogram.com/Technique/filtre_ECG] (date de consultation 15/04/2018) .
- [8]:F. Portet, « Pilotage d’algorithmes pour la reconnaissance en ligne d’arythmies cardiaques », Thèse de Doctorat, Université de Rennes 1. 2005.
- [9]:R. Dubois, « Application des nouvelles méthodes d'apprentissage à la détection précoce d’anomalies en électrocardiographie », Thèse de Doctorat, Université Paris VI, 2004.
- [10]: A. Shared, « Cours d’arduino Chapitre 1: Découverte de l’Arduino », Université de Sousse Tunisie .
- [11]: J. Hertault, « Comprendre l’ECG », Paris, Tempo Médical. 1984.
- [12]: H.DEGHMOUS «Méthodes Supervisées et Non Supervisées en Classification des Signaux ECG » mémoire master. UNIVERSITÉ DE BEJAIA 2016.
- [13]: 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.
- [14]: <http://perso-laris.univ-angers.fr/~cottenceau/ArduinoCottenceau2016.pdf>
- [15]: Radhwane Benali « Analyse du signal ECG par réseau adaptif d'ondelettes en vue de la reconnaissance de pathologies cardiaques » thèse de doctorat université de Tlemcen 2013

Annexe :

Annexe :théorie des ondelettes

. Les ondelettes La transformée en ondelettes a été développée comme une approche alternative à la transformée de Fourier à court terme TFCT pour surmonter le problème des résolutions temporelle et fréquentielle d'un côté, et la non-stationnarité des signaux de l'autre côté [Mal'00] . La transformée en ondelette remplace la sinusoïde de la transformée de Fourier par une famille de translations et dilatations d'une même fonction, l'ondelette. Les paramètres de translation et de dilatation permettent de localiser l'information dans un signal en le représentant à différents niveaux de détails allant d'une approximation grossière et globale à des représentations plus précises et plus localisées [Mis'03]. En effet, la transformée en ondelette est considérée comme un microscope mathématique qui découpe le signal analysé en composantes fréquentielles suivant une résolution adaptée à l'échelle. La principale caractéristique d'une fonction ondelette est son support compact, c'est-à-dire que la fonction d'ondelette est limitée à la fois dans les domaines du temps et de la fréquence. La fonction est donc considérée comme nulle à l'extérieur de ce support, bien qu'il soit possible d'utiliser comme ondelette une fonction qui est négligeable mais pas tout à fait nulle en dehors du support; celui-ci est alors dit effectif compact [Mal'00] .

Cette caractéristique est très importante puisque elle a pour effet sur le résultat de la transformée en ondelette d'un signal est bien localisé en temps et en fréquence.

2.2.1. Définitions Soit ψ une fonction choisie suffisamment régulière et bien localisée. Cette fonction ψ est appelée ondelette si elle vérifie la condition d'admissibilité suivante [Mal'00] :

$$C_{\psi} = \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{|\Psi(\omega)|^2}{|\omega|} d\omega < +\infty \quad (2.4)$$

Où Ψ désigne la transformée de Fourier de ψ .

La condition d'admissibilité implique en outre que la transformée de Fourier de l'ondelette à la fréquence nulle ($\omega = 0$) doit être nulle. Soit,

$$\Psi(\omega)|_{\omega=0} = 0 \quad (2.5)$$

Ceci suppose, en particulier, deux conséquences importantes : - la première est que les ondelettes doivent posséder un spectre de type passe-bande, - la seconde apparaît en réécrivant l'équation (2.5) de façon équivalente sous la forme :

Annexe :

$$\int_{-\infty}^{+\infty} \Psi(t) dt = 0 \quad (2.6)$$

Et montre que l'ondelette doit être à moyenne nulle. C'est une condition suffisante d'admissibilité beaucoup plus simple à vérifier.

Cette condition d'admissibilité est très importante, puisqu'elle permet de garantir la conservation de l'énergie lors de la transformation (c'est-à-dire qu'aucune information n'est perdue lors de la transformation, donc qu'il est possible de reconstruire le signal à partir de sa transformée). L'ondelette est une fonction à largeur temporelle finie (fenêtre temporelle) possédant un caractère oscillatoire. On est donc bien en présence d'une petite onde : une ondelette. Cette condition minimale est souvent renforcée en exigeant que l'ondelette ait $(m+1)$ moments nuls, c'est-à-dire, vérifie l'équation

$$\int_{-\infty}^{+\infty} t^k \Psi(t) dt = 0 \quad \text{pour } k = 0, \dots, m. \quad (2.7)$$

Pour fixer les idées, disons qu'une ondelette oscille, pendant un certain temps, comme une onde et se localise grâce à un amortissement. L'oscillation d'une ondelette se mesure par le nombre de moments nuls qui nous indiquent que l'information du signal peut être concentrée dans quelques coefficients d'ondelettes, cet aspect est utile dans la compression et la détection des singularités [Mal'00]. A partir de cette unique ondelette ψ (appelée ondelette mère), on construit par translation et dilatation, une famille de fonctions qui sont les atomes de base (souvent appelées ondelettes filles), elles sont de forme constante, mais de taille variable (Figure 2.2 et figure 2.3) :

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (2.8)$$

Avec : Facteur d'échelle (paramètre de dilatation). : Paramètre de translation.

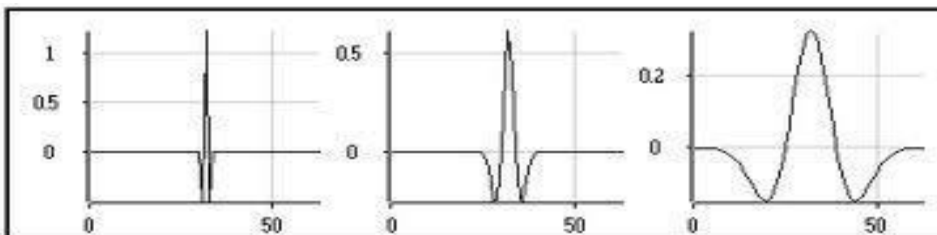


Figure 2.2. Ondelette avec différents facteurs d'échelles

Annexe :

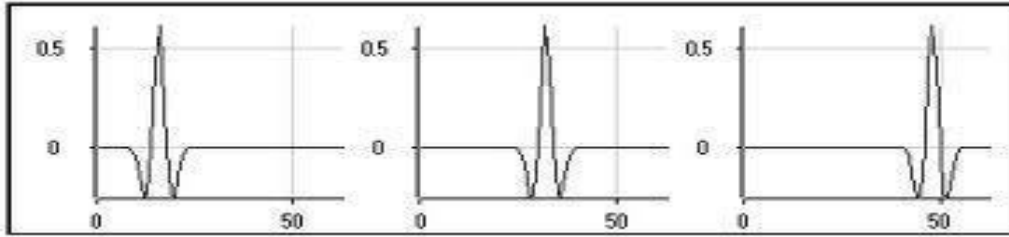


Figure 2.3: Ondelette avec différents facteurs de position b .

Ces fonctions définissent l'espace bidimensionnel dans lequel l'information du signal est représentée comme le plan temps-échelle [Mey'90]. Quand l'échelle augmente, le support temporel de l'ondelette croît, tandis que le support fréquentiel décroît inversement :

$$\Delta t_{\psi_a} = a \cdot \Delta t_{\psi} \quad (2.9)$$

$$\Delta f_{\psi_a} = \Delta f_{\psi} / a \quad (2.10)$$

Chaque atome se représente symboliquement sur le plan temps-fréquence, par un rectangle dont l'abscisse est l'intervalle temporel et l'ordonnée est l'intervalle fréquentiel. L'aire des rectangles qui couvrent le plan temps-échelle est ainsi préservé :

$$\Delta t_{\psi_a} \cdot \Delta f_{\psi_a} = \Delta t_{\psi} \cdot \Delta f_{\psi} \quad (2.11)$$

Mais, ceux-ci se déforment et s'allongent le long de l'axe des temps et des fréquences (Figure.2.4). Ce mécanisme représente la richesse de l'analyse temps-échelle. Il permet, à une échelle petite, de réaliser un examen temporel précis du signal correspondant aux fréquences hautes. Bien au contraire, les basses fréquences sont examinées avec une très forte résolution fréquentielle, mais, leurs instants d'occurrence sont moins précis.

Annexe :

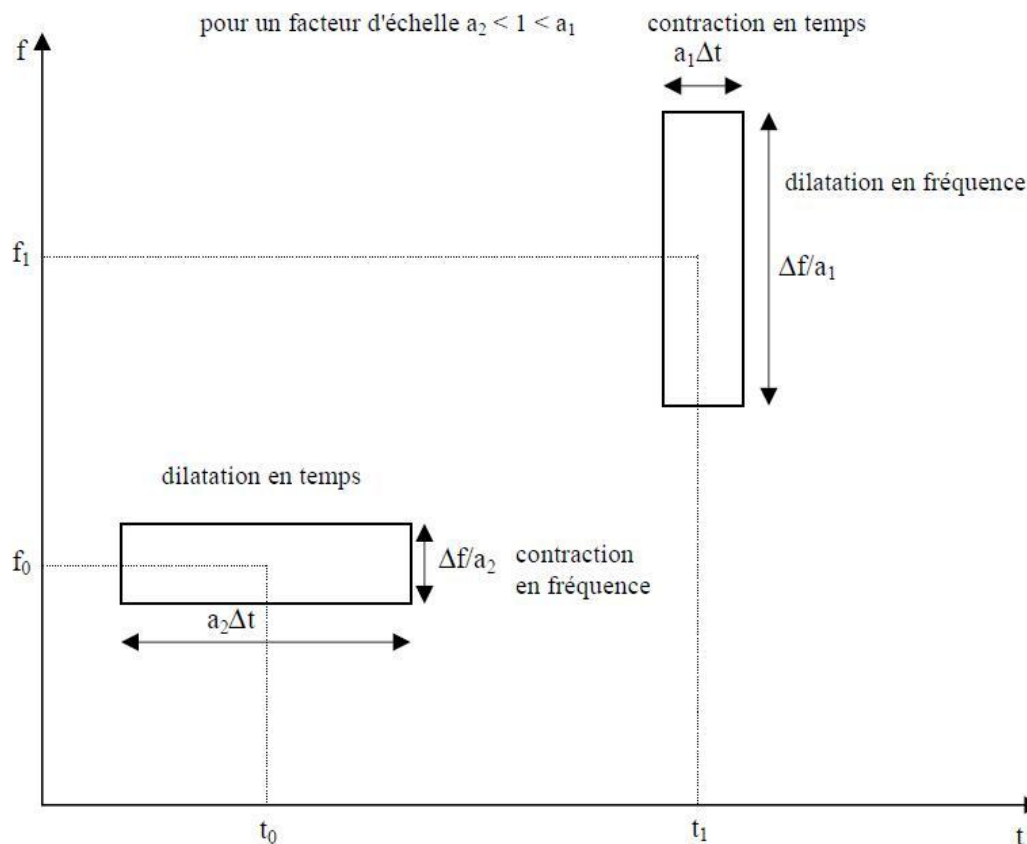


Figure 2.4 : Pavage temps fréquence pour la transformée en ondelettes pour deux facteurs d'échelle a_1 et a_2 .

2.2.2. Propriétés des ondelettes

2.2.2.1. Sélectivité en fréquence Dans la transformée de Fourier, la fonction utilisée pour analyser le signal étudié est une fonction sinusoïdale de fréquence précise, et quand on la multiplie par le signal, le coefficient obtenu ne se réfère qu'à cette fréquence. En revanche, une ondelette est constituée de plusieurs fréquences. Les coefficients d'ondelettes se réfèrent à ce mélange de fréquences. Plus la gamme de fréquence de l'ondelette est étroite, plus l'ondelette est sélective en fréquence.

2.2.2.2. Similarité Toutes les ondelettes qui appartiennent à la même famille doivent être similaires, c'est à dire se déduire les unes des autres par combinaison linéaire de translations et de dilatations.

2.2.2.3. Symétrie On souhaite parfois que l'ondelette présente des propriétés de symétrie temporelle afin d'éviter le déphasage dans la transformée en ondelettes [Mey'90].

2.2.2.4. Orthogonalité Cette propriété est à l'origine de la popularité des ondelettes qui offrent des bases d'ondelettes orthogonales et non redondantes. Cela conduit à une décomposition unique [Mey'90].

Annexe :

2.2.2.5. Régularité Une ondelette doit être suffisamment régulière car c'est la principale contribution des ondelettes dans le domaine du codage. Elle agit sur la qualité de la reconstruction du signal. Une ondelette est dite régulière si elle est très lisse et on peut l'approximer localement par un polynôme. L'ordre de régularité d'une ondelette est égal au nombre de ses moments nuls [Mey'90].

2.2.2.6. Nombre de moments nuls Pour certaines applications, les ondelettes doivent également avoir un certain nombre de moments nuls, afin d'éliminer la partie polynomiale du signal et être ainsi plus sensible aux fluctuations les moins régulières [Mey'90].

2.2.2.7. Facteur d'échelle minimal Théoriquement le facteur d'échelle, a , qui est strictement positif, peut varier jusqu'à $+\infty$.

En pratique, Il convient de se fixer un nombre de points de discrétisation minimum, N_{\min} , de telle sorte que les valeurs discrètes de l'ondelette soient représentatives de sa forme continue. Soit a_{\min} le facteur d'échelle minimum, alors : $a_{\min} = N_{\min} / N$ Avec N_{\min} : nombre d'échantillons minimal de $\psi_a(t)$ N : nombre d'échantillons de l'ondelette mère $\psi(t)$.

2.2.2.8. Relation entre fréquence et échelle Si f_0 est la fréquence centrale de l'ondelette mère $\psi(t)$, les autres ondelettes $\psi_{a,b}(t)$ oscillent à la fréquence $f = f_0/a$. D'où l'identification : $a = f_0/f$.

2.2.3. La transformée en ondelette continue

2.2.3.1. Définition La transformée en ondelettes remplace la sinusoïde de la transformée de Fourier par une famille de translations et dilatations d'une même fonction, l'ondelette notée ψ . Pour un signal $x(t)$ d'énergie finie, on définit sa transformée en ondelettes continue par la fonction $TOC(a,b)$ par l'équation 2.12 [Mal'00] :

$$TOC(a,b) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)\psi_{a,b}^*(t)dt \quad (2.12)$$

Le signal $x(t)$ est alors représenté par ses coefficients d'ondelettes $TOC(a,b)$ qui permettent de mesurer les fluctuations, à l'échelle " a ", du signal $x(t)$. L'ondelette est traduite et en même temps centrée sur le paramètre b , qui est le point autour duquel l'analyse se fait, a est le paramètre d'échelle qui caractérise de la finesse de l'analyse. Plus a est grand, plus $\psi_a(t)$ est dilatée et donc plus l'analyse se fait sur une large partie de $x(t)$. Ainsi, de par ses caractéristiques de dilatation et de translation, la transformée en ondelette est représentée dans le plan temps-échelle par une fenêtre variable dont la largeur diminue lorsqu'on se concentre sur les événements de petite échelle (fréquences hautes) ou s'élargit lorsqu'on s'intéresse au comportement à grande échelle (fréquences basses). Cette capacité d'adaptation en fonction de l'échelle d'analyse permet de considérer la transformée en ondelette comme un microscope mathématique. Pour une échelle " a " fixée, on peut voir la transformée en ondelettes continue comme un produit de convolution (équation 2.13):

Annexe :

$$TOC(a, b) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)\psi_{a,b}^*(t)dt = x^*\psi_a^* \quad (2.13)$$

Ou l'on à :

$$\psi_a^*(t) = \frac{1}{\sqrt{a}}\psi^*\left(-\frac{t}{a}\right) \quad (2.14)$$

Comme $\psi(0) = 0$ (car ψ est de moyenne nulle), On peut interpréter $\Psi(\omega)$ comme la fonction de transfert d'un filtre passe-bande.

En utilisant les propriétés de translation et de changement d'échelle de la transformation de Fourier, la transformée de Fourier de $\psi(t)$ peut s'écrire :

$$\Psi_a(\omega) = \sqrt{a}\Psi(a\omega) \quad (2.15)$$

Par conséquent, la convolution dans l'équation 2.13 permet de calculer la transformée en ondelettes d'un signal $x(t)$ avec des filtres passe-bande dilatés.

2.2.3.2. Reconstruction Pour la reconstruction du signal, la conservation d'énergie entre la fonction et sa transformée permet d'assurer une reconstruction parfaite. Elle est analogue à l'égalité de Parseval pour la transformée de Fourier (TF) En effet, on dispose d'une formule inverse pour le calcul de la transformée en ondelettes continue [Mal'00] . La formule de reconstruction est donnée par :

$$x(t) = \frac{1}{C_\psi} \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} TOC(a, b)\psi_{a,b}(t) \frac{da db}{a^2} \quad (2.16)$$

Cette possibilité reste théorique car le calcul n'est possible que numériquement et sa convergence peut-être très lente [Mal'00] .

2.2.4. La transformée en ondelette discrète La transformée en ondelette discrète (TOD) est essentiellement introduite pour réduire la redondance des coefficients obtenus lors de l'application d'une transformée en ondelette continue (TOC).

2.2.4.1. Définition La transformée continue en ondelettes, définie par l'équation (2.12), est fondée sur une décomposition du signal par des ondelettes dont les paramètres de dilatation et de translation sont des variables continues.

Outre, lors du traitement des signaux numériques, une discrétisation des paramètres a et b est nécessaire. En conséquence l'intégrale de l'équation (2.16) exprimant la conservation de l'énergie est elle aussi discrétisée, ce qui pose la question des conditions dans lesquelles

Annexe :

l'approximation de cette intégrale sera applicable. Il est nécessaire de donner une règle sur la discrétisation des pas de dilatation et translation des ondelettes. À condition de respecter cette règle, la conservation de toutes les informations du signal peut être assurée, ce qui permet d'avoir une expression applicable numériquement de la transformée inverse en tant que série d'ondelettes discrète. Nous pouvons choisir d'échantillonner le signal en utilisant l'ondelette «comme un microscope» : puisque la taille de l'ondelette varie selon la dilatation, la conservation d'un même pas d'échantillonnage temporel est redondante et inutile. En basses fréquences, on utiliserait beaucoup d'ondelettes pour représenter peu d'informations, la transformée théorique est donc redondante. De même, puisque la bande de fréquence couverte par l'ondelette est plus large en hautes fréquences, on aura besoin de moins d'ondelettes pour représenter cette bande. Morlet a proposé de créer des bases de fonctions construites sur le modèle suivant [Mis'03] :

$$\psi_{j,k}(t) = a_0^{-j/2} \psi(a_0^{-j}t - kb_0) \quad (2.17)$$

Avec : $a_0 > 1$ et $b_0 > 0$ fixés et $j, k \in \mathbb{Z}$ Cette discrétisation attribue des valeurs à l'échelle a sur une échelle logarithmique avec des paramètres de translation qui lui sont proportionnels :

$$a = a_0^j \text{ et } b = kb_0 a_0^j \quad (2.18)$$

Une gamme d'échelles couramment utilisées est la gamme dyadique, soit $a_0 = 2$ et $b_0 = 1$. On obtient, ainsi, des familles constituées des fonctions de la forme :

$$\psi_{j,k}(t) = 2^{-j/2} \psi(2^{-j}t - k) \quad (2.19)$$

Cependant, on trouve, très souvent dans la littérature, une transformée en ondelettes dyadique où seul le paramètre d'échelle est échantillonné selon une suite dyadique, et le paramètre b reste une variable continue [Mal'00]. Une telle transformée, pour un signal $x(t)$, peut s'écrire en utilisant l'équation (2.13)

$$TOD(2^j, b) = \frac{1}{\sqrt{2^j}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \psi^* \left(\frac{t-b}{2^j} \right) dt \quad (2.20)$$

Annexe :

2.2.4.2. L'analyse multi résolution En 1988, S. Mallat [Mal'00] a proposé un algorithme rapide pour calculer les coefficients d'ondelettes. Cet algorithme a été fortement inspiré de l'algorithme pyramidal introduit dans les années 70. La théorie de la multi-résolution conçoit la transformée en ondelettes discrètes TOD comme une séquence d'application de filtres [Mal'00] . En effet, chaque signal est constitué des composantes basses fréquences : appelées approximations et des composantes hautes fréquences : appelées détails. Selon Mallat, nous pouvons séparer les détails et les approximations en faisant appel à une paire de filtre H et G, appelées aussi filtres a miroirs quadratique, qui sont un filtre passe bas et un filtre passe haut complémentaires (ils ont la même fréquence de coupure) et dont les réponses impulsionnelles doivent satisfaire certaines conditions. Le processus de cet algorithme de Mallat à son premier niveau est illustré dans la figure 2.5

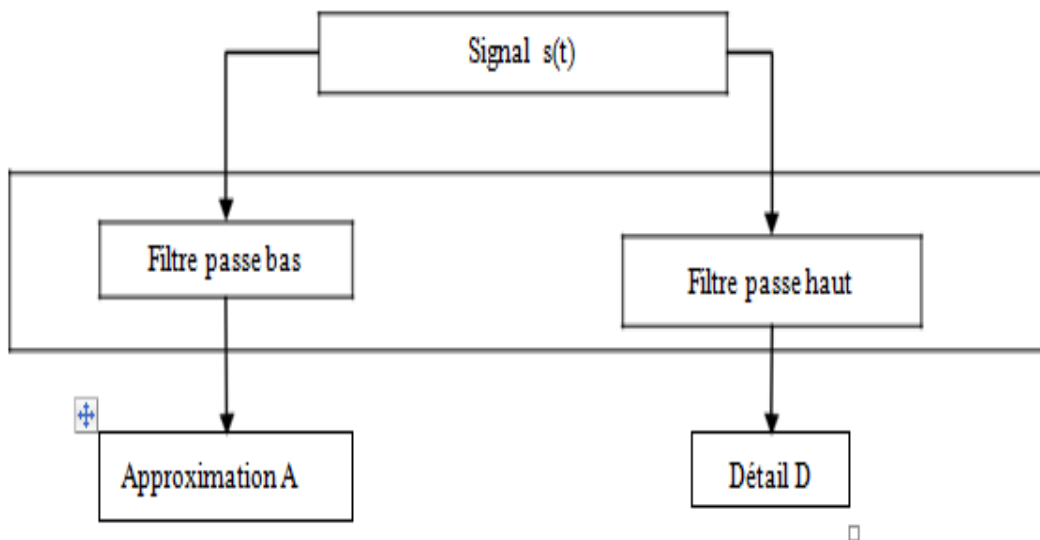


Figure 2.5 : Principe de l'algorithme de Mallat.

Pour passer au niveau suivant de la décomposition, on applique la même opération à l'approximation A. le processus est par la suite itéré a chaque fois qu'on obtient une approximation (figure 2.6).

Annexe :

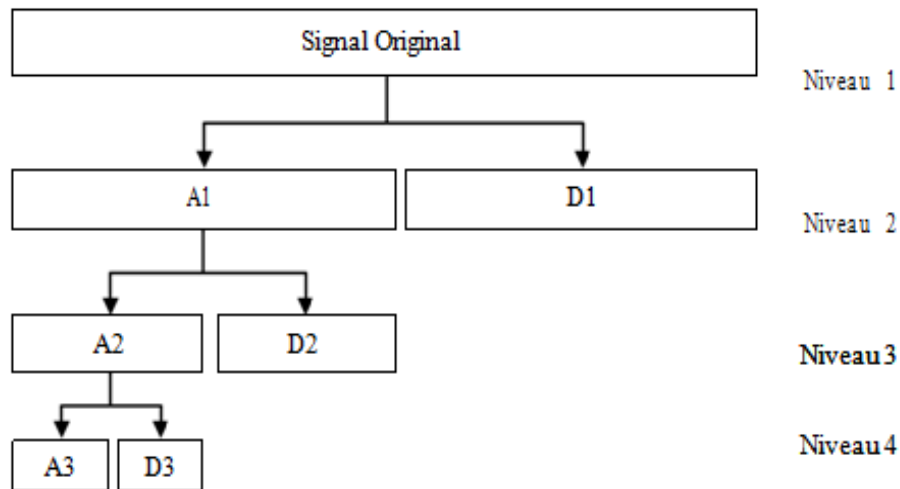


Figure 2.6 : Décomposition par ondelettes.

Le calcul des coefficients se fait donc de manière itérative et hiérarchique. La différence entre une approximation A_n et l'approximation qui la suit A_{n+1} représente le détail D_{n+1} . Il est évident donc que l'approximation au nième niveau est plus riche en terme de contenu informationnel que des approximations des niveaux supérieurs ($> n$).

En effet, si nous supposons que le signal original $x(t)$ contient N échantillons alors nous obtiendrons $2N$ échantillon à la sortie de la cellule constituée par la paire du filtre en miroir quadratique Ce problème peut être réglé en introduisant une opération de sous échantillonnage de facteur 2 après chaque décomposition.

Au dernier niveau de décomposition, nous auront alors 1 coefficient de détail et 1 coefficient d'approximation, ce qui nous donne un total de $N-1$ coefficients de détails et 1 coefficient d'approximation.

Résumé

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 system de monitoring cardiaque.

Nous avons discuté et réaliser un prototype fiable qui permet de détecter, mettre en forme, traiter et visualiser les variations de l'activité électrique du cœur en fonction du temps réel et une interface graphique pour extraire plusieurs paramètres dans le signal ECG.

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 circuit can detect, process, and visualize the variations of the electrical activity of the heart as a function of time.

We discussed and realized a reliable prototype that allows to detect, to shape, to treat and to visualize the variations of the electrical activity of the heart in the real time and an algorithm to extract many parameters from the signal (ECG) is presented.

ملخص :

تُستخدم إشارة تخطيط كهربية القلب (ECG) على نطاق واسع باعتبارها واحدة من أهم الأدوات في الممارسة السريرية لتقييم حالة القلب للمرضى ، وذلك باستخدام الأقطاب الكهربائية الموضوعة على سطح الجسم.

يتم استخدام مخطط كهربية القلب لاكتشاف الاختلافات في النشاط الكهربائي للقلب وتشكيلها ومعالجتها وتصورها كدالة للوقت. الهدف من هذه الأطروحة هو تحقيق نظام مراقبة القلب.

لقد ناقشنا وأدرنا نموذجًا أوليًا موثوقًا يمكنه اكتشاف الاختلافات في النشاط الكهربائي للقلب وتنسيقها ومعالجتها وتصورها كدالة في الوقت الفعلي وواجهة رسومية لاستخراج العديد من المعلومات في إشارة تخطيط القلب.