

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية  
REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE  
وزارة التعليم العالي والبحث العلمي  
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE  
SCIENTIFIQUE  
جامعة عمار تليجي بالأغواط  
UNIVERSITE AMAR TELIDJI – LAGHOUAT –  
كلية التكنولوجيا  
FACULTE DE TECHNOLOGIE  
قسم الالكترونك  
DEPARTEMENT DE L'ELECTRONIQUE



## Mémoire de Master

DOMAINE : SCIENCES ET TECHNOLOGIE  
FILIERE : Electronique  
OPTION : Automatique et Informatique Industrielle  
Réalisé par :

HASNAOUI YASSINE

MOUISSAT ABDELRAZAK

Thème :

### Etude et réalisation d'un électrocardiogramme (ECG) automatique avec diagnostic intelligent

Soutenu publiquement le 29 / 09 / 2022 devant le jury composé de :

Président : BENMOUIZA Khalil

Maitre de conférences. A

Encadreur : ZEGHOUDI Abdelfattah

Maitre de conférences. A

Examineur : GUEFFAF Hamza

Maitre de conférences. A

Année Universitaire : 2021/2022

## Liste des figures :

<b>Figure I.1</b> :ECG a 12 dérivation	<b>5</b>
<b>Figure I.2</b> : schéma du cœur	<b>6</b>
<b>Figure I.3</b> : tracé d'un ECG	<b>7</b>
<b>Figure I.4</b> : Triangle d'Einthoven	<b>8</b>
<b>Figure I.5</b> : Montage d'Einthoven pour l'enregistrement des dérivation bipolaires des membres	<b>9</b>
<b>Figure I.6</b> : Représentation d'un ECG	<b>10</b>
<b>Figure II.1</b> : Montage de l'amplificateur d'instrumentation a trois amplificateurs opérationnels	<b>17</b>
<b>Figure II.2</b> : corps de potentiel généré	<b>18</b>
<b>Figure II.3</b> : Filtre passe-bande	<b>19</b>
<b>Figure II.4</b> : Diagramme de bode Filtre passe-bande	<b>19</b>
<b>Figure II.5</b> : Filtre passe-bas Sallen key	<b>21</b>
<b>Figure II.6</b> : Diagramme de bode Filtre passe-bas Sallen key	<b>21</b>
<b>Figure II.7</b> : Amplificateur suiveur	<b>22</b>
<b>Figure II.8</b> : Circuit de clamper	<b>23</b>
<b>Figure II.9</b> : Graphique de test du filtre passe-bas	<b>24</b>
<b>Figure II.10</b> : Graphique de test du circuit de l'amplificateur suiveur	<b>25</b>
<b>Figure II.11</b> : Résultats du test de clamper	<b>25</b>
<b>Figure II.12</b> : Circuit global	<b>26</b>
<b>Figure II.13</b> : Troisième essai	<b>27</b>
<b>Figure II.14</b> : le capteur ECG AD8232	<b>28</b>
<b>Figure II.15</b> : Comment mettre l'ECG	<b>29</b>
<b>Figure II.16</b> : Le capteur ECG AD8232 avec Arduino	<b>30</b>
<b>Figure II.17</b> : Le signale ECG au niveau de l'IDE Arduino	<b>31</b>
<b>Figure II.18</b> : Communication entre Matlab et Arduino	<b>32</b>
<b>Figure II.19</b> : Installation de packages(1)	<b>32</b>
<b>Figure II.20</b> : Installation de packages(2)	<b>33</b>
<b>Figure II.21</b> : Installation de packages(3)	<b>33</b>
<b>Figure II.21</b> : la carte Arduino connectée avec le PC	<b>35</b>
<b>Figure III.1</b> : Visualisation d'un signal dans le domaine temporel et fréquentiel	<b>38</b>
<b>Figure III.2</b> : le montage d'acquisition de signal ECG	<b>41</b>
<b>Figure III.3</b> : L'emplacement des électrodes ECG thoracique	<b>41</b>
<b>Figure III.4</b> : Le signal ECG avec le bruit de secteur (50 Htz)	<b>42</b>
<b>Figure III.5</b> : Le signal ECG avec et sans bruit de 50 Htz	<b>42</b>
<b>Figure III.6</b> : Résultat de test 1 au niveau de Matlab par Serial	<b>42</b>
<b>Figure III.7</b> : Résultat de test 2 au niveau de Matlab (Serial)	<b>43</b>
<b>Figure III.8</b> : Résultat de test 3 au niveau de Matlab (Serial)	<b>43</b>
<b>Figure III.9</b> : Résultat de test 4 au niveau de Matlab (ARDUINO I/O)	<b>46</b>
<b>Figure III.10</b> : Résultat de test 4 au niveau de Matlab (ARDUINO I/O)	<b>46</b>
<b>Figure III.11</b> : ECG Normale	<b>46</b>
<b>Figure III.12</b> : ECG Bradycardie	<b>47</b>

<b>Figure III.13</b> : ECG Tachycardie	<b>47</b>
<b>Figure III.14</b> : Un ECG idéal	<b>48</b>
<b>Figure III.15</b> : Le signal ECG	<b>49</b>
<b>Figure III.16</b> : Intervalle entre deux pics R successives	<b>49</b>
<b>Figure III.17</b> : Signal respiratoire avec le signal ECG de patient a04erm	<b>49</b>
<b>Figure III.18</b> : algorithme d'estimation de la fréquence respiratoire à partir de l'ECG	<b>50</b>
<b>Figure III.19</b> : Signal ECG après l'application de la fenêtre de détection des pics	<b>50</b>
<b>Figure III.20</b> : Seuillage de l'ECG pour avoir les pics R	<b>50</b>
<b>Figure III.21</b> : ignal ECG avec détections des pics et extraction de signal respiratoire.	<b>51</b>
<b>Figure III.22</b> : interface guide avant l'exécution	<b>51</b>
<b>Figure III.23</b> : interface guide après l'exécution(Bradycardie)	<b>52</b>
<b>Figure III.24</b> : interface guide après l'exécution(Tachycardie)	<b>53</b>
<b>Figure III.25</b> : Le Holter ECG	<b>53</b>
<b>Figure III.26</b> : Interface Matlab avec les données ECG	<b>55</b>
<b>Figure III.27</b> : Structure et phase d'apprentissage de Réseau de neurones NV200	<b>57</b>
<b>Figure III.28</b> : Performance de réseau de neurones NV200	<b>59</b>
<b>Figure III.29</b> : Etat d'apprentissage de NV200	<b>59</b>
<b>Figure III.30</b> : Régression de NV200	<b>60</b>
<b>Figure III.31</b> : Structure et phase d'apprentissage de Réseau de neurones NV203 avec Performance	<b>60</b>
<b>Figure III.32</b> : Performance de réseau de neurones RN207	<b>62</b>
<b>Figure III.33</b> : Structure et phase d'apprentissage de Réseau de neurones RN207	<b>63</b>
<b>Figure III.34</b> : Structure et phase d'apprentissage de Réseau de neurones LN109	<b>64</b>
<b>Figure III.35</b> : Performance de réseau de neurones LN109	<b>65</b>
<b>Figure III. 36</b> : Structure et phase d'apprentissage de Réseau de neurones LN111	<b>66</b>
<b>Figure III.37</b> : Performance de réseau de neurones LN109	<b>67</b>

## Liste des tableaux :

<b>Tableau II.1</b> : Test des amplificateurs différentiels	<b>25</b>
<b>Tableau II.1</b> : les pins de connexion entre la carte ECG et l'Arduino	<b>30</b>
<b>Tableau III.1</b> : Les abréviations des arythmies cardiaques	<b>55</b>
<b>Tableau III.2</b> : Listes des patients avec le nombres des battements NVLR	<b>55</b>
<b>Tableau III.3</b> : Résultats de tests de modèle NV200	<b>62</b>
<b>Tableau III.4</b> : Résultats de tests de modèle NV203	<b>64</b>
<b>Tableau III.5</b> : Résultats de tests de modèle RV207	<b>65</b>
<b>Tableau III.6</b> : Résultats de tests de modèles LN109 et LN111	<b>69</b>

# Table des matières

**Liste des figures**

**Liste des tableaux**

**Introduction générale ..... 1**

## **CHAPITRE I : Généralités sur le système cardiovasculaire et l'électrocardiographie**

I.1 Introduction ..... 4

I.2 Historique ..... 4

I.3 Anatomie du cœur : ..... 5

I.4 . L'électrocardiogramme (ECG)..... 7

I.5 Ondes et intervalles de l'ECG : ..... 9

I.6 Electrocardiographie normale : ..... 11

I.7 Conclusion : ..... 12

## **CHAPITRE II : Principe de fonctionnement et réalisation de l'électrocardiogramme**

II.1 Introduction..... 14

II.2 Signal électrique ou biopotentiel. .... 14

II.3 Electrocardiographie ..... 15

II.4 Conception et mise en œuvre ..... 15

1-Conception initiale de l'amplificateur ..... 15

2-Conception du circuit de filtrage ..... 18

3-Le filtre passe-bas Sallenkey est également utilisé. .... 20

4-Conception du circuit de clamber ..... 22

II.5 Résultats de simulation, la mise en œuvre et discussion ..... 23

1-Test initial de l'amplificateur..... 23

2-Test du circuit du filtre passe-bas..... 24

3-Test de circuit non inverseur ..... 24

4-Test du circuit de clamber ..... 25

5-Test de circuit global ..... 26

II.6 la carte AD8232, Arduino et communication avec Matlab ..... 27

1-AD8232 ECG : .....	27
2-Interfaçage du capteur ECG AD8232 avec Arduino : .....	29
3-Communication entre Matlab et Arduino : .....	31
II.7 Conclusion .....	35

### **CHAPITRE III : Tests et résultats**

Tests et Résultats .....	36
III.1 Introduction : .....	37
III.2 Transformation de Fourier FFT : .....	38
III.3 Acquisition du signal ECG au Niveau de Matlab .....	40
III.4 La tachycardie, La bradycardie et l'ECG Normal.....	45
1-La Bradycardie : .....	46
2-La tachycardie : .....	46
3-La différence entre les trois signale ECG (Normal, Bradycardie, Tachycardie) : .....	46
III.5 Détection des pics R et extraction de signal respiratoire : .....	47
1-Détection des pics R dans MATLAB : .....	48
III.6 Interface Graphique GUI (Graphical User Interface): .....	51
III.7 Classification des arythmies cardiaques par le réseau de neurones .....	53
1-Qu'est-ce qu'un Holter ECG et Pour quoi la classification de l'ECG.....	54
2-Données ECG et réseau de neurones .....	55
<b>Les descripteurs du vecteur d'entrée</b> .....	55
3-Classificateur par le réseau de neurones à deux classes : .....	58
<b>Les résultats d'apprentissage et de test par le modèle NV200</b> .....	58
Apprentissage par le patient NV203.....	62
<b>Les résultats d'apprentissage et de test par le modèle RN207</b> .....	63
<b>Les résultats d'apprentissage et de test par le modèle LN109</b> .....	65
III.7 Conclusion .....	70
Conclusion général : .....	72
Bibliographie .....	73

# Introduction générale

## Introduction générale

Le cœur est le muscle qui ne s'arrête jamais de fonctionner, vue cette activité continue il est la source de plusieurs dysfonctionnements. De ce fait, on constatera que plusieurs filières de la science moderne s'intéressent à cet organe, comme l'électronique médicale à titre d'exemple. De surcroit, le fait qu'il soit le point central du système cardiovasculaire, il peut être lié à différentes pathologies.

Avec l'avancement technologique et les techniques de plus en plus pointues, les experts disposent de plus de moyens pour aboutir à un diagnostic suffisant. L'électrocardiographie est le test de plus sollicité de par son coût qui est relativement bas et du fait qu'il soit non évasif et indolore ce qui joue en faveur du confort du patient.

L'électrocardiographie est basée sur l'utilisation des électrodes réparties sur des zones bien définies du corps, la finalité est d'avoir un signal appelé l'électrocardiogramme (ECG) qui est l'interprétation électrique de l'activité cardiaque, ce dernier regroupe trois paramètres primordiaux : l'onde P, le complexe QRS et l'onde T. Les anomalies sont diagnostiquées en se basant sur la fréquence et les battements cardiaques, une déformation du signal ou de la durée de ces ondes ou la durée entre différents intervalles.

Il est primordial, pour interpréter l'activité cardiaque, d'avoir une détection conforme du signal ECG. Dans ce contexte, le projet que nous avons réalisé est la conception d'un système d'acquisition des signaux électro cardiographiques ainsi que le diagnostic automatique.

Notre travail est divisé en trois parties essentielles à la réalisation du dispositif. Le premier chapitre regroupera des notions générales sur le signal en question.

Dans le deuxième chapitre, nous évoquerons l'étude des différents étages de l'amplification et mentionnerons la digitalisation du signal par le biais d'une carte programmable. En ce qui concerne le côté programmation, nous avons utilisé l'Arduino, avec différents paramètres de programmation autrement dit les instructions utiles pour aboutir à notre but.

Le dernier chapitre sera consacré à l'affichage des tests sur MATLAB pour confirmer le bon fonctionnement de l'intégralité de notre système embarqué de l'acquisition à l'affichage, est les différents traitements de signal pour avoir un signal bien lissé qui nous aide à la détection d'anomalie.

**CHAPITRE I :**  
Généralités sur le système  
cardiovasculaire et  
l'électrocardiographie

## I.1 Introduction

Quand on parle de système cardio-vasculaire on fait allusion à l'activité du cœur qui peut être traduite et utilisée pour informer sur l'état de santé d'un patient. Avec l'avancée technologique et l'apparition de l'électronique, le diagnostic est des plus simple et facile à atteindre. Dans ce chapitre, nous allons aborder la structure physique qui est responsable de son activité musculaire et puis électrique ainsi que les interfaces d'acquisition et d'affichage qui est l'électrocardiogramme composés d'intervalles significatifs. Enfin, nous citerons les différentes anomalies et les dysfonctionnements de cet organe et l'intérêt de l'électrocardiographie [1].

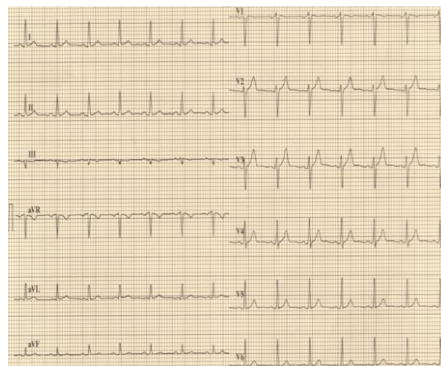
## I.2 Historique

En 1842, Le physicien italien, Carlo Matteucci a montré qu'un courant électrique passe à chaque battement cardiaque. [2].

– En **1878**, le physicien britannique John Burder et Fredeick réalisent les premières expérimentations et enregistrent le courant électrique cardiaque[2].

– En **1887**, Augustus D. Waller a publié le premier électrocardiogramme humain [2].

- Willem Einthoven est considéré comme étant le découvreur de l'électrocardiogramme. Il a commencé ses expériences avec un électromètre capillaire « Cette machine a été utilisée pour enregistrer des sons cardiaques », grâce à des formules mathématiques complexes, il a pris l'étude et l'analyse approfondie de l'électrocardiogramme [2].
- En **1942**, Emanuel Goldberger réalise le premier électrocardiogramme sur 12 voies (Figure I.1), qui est toujours utilisé actuellement [2].



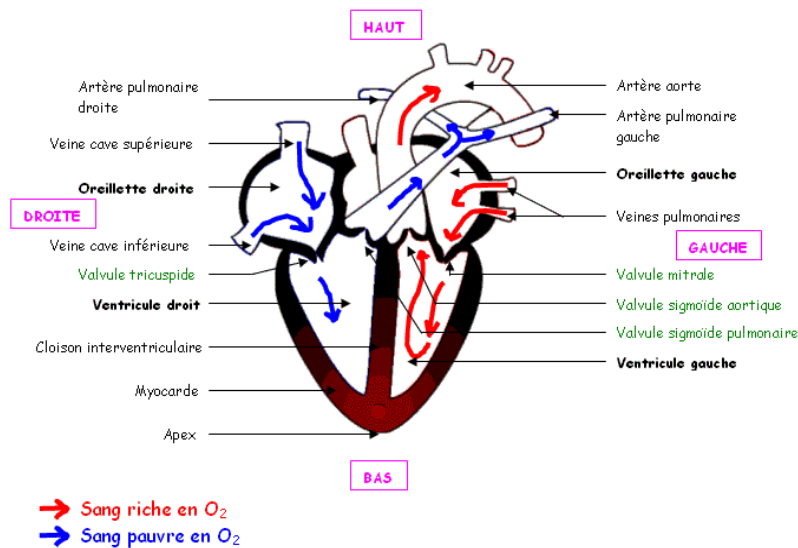
**Figure I.1 :ECG a 12 dérivation**

### **I.3 Anatomie du cœur :**

Le corps humain est régi par des fonctions bien définies qui font qu'il vive et interagisse avec d'autres membres de la nature. Ces fonctions en question sont effectuées par des structures en chair qui assure respectivement une tâche afin de préserver l'organisme des menaces, subvenir à ses besoins et réaliser sa croissance. Ces organes vitaux font office de machinerie humaine qui marche avec un liquide précieux qui est le sang. Ce liquide est pompé et réparti par un organe qui est considéré comme l'épicentre de l'activité organique. Ce n'est nul autre que le cœur, grâce à ses contractions rythmiques, le cœur joue un rôle moteur dans le corps [1].

Divisé en plusieurs parties, on peut facilement distinguer deux oreillettes, des artères, des veines, des ventricules et des valves. La figure I.2 montre l'anatomie de l'organe :

1. oreillette droite 2. Oreillette gauche 3.veine cave supérieure 4. Aorte 5. Artère pulmonaire 6. Veine pulmonaire gauche inférieure 7. Valve mitrale 8. Valve aortique 9.Ventricule gauche 10. Ventricule droit 11. Veine cave inférieure 12. Valve tricuspide 13.Valve pulmonaire - Flèches : sens de circulation du sang [1].



**Figure I.2 : schéma du cœur.**

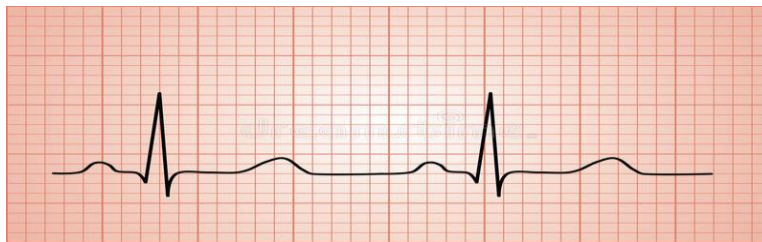
#### I.4 L'électrocardiogramme (ECG) :

L'électrocardiogramme est une retranscription sous forme de graphe ou de courbe de l'activité électrique du cœur via un appareillage spécifique nommé l'électrocardiographe. La grandeur acquise par les capteurs (signal d'entrée) est caractérisée par une très faible tension jaugée en millivolts pour une précision en dessous de 0.5ms [2].

Soumis à des parasites, des données inutiles, dû à la multitude de paramètres pris en compte et la complexité de la structure de l'organe ainsi qu'au dispositif présent à l'entrée, on peut facilement distinguer quelques sources de ce bruitage et en comprendre les sources

comme : les hautes fréquences résultantes à l'effort musculaire (cœur) et des interférences liées aux propriétés électroniques de l'appareil. Pour remédier à cette problématique, on utilise des filtres de différents types et fonctions. Les plus courants d'usage, sont les filtres passe-bas, ils permettent d'éliminer le plus non désiré et arriver à un signal adéquat à l'étude.

Les artéfacts sont aussi une forme de parasites qui investissent le signal obtenu, ils sont dus à une arythmie cardiaque qui touche la partie vasculaire. Une technique appelée moyennage, est utilisée pour se débarrasser de ces parasites surtout en cas de test pendant l'effort. [2].



**Figure I.3 : tracé d'un ECG.**

**D** : pour mesure bipolaire.

- DI : entre bras droit(-) et bras gauche(+).
- DII :entre bras droit(-) et jambe gauche(+).
- DIII : entre bras gauche(-) et jambe gauche(+)

La lettre D est d'usage que dans les pays latins, les pays anglo-saxons utilisent directement les chiffres romains I, II, III..sans la lettre [2].

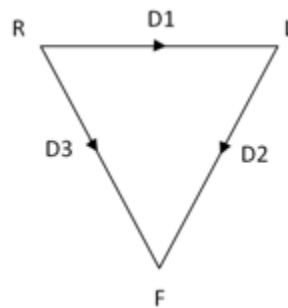
Il existe d'autres formes de mesure dites unipolaires notés comme suites

- aVR : sur le bras droit.

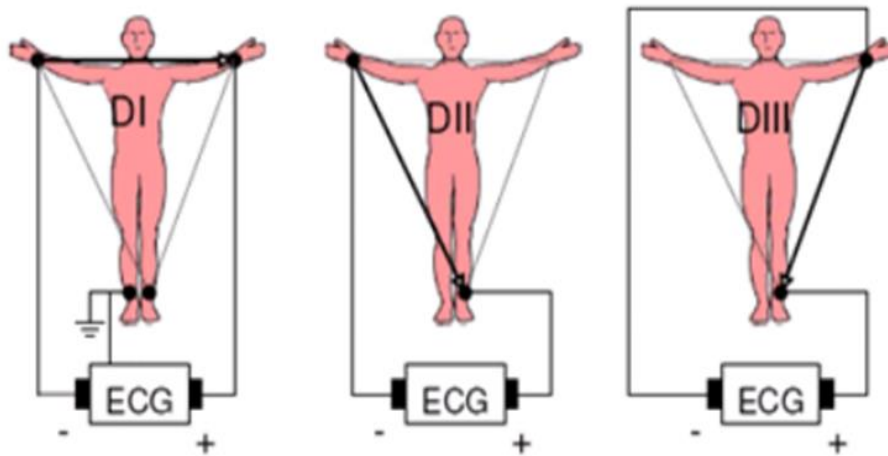
- aVL : sur le bras gauche.
- aVF : sur la jambe gauche.

La lettre « a » signifie « augmentée » [2].

Le cœur se trouve au centre d'un triangle équilatéral formé par les membres supérieurs et la racine de la cuisse gauche. Le triangle d'Einthoven est détaillé dans la figure qui suit,



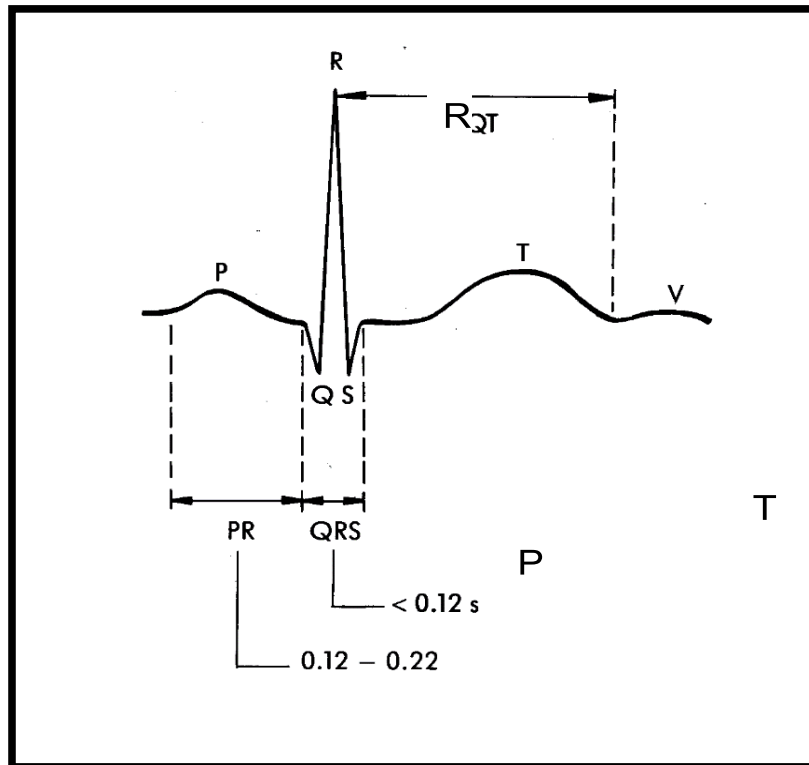
**Figure I.4:** Triangle d'Einthoven



**Figure I.5:** Montage d'Einthoven pour l'enregistrement des dérivations bipolaires des membres.

### I.5 Ondes et intervalles de l'ECG :

Le tracé électrique comporte plusieurs ondes électriques aux formes et durées particulières, et différents intervalles entre elles. Les mesures essentielles à réaliser lors de l'analyse d'un ECG, sont celles de l'onde P, de l'espace PR, du complexe QRS, du délai d'inscription, de la déflexion intrinsécoïde, du point J, de l'espace QT, du segment ST et enfin de l'onde T.



**Figure I.6 :** Représentation d'un ECG.

- Onde P : reflète une dépolarisation et qui vaut à une contraction des oreillettes droite et gauche. elle est diphasique ou monophasique (ça dépend de la dérivation de mesure). sa durée est estimée entre 0.08 et 0.15 s pour une amplitude inférieure à 2.5mm, son axe est situé généralement à  $60^\circ$  [2].
- Intervalle PR : il détermine le temps pris pour la conduction auriculo-ventriculaire, ce dernier diminue avec l'augmentation de la fréquence cardiaque. Cette durée est estimée dans un intervalle qui commence de 0.12 à 0.20 s. L'intervalle PR correspond au début de l'onde P jusqu'au début du QRS. il est isoélectrique [2].

- Onde QRS : c'est la dépolarisation des ventricules gauche et droit définie par 3 ondes : l'onde Q négative, l'onde R positive, l'onde S également négative. la forme de ce complexe et son amplitude diffèrent selon la dérivation de mesure et des anomalies au niveau de la partie de l'organe concerné, quant à la durée de ce complexe, elle est inférieure à 0.15s et son axe est situé dans un intervalle allant de 0° à 90° [2].
- Point J : c'est le point de passage du complexe QRS à l'onde T. il est isoélectrique
- Segment ST : c'est le laps de temps qui sépare la fin du complexe QRS et le début de l'onde T. il est aussi isoélectrique.
- Intervalle QT : il correspond au début de QRS jusqu'à la fin de T (onde), autrement dit, il reflète la dépolarisation et la repolarisation des ventricules, sa durée augmente quand la fréquence cardiaque diminue et diminue quand cette dernière augmente. Mathématiquement traduite par la formule suivante  $QTc = QT/\text{racine carrée de l'espace RR}$ . il est lié de façon significative à de nombreux troubles. (QTc intervalle QT corrigé)[2].
- Onde T : elle représente les forces électriques générées lors de la phase de repolarisation rapide des deux ventricules. elle a une durée de 0.20 à 0.25s et l'axe normal de l'onde T est compris entre -10° et 70°. la polarité de l'onde T suit normalement celle du QRS, son amplitude dépend de l'onde R [2].
- Onde U : elle est le plus souvent positive et fait preuve de controverse concernant son origine, elle est observée après l'onde T.

**Remarque :** en cas d'anomalie, le tracé doit être idéalement comparé avec un ECG ancien chez le même patient : une repolarisation ventriculaire anormale n'a pas du tout la même signification si elle existe depuis plusieurs années que si elle est récente [2].

## **I.6 Electrocardiographie normale :**

L'ECG normal est caractérisé par ses intervalles qui le composent, de sorte qu'il ait une forme bien définie. Ceci reflète une activité électrique normale et un bon fonctionnement de l'organe. Toute déformation est synonyme d'anomalies. Les paramètres qui sont le rythme, l'onde P, l'espace PR, la complexe QRS et la repolarisation d'un ECG normal sont :

- Rythme : sinusal.
- Onde P : durée inférieure à 0,12 s pour une amplitude également inférieure à 0,25 mV ; elle doit être positive et monophasique dans la plupart des dérivations sauf aVR négative. Son axe est compris entre 0 et 90°.
- Espace PR : il est isoélectrique et sa durée est comprise entre 0,12 et 0,20 s.
- Complexe QRS : durée inférieure à 0,11 s ; la déflexion commence à apparaître au-dessous de 0,4s et varie selon la dérivation. Axe entre 0 et 90°.
- Repolarisation : point J et segment ST sont isoélectriques ; ondes T positives et asymétriques, avec un axe similaire ou proche de celui des QRS. Ondes U absentes [2].

**NB.** des différentes variantes de l'ECG normal existent ce qui implique une difficulté d'interprétation [2].

**I.7 Conclusion :**

Dans ce chapitre, nous avons abordé le but de notre travail et la physiologie cardiaque et le principe de fonctionnement du cœur qui avec ses contractions et décontractions constituent une activité électrique par la libération de tension cette activité est traduite par l'électrocardiogramme qui nous donne les signaux qui est le but de notre travail et nous aide a développé un diagnostic automatique.

# **CHAPITRE II :**

Principe de fonctionnement et  
réalisation de  
l'électrocardiogramme

## II.1 Introduction

L'activité électrique du cœur est la base de l'électrocardiographie (ECG) dans l'observation du cœur. La fabrication d'un appareil ECG nécessite de bons composants électroniques pour qu'il puisse fournir une réponse appropriée. Ensuite, nous avons besoin d'un outil de simulation pour tester ces composants, le composant ECG en question consiste en un circuit amplificateur biopotentiel utilisant IC741, un filtre passe-bande, un filtre passe-bas de type Sallenkey, un amplificateur non inverseur et un circuit de clamber. Les résultats obtenus à partir d'un amplificateur biopotentiel capable d'amplifier les signaux cardiaques faibles jusqu'à 240 fois l'amplification, type filtre passe-bas SallenKey est capable de supprimer des signaux jusqu'à -3 dB à des fréquences supérieures à 110 Hz et fournit le renforcement est également de 0,47 fois. L'amplificateur non inverseur est capable d'amplifier le signal jusqu'à 28 fois le gain et le circuit de clamber peut augmenter le signal lentement pour positif avec amplification jusqu'à 2 fois.

Le cœur est un organe important du corps humain qui fonctionne pour pomper le sang dans tout le corps. Lors du pompage du sang, le muscle cardiaque se contracte en raison d'une stimulation électrique ou d'impulsions. Ces impulsions proviennent de potentiels d'action qui se produisent dans les cellules du muscle cardiaque. Une petite partie de ces impulsions se répandra sur toute la surface du corps. Lorsque certains points de la peau sont placés des électrodes, le potentiel électrique provoqué par le courant de l'impulsion peut être enregistré [3].

Ce courant impulsionnel est appelé un électrocardiographie

## II.2 Signal électrique ou biopotentiel.

Ce signal électrique peut informer le fonctionnement du cœur. Ces signaux biopotentiels ont une taille d'onde de qui est très petit seulement environ 0,5 mV, donc les signaux doivent être amplifiés plusieurs fois pour que le signal soit lu par l'ordinateur. Afin

de capter les signaux de biopotential qui émit par le cœur, il faut un outil appelé ECG (électrocardiographie) [3].

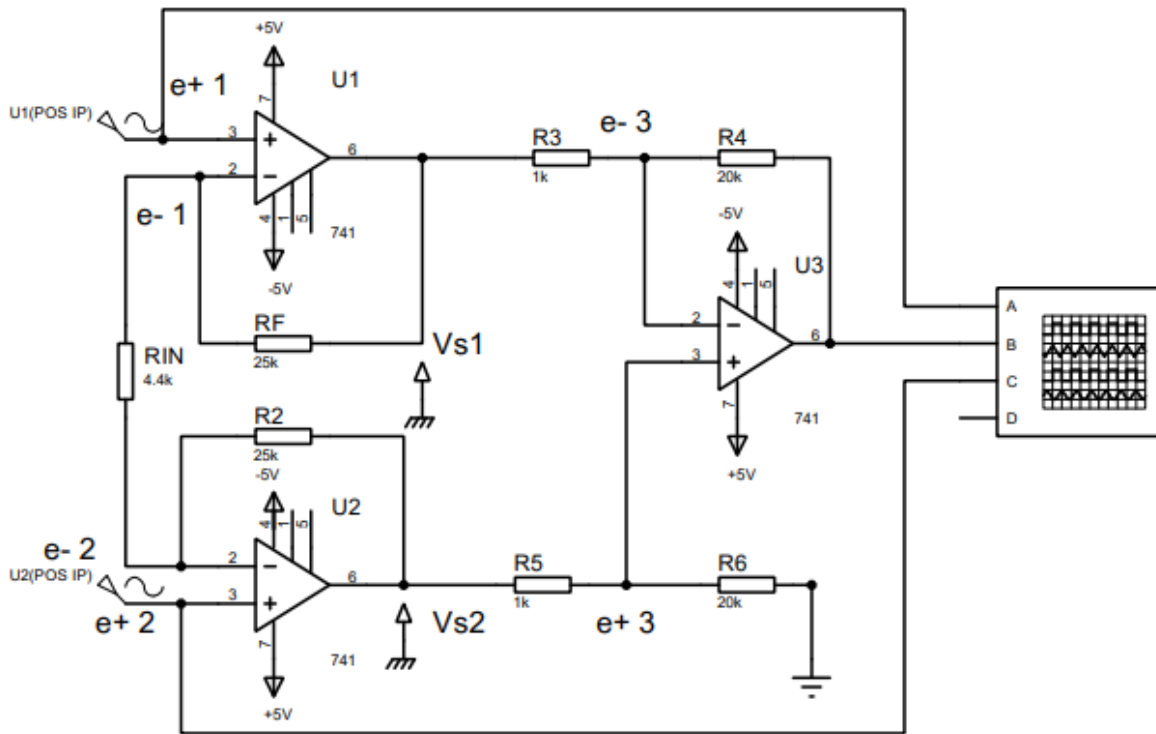
### **II.3 Électrocardiographie**

L'électrocardiographie (ECG) est un instrument qui sert de méthode générale utilisée pour mesurer les performances du cœur grâce à l'activité électrique du cœur. Le signal cardiaque (ECG) est un signal biomédical non stationnaire, où ce signal a une fréquence qui change avec le temps en fonction des événements physiologiques cardiaques. L'ECG joue un rôle important dans le processus de surveillance et de prévention des crises cardiaques.

### **II.4 Conception et mise en œuvre**

#### **1-Conception initiale de l'amplificateur**

L'amplificateur initial est constitué d'un circuit tampon et d'un amplificateur différentiel. Le circuit tampon est constitué d'une combinaison de 2 circuits non inverseurs, le signal est amplifié 12 fois, puis sur l'amplificateur différentiel, le signal est amplifié 20 fois pour que le gain total soit de 240 fois.



**Figure II.1 :** Montage de l'amplificateur d'instrumentation a trois amplificateurs opérationnels

Pour calculer l'ampleur du gain peut être dérivé en utilisant la théorème de millman :

$$e_3^- = e_3^+ : \frac{\frac{U_3 + V_{s1}}{R_4} + \frac{V_{s2}}{R_3}}{\frac{1}{R_4} + \frac{1}{R_3}} = \frac{0 + V_{s2}}{\frac{1}{R_6} + \frac{1}{R_5}} \dots\dots\dots(\text{II.1})$$

$$U_3 = \frac{R_4}{R_3} V_{s2} - V_{s1} \dots\dots\dots(\text{II.2})$$

$$e_1^- = e_1^+ : \frac{\frac{V_{s1} + U_2}{R_F} + \frac{U_1}{R_{IN}}}{\left(\frac{1}{R_F} + \frac{1}{R_{IN}}\right)} = U_1 \dots\dots\dots(\text{II.3})$$

$$V_{s1} = \left(1 + \frac{R_F}{R_{IN}}\right) \times U_1 - \frac{R_F}{R_{IN}} \times U_2 \dots\dots\dots(\text{II.4})$$

$$e_2^- = e_2^+ : \frac{\frac{V_{S2} + U_1}{R_2 + R_{IN}}}{\frac{1}{R_2} + \frac{1}{R_{IN}}} = U_2 \dots\dots\dots (II.5)$$

$$V_{s2} = \left(1 + \frac{R_2}{R_{IN}}\right) \times U_2 - \frac{R_2}{R_{IN}} \times U_1 \dots\dots\dots (II.6)$$

(2) et (3) → (1) :

$$U_3 = \left(1 + \frac{2R_2}{R_{IN}}\right) \times \frac{R_4}{R_3} \times (U_2 - U_1) \dots\dots\dots (II.7)$$

valeur :  $R_2 = R_5 ; R_4 = R_6 ; R_3 = R_5$  pour trouver la valeur de  $U_3$

$U_1$  et  $U_2$  est obtenu à partir de la différence de potentiel générée dans le corps.

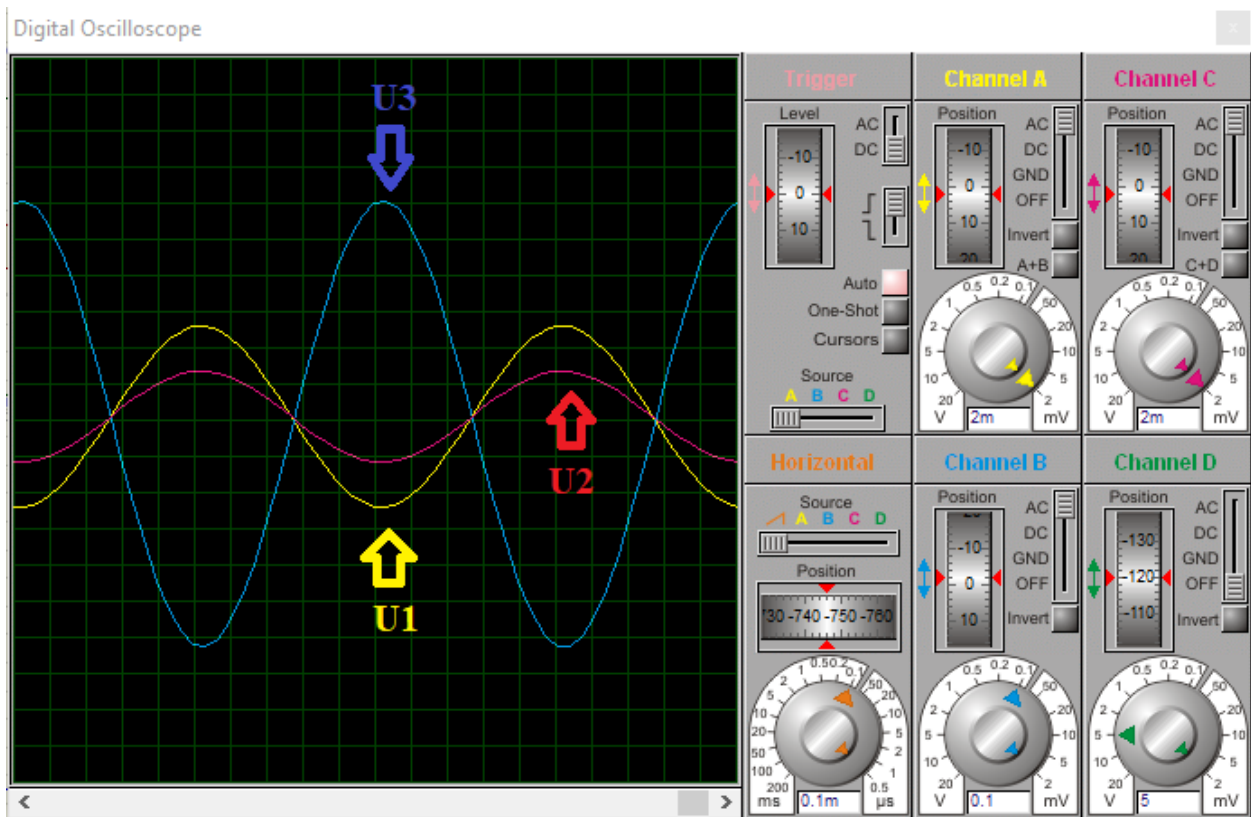


Figure II.2 : corps de potentiel générée.

## 2-Conception du circuit de filtrage

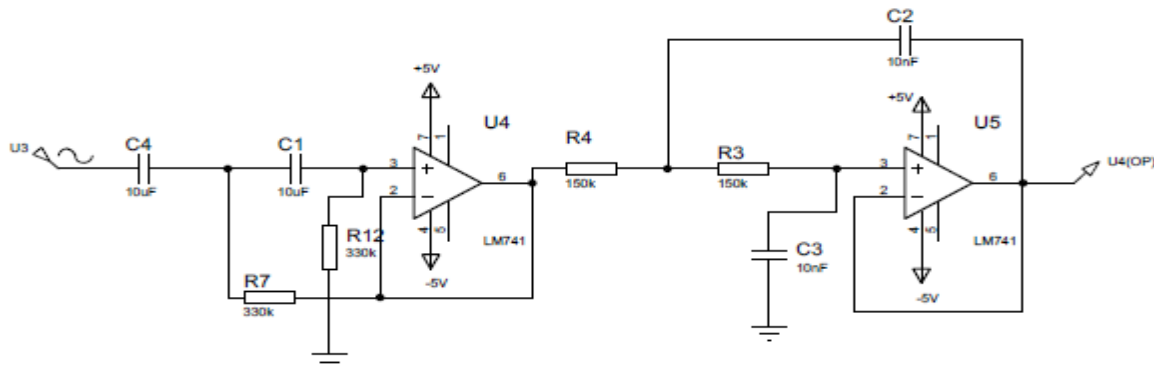


Figure II.3 : Filtre passe-bande

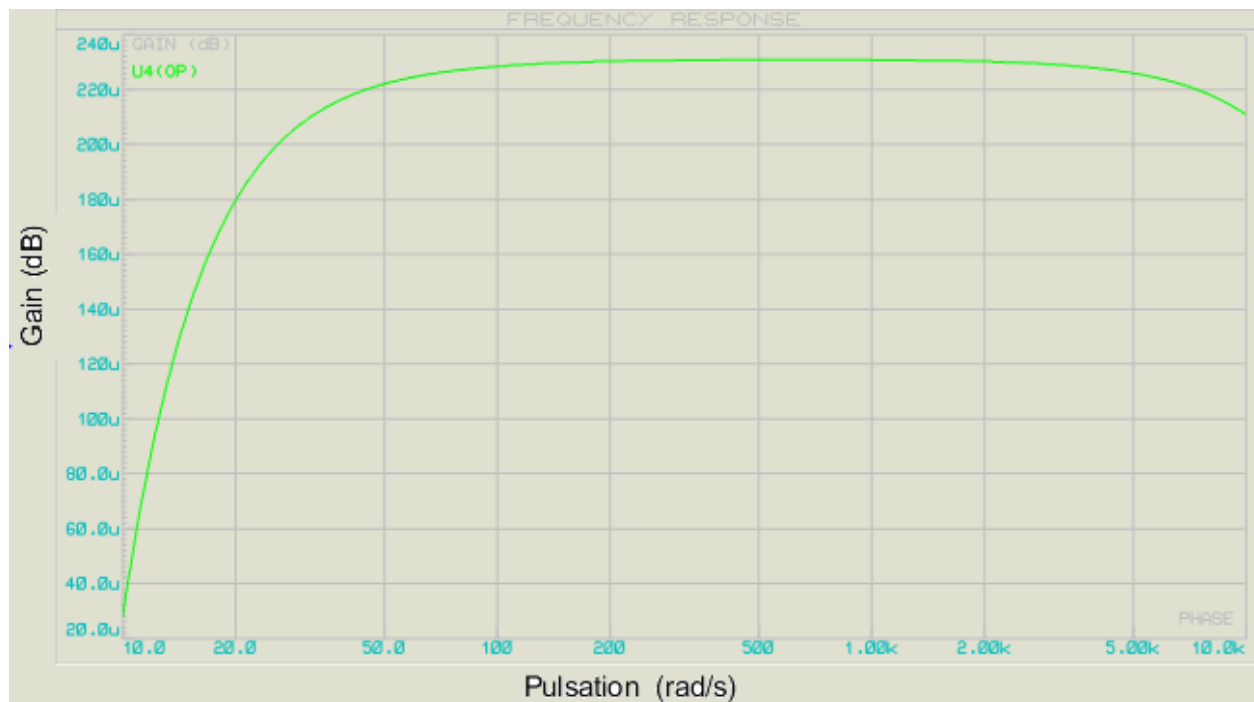


Figure II.4 :Diagramme de bode Filtre passe-bande

Dans la conception du réseau de filtres dans le dispositif de surveillance ECG, il existe deux réseaux, à savoir HPF et LPF. Le réseau HPF est conçu à l'aide d'un RC de 2eme ordres (résistance et condensateur).

En utilisant la valeur de résistance de  $R_5$  de  $100 \text{ k}\Omega$  et un condensateur de  $50 \text{ uF}$ , la fréquence de coupure du HPF peut être calculée à l'aide de l'équation suivante :

$$F_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{C1 \times C4 \times R7 \times R12}} \dots\dots\dots (II.8)$$

$$= \frac{1}{2\pi\sqrt{(10\mu f \times 10\mu f \times 330k \times 330k)}} \dots\dots\dots (II.9)$$

$$= \frac{1}{6.28\sqrt{10.89}}$$

$$= \frac{1}{6.28 \times 3.3}$$

$$= \frac{1}{20.724}$$

$$= 0.05 \text{ Hz}$$

Alors que le circuit LPF est conçu pour que la fréquence de coupure soit comprise entre 106 Hz en utilisant une valeur de résistance de 150 k et un condensateur de 10 nF, la fréquence LPF peut être calculée par l'équation :

$$F_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R4 \times R3 \times C2 \times C3}} \dots\dots\dots (II.10)$$

$$= \frac{1}{2\pi\sqrt{150k \times 150k \times 10nF \times 10nF}} \dots\dots\dots (II.11)$$

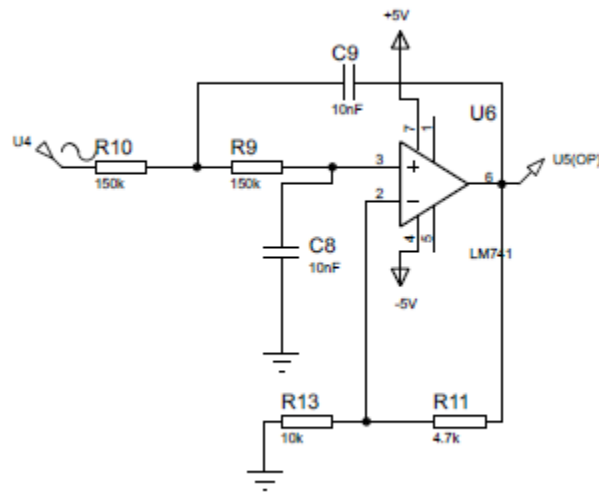
$$= \frac{1}{6.28 \times \sqrt{2.25 \times 10^{-6}}}$$

$$= \frac{1}{9.42 \times 10^{-3}}$$

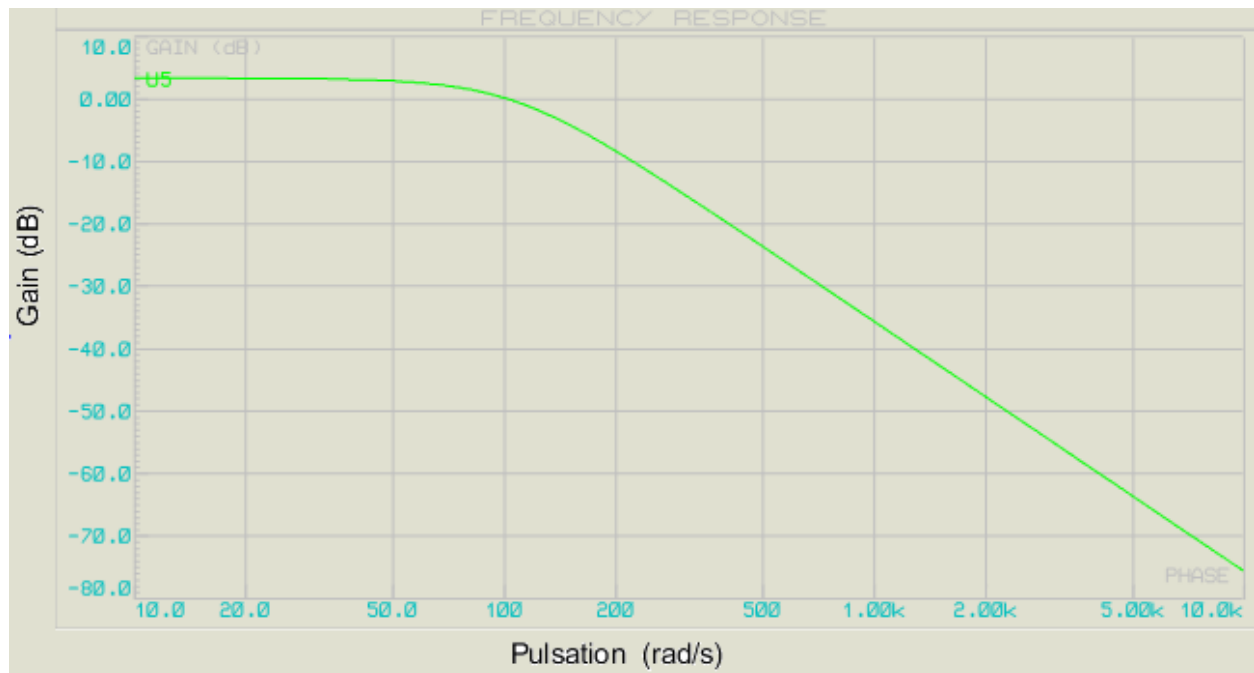
$$= 106 \text{ Hz}$$

Étant donné que les résultats de filtrage du filtre passe-bande n'atténuent pas les composants aux hautes fréquences.

### 3-Le filtre passe-bas Sallenkey est également utilisé.



**Figure II.5** : Filtre passe-bas Sallen key



**Figure II.6** : Diagramme de bode Filtre passe-bas Sallen key

Le signal obtenu à la sortie de ce circuit est de très faible amplitude, de plus il est complètement noyé dans le bruit. A cet effet, un filtre passe-bas se révèle nécessaire afin de supprimer tous les bruits de haute fréquence. Il est connu que le contenu fréquentiel

d'un signal ECG (pathologique ou normal) est inférieur à 150Hz. Par conséquent, un simple filtre passe-bas réalisé autour d'une fréquence de coupure  $f_c=150\text{Hz}$  suffit.

En utilisant la valeur de  $R_9 = R_{10}$  et  $C_8 = C_9$ , la valeur de la fréquence de coupure du circuit est obtenue avec la formule :

$$F_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_9 \times R_{10} \times C_8 \times C_9}} \dots\dots\dots (II.12)$$

Et le sens est obtenu par la formule :

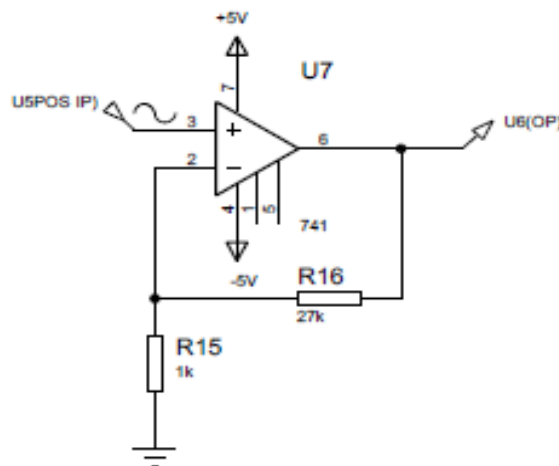
$$Gain = \frac{R_{11}}{R_{13}} = \frac{4.7k}{10k} = 0.47 \dots\dots\dots (II.13)$$

En utilisant l'équation , le filtre passe-bas Sallen key a obtenu un gain de 0,47 .

Conception finale de l'amplificateur

Ce circuit amplificateur amplifie le signal de 28 fois.

Le circuit amplificateur suiveur est illustré à la figure II.7



**Figure II.7** : Amplificateur suiveur

La circulation d'un courant provoquerait une réduction de la tension perçue par l'amplificateur. Le montage suiveur contourne ce problème, ce qui lui vaut aussi le nom d'adaptateur d'impédance.

Pour trouver le gain d'un circuit non inverseur, on l'obtient à partir de l'équation :

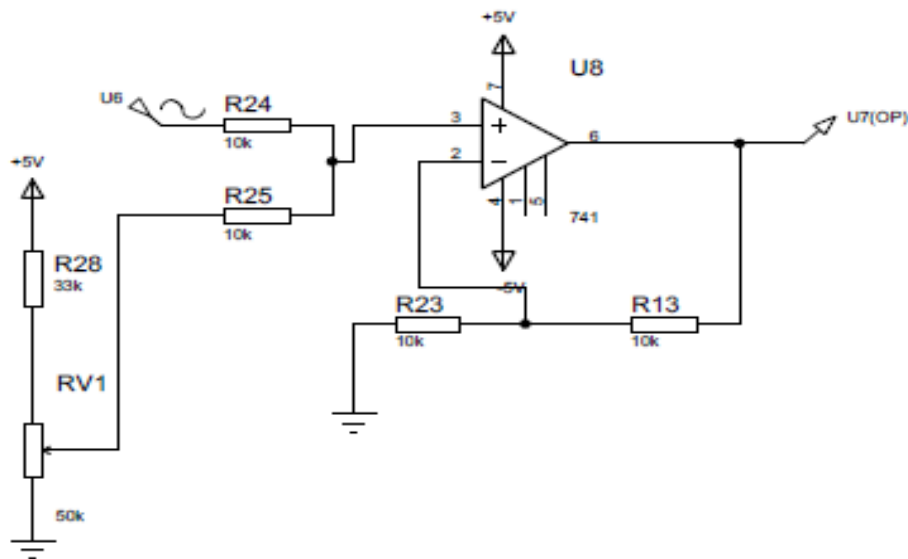
$$U_5 = \frac{\frac{0}{R_{15}} + \frac{U_6}{R_{16}}}{\frac{1}{R_{15}} + \frac{1}{R_{16}}} \dots\dots\dots (II.14)$$

$$U_6 = \left(1 + \frac{R_{16}}{R_{15}}\right) \times U_5 \dots\dots\dots (II.15)$$

$$Gain = \left(1 + \frac{R_{16}}{R_{15}}\right) = 1 + 27 = 28 \text{ fois} \dots\dots\dots (II.16)$$

D'après l'équation (16), le gain dans le circuit non inverseur est de 28 fois.

**4-Conception du circuit de clamper**



**Figure II.8 : Circuit de clamper**

Circuit de clamber est un circuit électronique qui fixe les valeurs de crête positives ou négatives d'un signal à une valeur définie en décalant la valeur du signal. Les circuits de clamber ne restreignent pas les valeurs crête à crête du signal. Au lieu de cela, il déplace tout le signal vers le haut ou vers le bas pour placer les crêtes au niveau de référence souhaité.

Dans la conception du circuit de clamber dans ce dispositif de surveillance ECG, un amplificateur opérationnel IC 741 sera utilisé avec un gain de 2 et un décalage de signal maximum de 5 volts.

## II.5 Résultats de simulation, la mise en œuvre et discussion

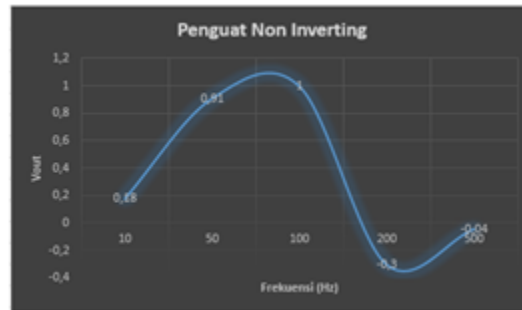
### 1-Test initial de l'amplificateur

Ce test est réalisé en donnant une tension de 0 à V1. A partir du circuit ci-dessus, on peut conclure que l'amplificateur a un gain de 240 fois comme prévu mais a un taux d'erreur de 2-7%.

**Tableau II.1** : Test d'amplificateur différentiel

<b>Vin</b>	<b>Vout (essai)</b>	<b>Vout(calcul)</b>
<b>2m</b>	<b>0.44</b>	<b>0.48</b>
<b>3m</b>	<b>0.70</b>	<b>0.72</b>
<b>4m</b>	<b>0.93</b>	<b>0.96</b>
<b>5m</b>	<b>1.14</b>	<b>1.2</b>
<b>6m</b>	<b>1.37</b>	<b>1.44</b>

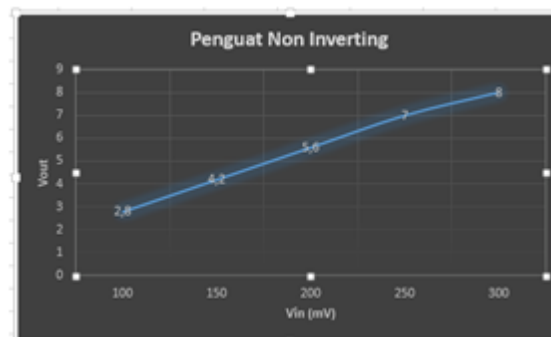
## 2-Test du circuit du filtre passe-bas



**Figure II.9** : Le test du filtre passe-bas [3]

Le test ci-dessus montre que lorsque la fréquence d'entrée est inférieure à la fréquence de coupure, le  $v_{out}$  est proche de la valeur  $v_{in}$  et vice versa.

## 3-Test de circuit non inverseur



**Figure II.10** : Le test du circuit de l'amplificateur suiveur [3]

Dans ce test d'amplificateur non inverseur, il montre que l'amplificateur final sous la forme d'un amplificateur inverseur a un gain de 28 fois.

#### 4-Test du circuit de clamper



**Figure II.11** : Le test de clamper [3]

Le résultat du décalage du signal est indiqué par la flèche blanche où la ligne de base du signal à partir du point zéro. Le résultat de l'amplification qui se produit dans ce circuit de clamper est de 2,3 volts, le gain d'amplitude du circuit final est de 2,04 volts, ce qui signifie qu'avec 2 fois le gain du circuit de clamper, il peut être calculé,  $2,04 \text{ V} \times 2 = 4,08 \text{ V}$ . Le résultat de la réalisation du renforcement qui se produit dans le circuit a une différence de tension d'environ 1,78 V.

### 5-Test de circuit global

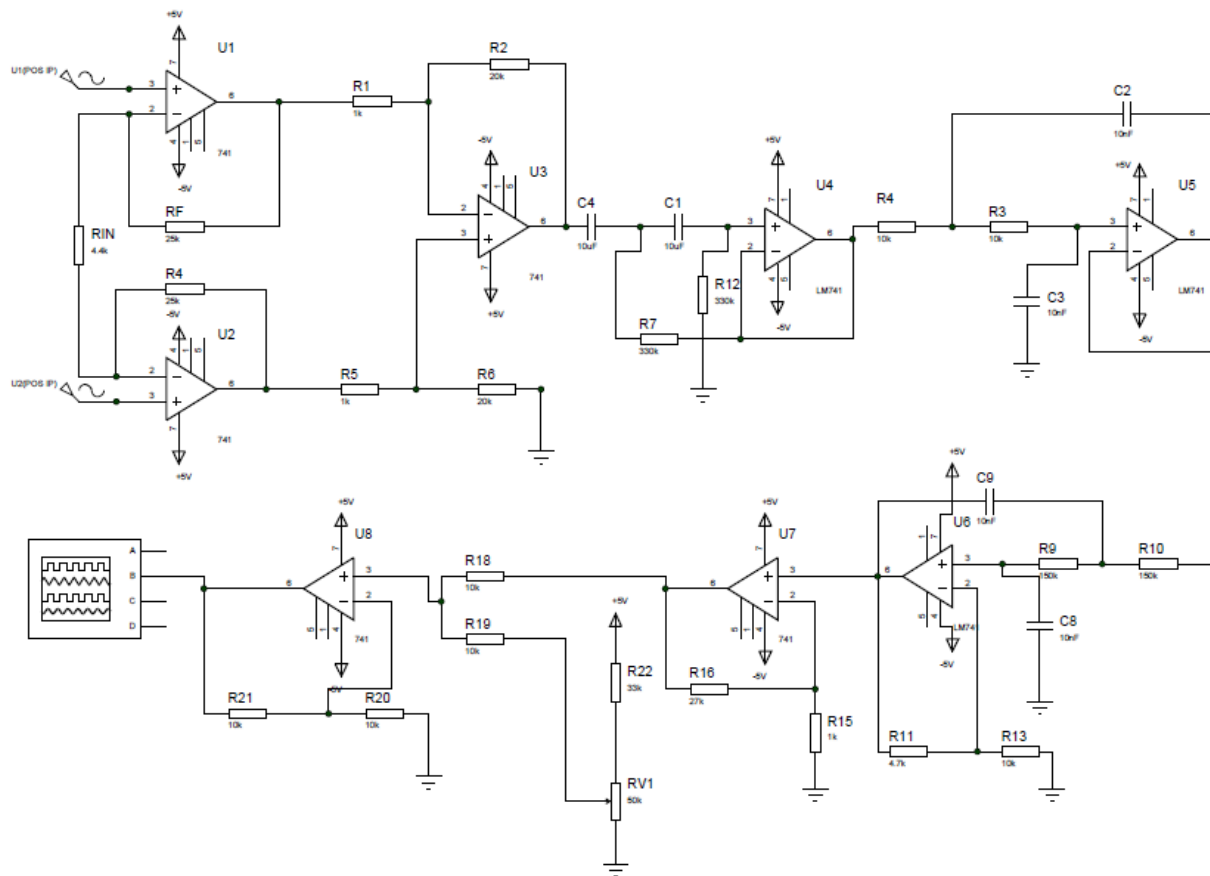


Figure II.12 : Circuit global

Le test est réalisé en saisissant la tension  $V_{in}$  4mV et une fréquence de 1500 Hz. Ensuite, nous obtenons la sortie comme le montre .



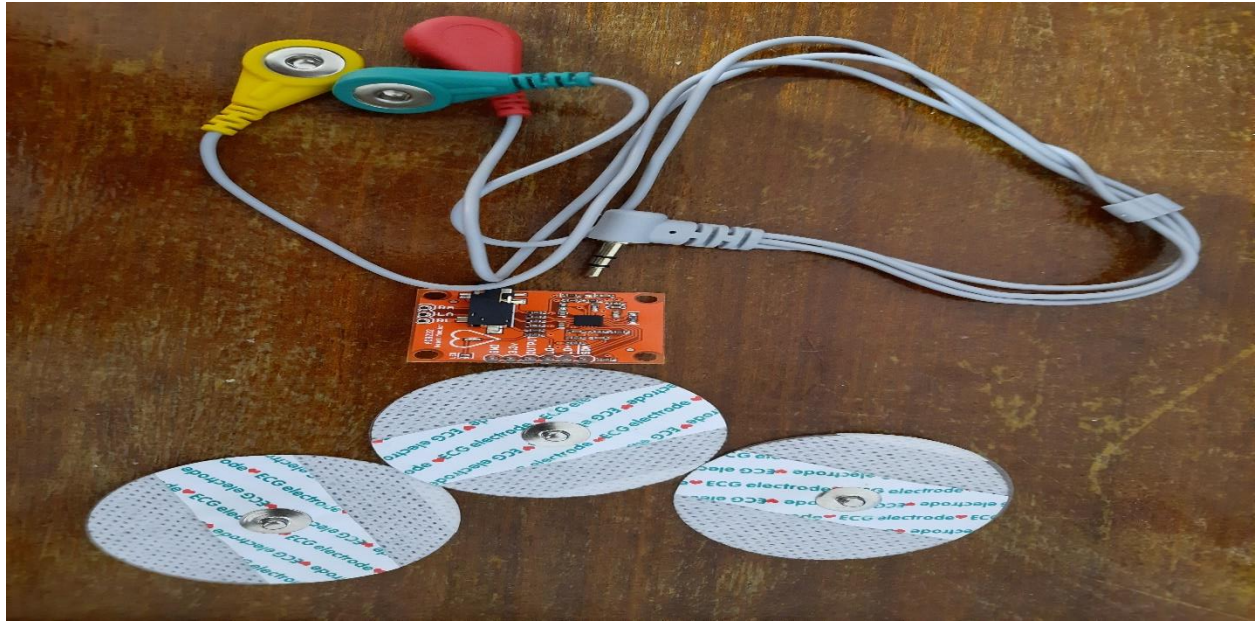
**Figure II.13** : La Troisième essai [3]

D'après les trois expériences ci-dessus, il montre la forte influence d'une fréquence, alors que le  $V_{out}$  final est de 2,3 V et l'image ci-dessus n'est pas la même que la sortie du signal ECG sur un PC en général car la fréquence du signal d'entrée est choisie manuellement.

## **II.6 la carte AD8232, Arduino et communication avec Matlab**

### **1-AD8232 ECG :**

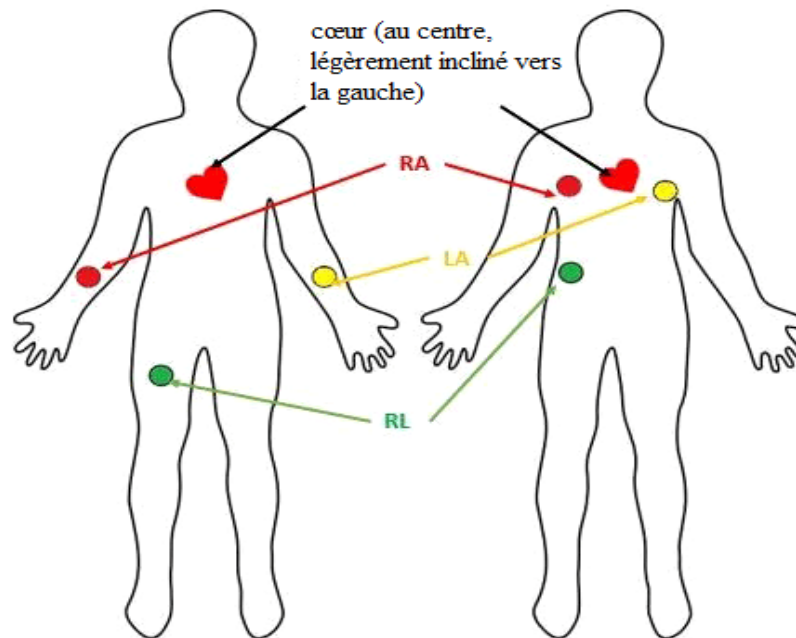
Le capteur ECG AD8232 est le capteur ECG le plus couramment utilisé et disponible qui est abordable et peut être utilisé à des fins de loisirs. Il s'agit d'un module ECG à 3 dérivation ou monocanal. Les autres types de capteurs ECG disponibles sont 5 dérivation et 10 dérivation.



**Figure II.14** : le capteur ECG AD8232

Nom de l'électrode	Couleur de l'électrode	Emplacement
BD	Rouge	Bras Droit
BG	Jaune	Bras Gouche
JD	Vert	Jambe Droite

**Tableau II.2** positions des électrodes avec le code couleur



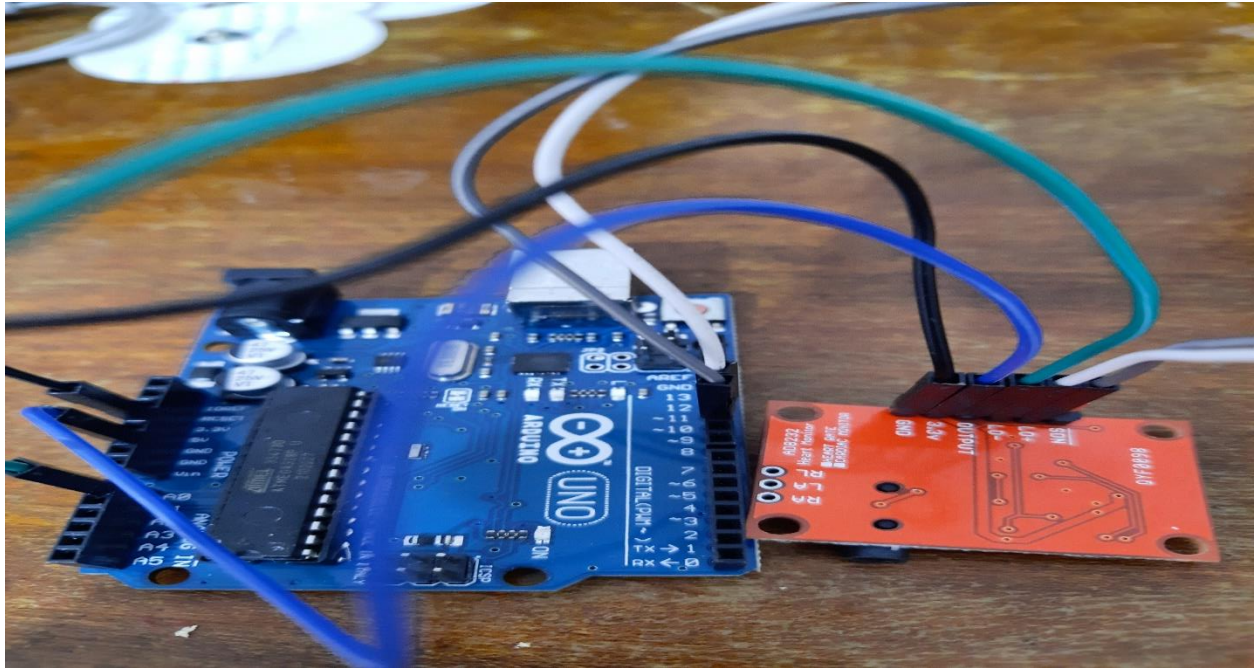
**Figure II.15** : Comment mettre l'ECG

## 2-Interfaçage du capteur ECG AD8232 avec Arduino :

L'AD8232 d'Analog Devices est un capteur ECG à 3 dérivation, qui a été converti en divers modules et modules par Sparkfun et d'autres fabricants d'électronique tiers. Tous les breakouts contiennent généralement les broches suivantes :

Etiquette de tableau	Fonction des broches	Connexion Arduino UNO
GND	La terre	GND
3.3V	3.3V L'entrée de puissance	3V3
OUTPUT	Sortie analogique de capteur	A0
LO-	Détection de dérivation -	D8
LO+	Détection de dérivation +	D9
$\overline{SDN}$	Fermer	optional

**Tableau II.2** : les pins de connexion entre la carte ECG et l'Arduino

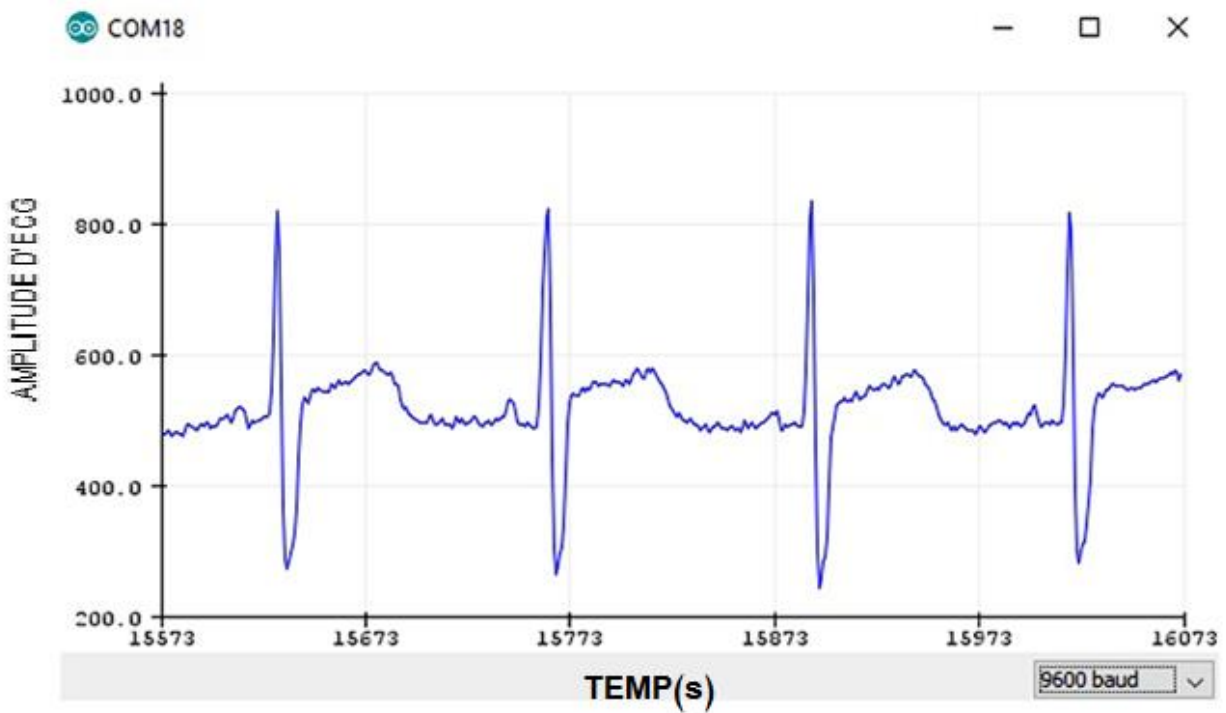


**Figure II.16 :** Le capteur ECG AD8232 avec Arduino

La plupart des codes Arduino AD8232 disponibles en ligne sont aussi simples que ceci :

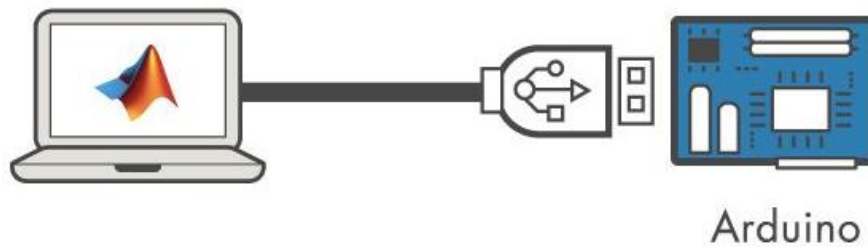
```
void setup() {
  Serial.begin(9600);
  pinMode(8, INPUT); // Setup for leads off detection LO +
  pinMode(9, INPUT); // Setup for leads off detection LO -
}
void loop() {
  if((digitalRead(8) == 1) || (digitalRead(9) == 1)){ //check if leads are removed
    Serial.println("leads off!");
  }
  else{
    Serial.println(analogRead(A0));
  }
  delay(1);
}
```

Cependant, ce code ne peut vous montrer qu'une sortie ECG similaire à celle-ci :



**Figure II.17 :** Le signale ECG au niveau de l'IDE Arduino

### 3-Communication entre Matlab et Arduino :

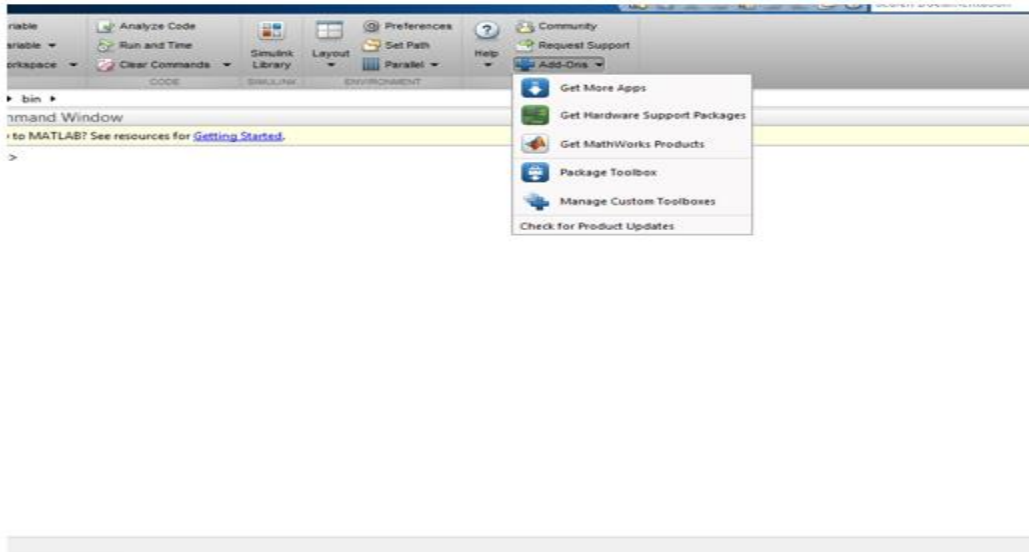


**Figure II.18 :** Communication entre Matlab et Arduino

### Installation de packages

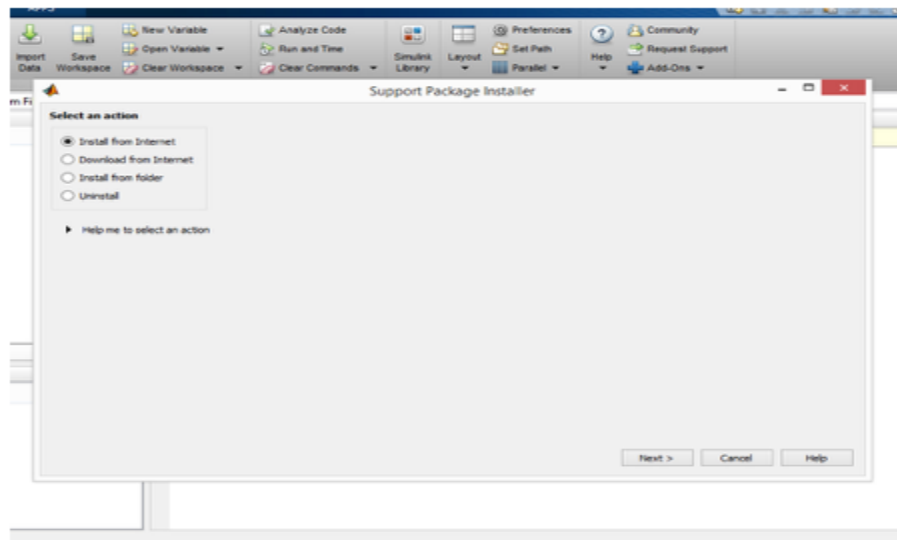
Vous pouvez facilement installer des packages via votre MATLAB.

Tout d'abord, démarrez MATLAB et cliquez sur le menu déroulant Add-Ons. Dans le menu déroulant, cliquez sur Obtenir des packages de support matériel. Cela démarrera la fenêtre du programme d'installation du package.



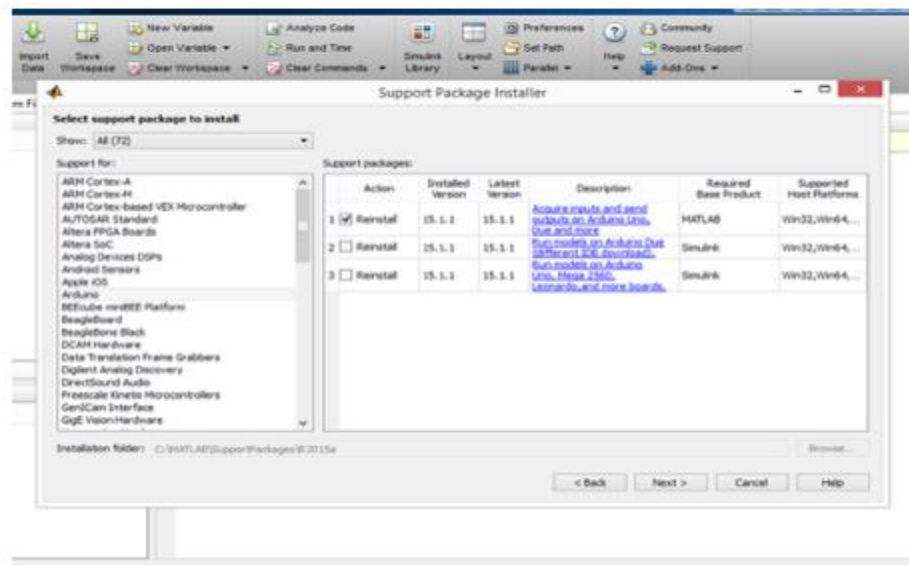
**Figure II.19 :** Installation de packages « 1 »

Sélectionnez Installer à partir d'Internet, puis Suivant.



**Figure II.20 :** Installation de packages « 2 »

Dans la fenêtre suivante, vous verrez tous les packages disponibles pour MATLAB et Simulink. Sélectionnez le package Arduino, puis cochez tous les packages affichés et cliquez sur Suivant pour poursuivre l'installation. Notez que cette image montre que je réinstalle les packages Arduino car je les avais précédemment installés.



**Figure II.21 :** Installation de packages « 3 »

Ensuite, le programme d'installation vous demandera de vous connecter à votre compte MathWorks. Si vous n'avez pas de compte, vous pouvez en créer un lors de l'installation. Acceptez le contrat de licence sur l'écran suivant et continuez à télécharger les packages. Vous devez maintenant attendre que MATLAB télécharge et installe tous les packages requis.

### Essai :

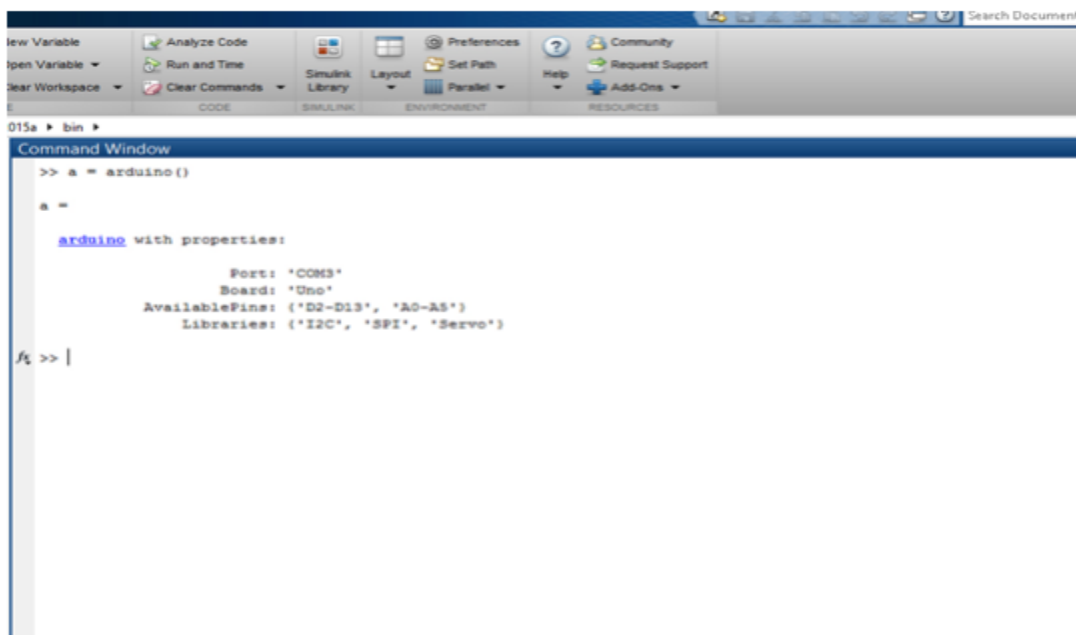
Une fois les packages installés, connectez votre carte Arduino à votre PC et tapez la commande suivante dans la fenêtre de commande MATLAB,

```
>> a = arduino()
```

si vous avez plus d'un Arduino connecté à votre PC, vous devez spécifier le type de carte avec laquelle vous communiquerez :

```
>> a = arduino('com3', 'uno')
```

MATLAB tentera alors de communiquer avec votre carte. En cas de succès, MATLAB affichera les propriétés de la carte Arduino connectée à votre PC comme indiqué ci-dessous :



```
015a > bin >
Command Window
>> a = arduino()
a =
  arduino with properties:
        Port: 'COM3'
        Board: 'Uno'
  AvailablePins: {'D2-D13', 'A0-A5'}
  Libraries: {'I2C', 'SPI', 'Servo'}

f1 >> |
```

**Figure II.21** : la carte Arduino connectée avec le PC

Ces informations affichent le port sur lequel votre carte est connectée, le modèle de votre carte Arduino, ainsi que les broches et bibliothèques disponibles pour la carte.

Dans votre espace de travail, vous verrez une variable `a`, qui est l'objet MATLAB Arduino. Exécutez la commande suivante pour effacer cet objet [4].

```
>> clear a
```

Cette commande supprimera l'objet `a` de votre espace de travail.

## II.7 Conclusion

Cet outil de simulation d'ecg peut lire un très petit signal d'entrée de 4mv puis amplifié par l'amplificateur initial 240 fois pour que la tension devienne 0,96v, puis filtré par un filtre passe-bande et un filtre passe-bas clé sallen-key avec un gain de 0,47 fois puis renforcé à nouveau par l'amplificateur final, à savoir le circuit amplificateur non inverseur jusqu'à 28 fois car la tension qui sort du circuit de filtrage est très petit, puis entre dans le circuit de clamper de sorte que la tension augmente lentement du négatif devient positive avec un gain de 2 fois, le gain total est d'environ 6316,8 fois et la tension de sortie est de 2,3v

# CHAPITRE III :

## Tests et Résultats

### III.1 Introduction :

Le signal électrocardiogramme est largement répandu pour le diagnostic des arythmies cardiaques. Les travaux de recherches pour la classification du signal cardiaque remontent à 1957 où les premières approches étaient principalement basées sur l'utilisation de la méthode des arbres de décision et la méthode statistique [5]. Par la suite, de nouvelles approches ont été développées telles que l'approche syntaxique, les systèmes expert, la logique floue et les réseaux de neurones. Dans toutes les expériences (théoriques et pratiques) effectuées par plusieurs chercheurs [6]

L'intelligence artificielle (IA) est un « ensemble de théories et de techniques mises en œuvre en vue de réaliser des machines capables de simuler l'intelligence humaine ».

L'intelligence artificielle (IA) est récemment devenue un sujet très populaire dans divers domaines.

A la capacité des machines à exécuter des fonctions cognitives telles que l'apprentissage, la résolution de problèmes, le traitement du langage (TAL) et l'apprentissage automatique, qui peuvent aider à résoudre des problèmes du monde réel. Cette domaine est vaste et contient de nombreuses fonctions utiles telles que les réseaux de neurones.

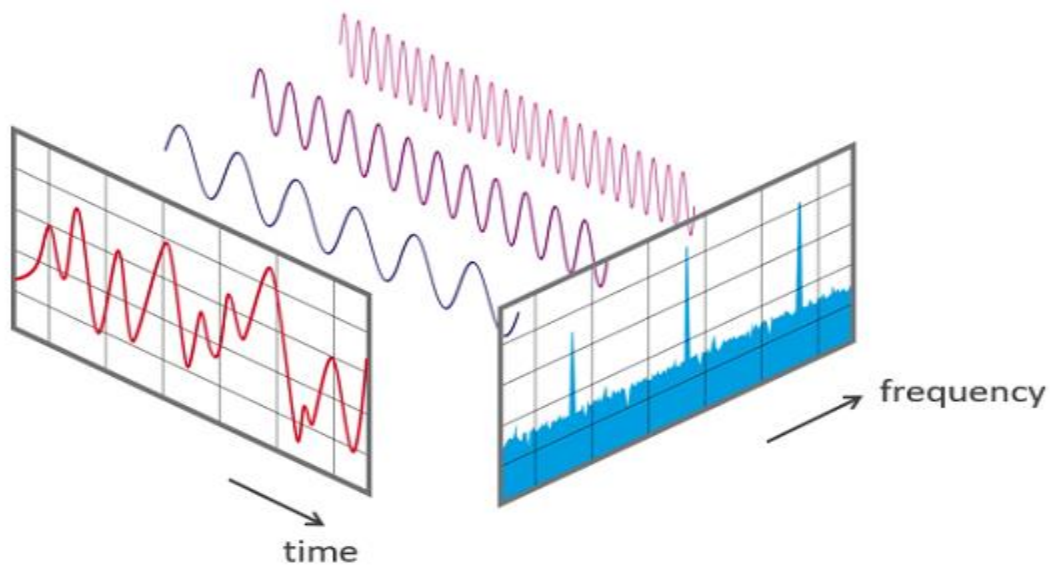
Le but de l'Intelligence Artificielle (IA) est de concevoir des systèmes capables de reproduire le comportement de l'humain dans ses activités de raisonnement.

L'IA se fixe comme but la modélisation de l'intelligence prise comme phénomène (de même que la physique, la chimie ou la biologie qui ont pour but de modéliser d'autres phénomènes).

### III.2 Transformation de Fourier FFT :

La "Fast Fourier Transform" (FFT) est une méthode de mesure importante dans la science de la mesure audio et acoustique. Il convertit un signal en composants spectraux individuels et fournit ainsi des informations de fréquence sur le signal. Les FFT sont utilisées pour l'analyse des défauts, le contrôle qualité et la surveillance de l'état des machines ou des systèmes.

À proprement parler, la FFT est un algorithme optimisé pour la mise en œuvre de la "Discrete Fourier Transformation" (DFT). Un signal est échantillonné sur une période de temps et divisé en ses composantes de fréquence. Ces composantes sont des oscillations sinusoïdales uniques à des fréquences distinctes, chacune avec sa propre amplitude et sa propre phase. Cette transformation est illustrée dans le schéma suivant. Sur la période de temps mesurée, le signal contient 3 fréquences dominantes distinctes [7].



**Figure III.1** : Visualisation d'un signal dans le domaine temporel et fréquentiel

Dans la première étape, une section du signal est balayée et stockée dans la mémoire pour un traitement ultérieur. Deux paramètres sont pertinents :

Le taux d'échantillonnage ou la fréquence d'échantillonnage  $f_s$  du système de mesure (par exemple 48 kHz). C'est le nombre moyen d'échantillons obtenus en une seconde (échantillons par seconde).

Le nombre d'échantillons sélectionnés ; la longueur de bloc BL. Il s'agit toujours d'une puissance entière à la base 2 dans la FFT (par exemple,  $2^{10} = 1024$  échantillons)

A partir des deux paramètres de base  $f_s$  et BL, d'autres paramètres de mesure peuvent être déterminés.

Bande passante  $f_n$  (= fréquence de Nyquist). Cette valeur indique la fréquence maximale théorique qui peut être déterminée par la FFT.

$$f_n = f_s / 2$$

Par exemple, à une fréquence d'échantillonnage de 48 kHz, des composantes de fréquence jusqu'à 24 kHz peuvent être théoriquement déterminées. Dans le cas d'un système analogique, la valeur pratiquement réalisable est généralement légèrement inférieure à cela, en raison de filtres analogiques - par ex. à 20 kHz.

Durée de mesure D. La durée de mesure est donnée par le taux d'échantillonnage  $f_s$  et la longueur de bloc BL.

$$D = BL / f_s.$$

À  $f_s = 48$  kHz et  $BL = 1024$ , cela donne  $1024/48000$  Hz = 21,33 ms

Résolution de fréquence  $df$ . La résolution de fréquence indique l'espacement de fréquence entre deux résultats de mesure.

$$df = f_s / BL$$

A  $f_s = 48$  kHz et  $BL = 1024$ , cela donne un  $df$  de  $48000$  Hz /  $1024 = 46,88$  Hz.

En pratique, la fréquence d'échantillonnage  $f_s$  est généralement une variable donnée par le système. Cependant, en sélectionnant la longueur de bloc  $BL$ , la durée de mesure et la résolution de fréquence peuvent être définies. Ce qui suit s'applique :

Une petite longueur de bloc entraîne des répétitions de mesure rapides avec une résolution de fréquence grossière.

Une grande longueur de bloc entraîne des répétitions de mesure plus lentes avec une résolution de fréquence fine [7].

À l'infini :

Dans la transformation de Fourier, l'hypothèse est que le segment de signal échantillonné est répété périodiquement pendant une période de temps infinie. Cela amène deux conclusions :

La FFT ne convient qu'aux signaux périodiques.

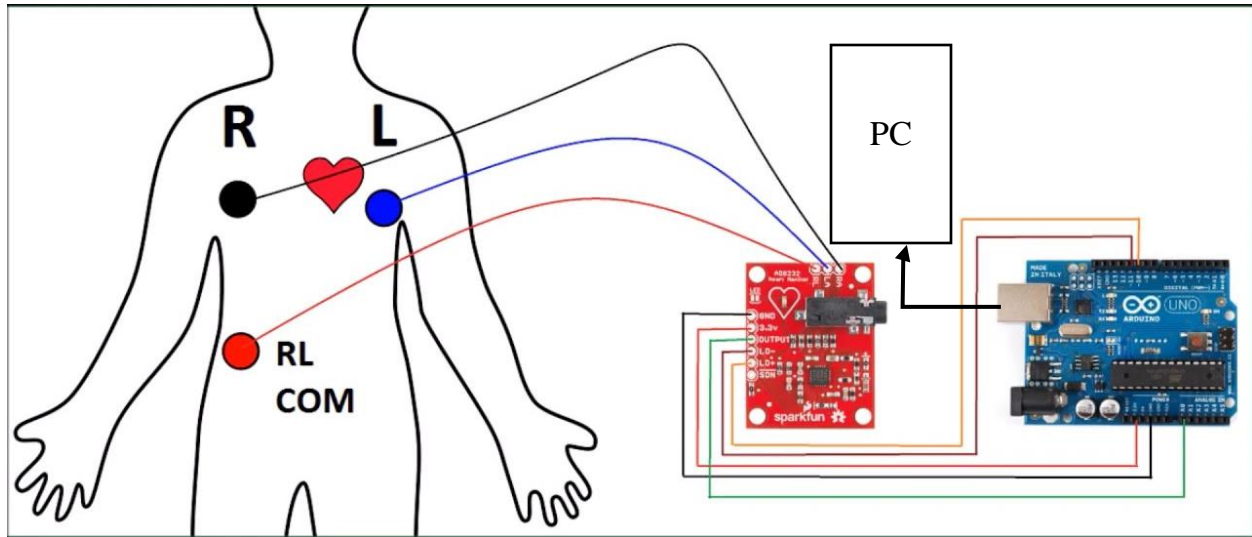
Le segment de signal échantillonné doit contenir un nombre entier de périodes.

On peut voir que la condition 2.

Ne s'appliquerait qu'à très peu de signaux. L'échantillonnage d'un signal dont les fréquences ne sont pas un multiple entier de  $df$  commencerait et finirait dans un bloc de  $2^n$  échantillons avec des valeurs différentes. Cela se traduit par un saut dans le signal temporel et un spectre FFT "enduit". (alias fuite).

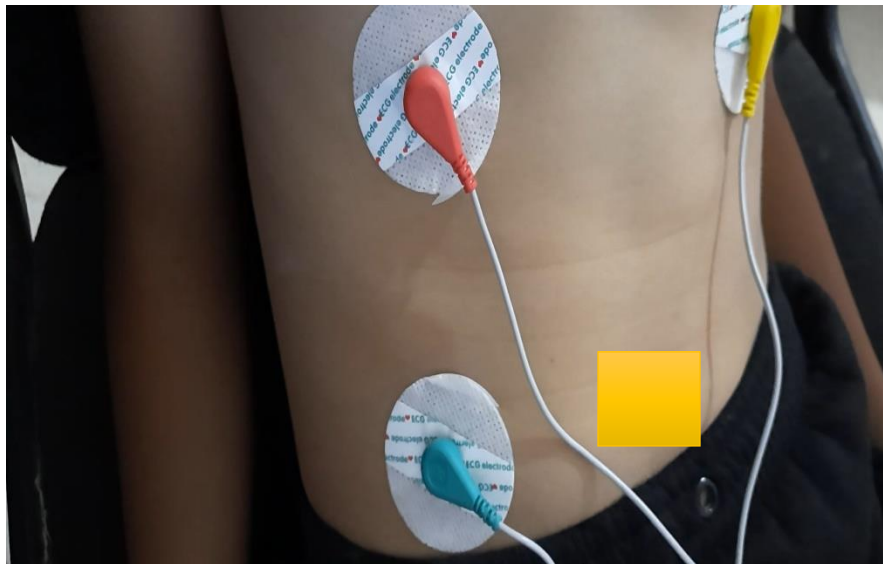
### III.3 Acquisition du signal ECG au Niveau de Matlab

Le montage de la figure suivante présente le matériel utilisé pour faire l'acquisition de signal ECG au niveau de l'ordinateur



**Figure III.2 :** le montage d'acquisition de signal ECG

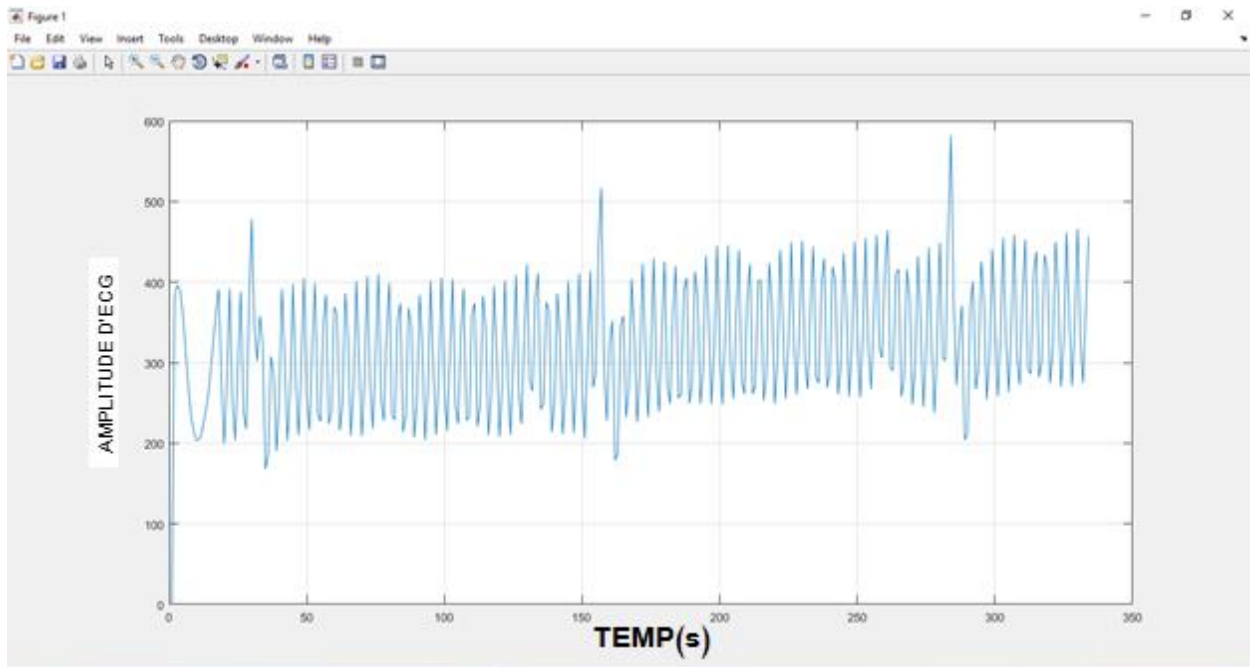
Le test suivant a été fait le 27/03/2022 17h30 à la maison pour un garçon de 13 ans.



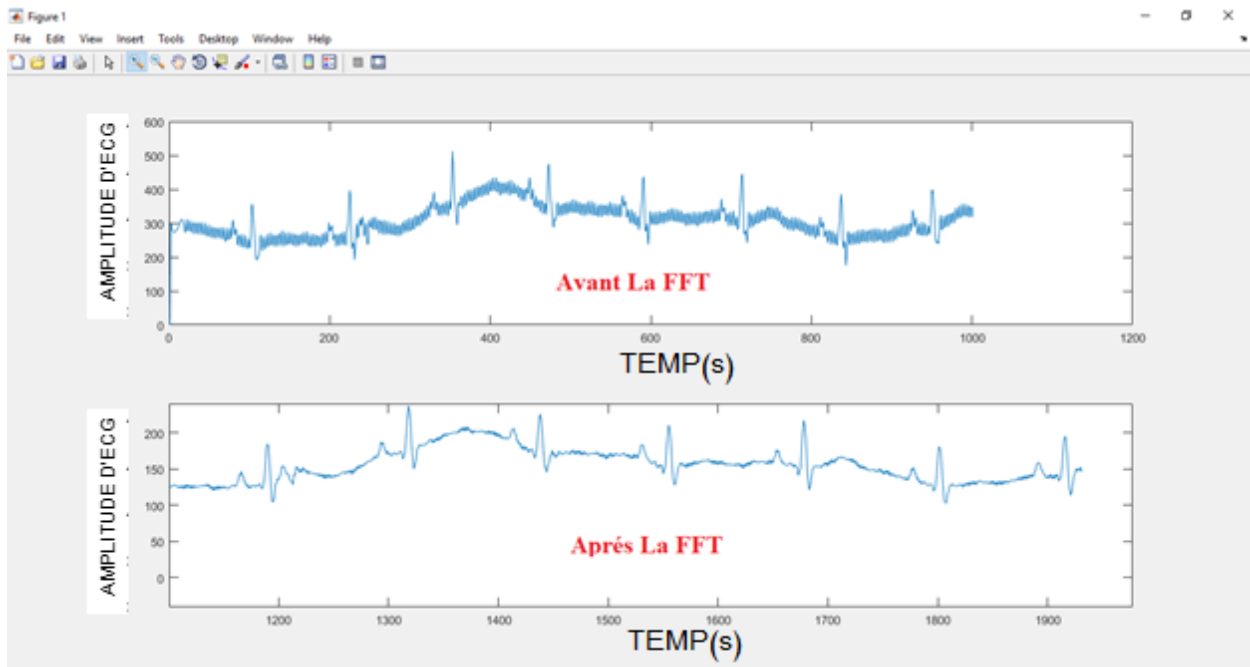
**Figure III.3 :** L'emplacement des électrodes ECG thoracique.

On peut visualiser le signal ECG au niveau de l'ordinateur par deux manières, soit au niveau de l'IDE Arduino ou directement sur Matlab par la commande plot, dans les deux cas le signal ECG affiché est en temps réels.

Les figures suivantes illustrent les résultats de premier test :



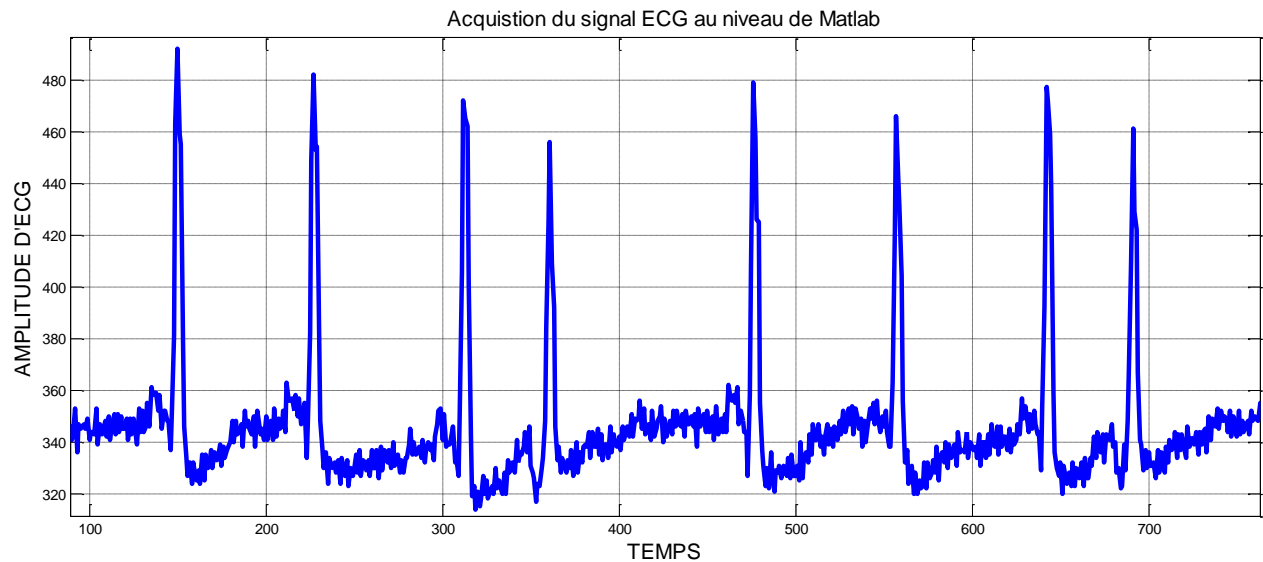
**Figure III.4 :** Le signal ECG avec le bruit de secteur (50 Htz)



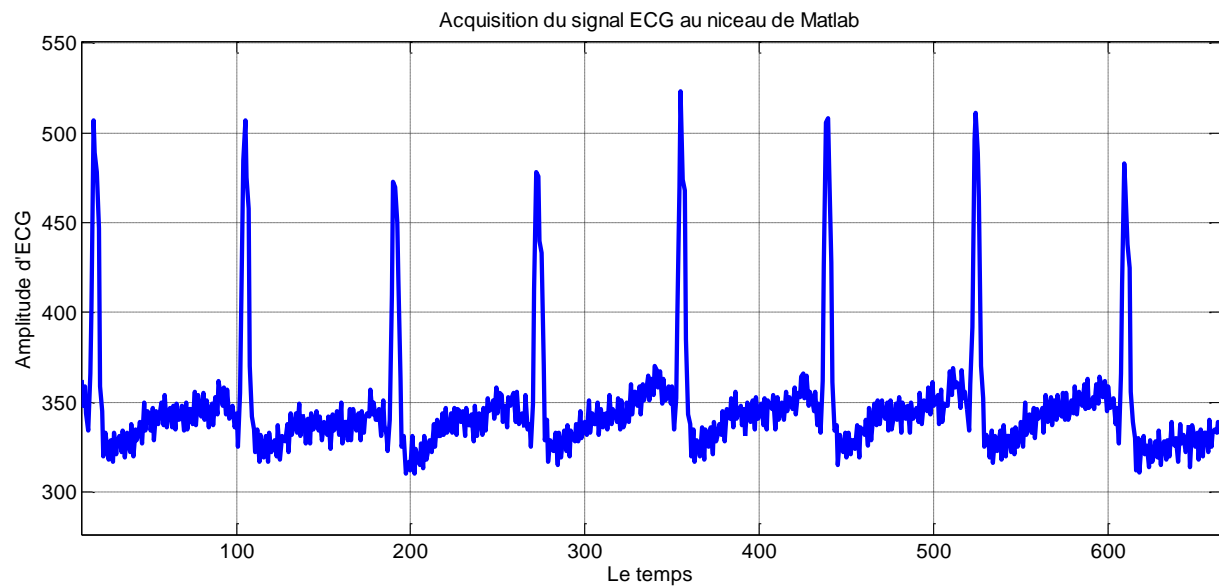
**Figure III.5 :** Le signal ECG avec et sans bruit de 50 Htz

**Note** : il existe quatre possibilités ou plus pour supprimer les parasites de secteur (50 Htz) : soit par l'utilisation d'une alimentation 220 V avec la prise de terre, par l'utilisation d'une alimentation 12 V isolée, par un circuit électronique de filtrage analogique (circuit RC), par un programme qui filtre le bruit de 50 Htz au niveau de Matlab.

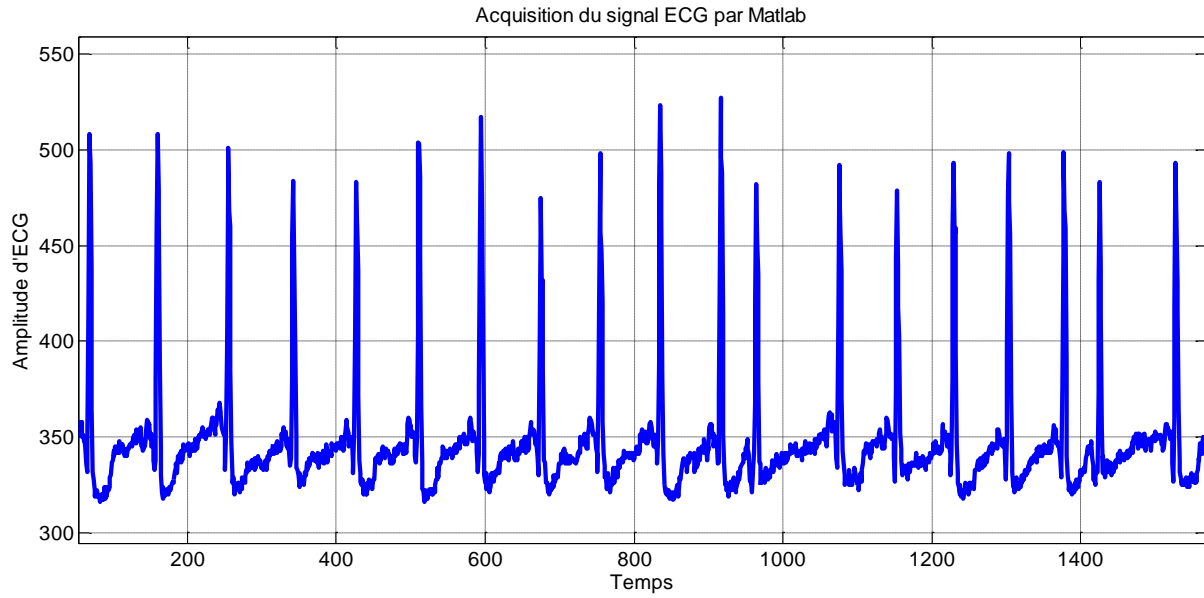
Les figures suivantes illustrent le signal ECG au niveau de Matlab par sérial communication et par la méthode I/O Arduino.



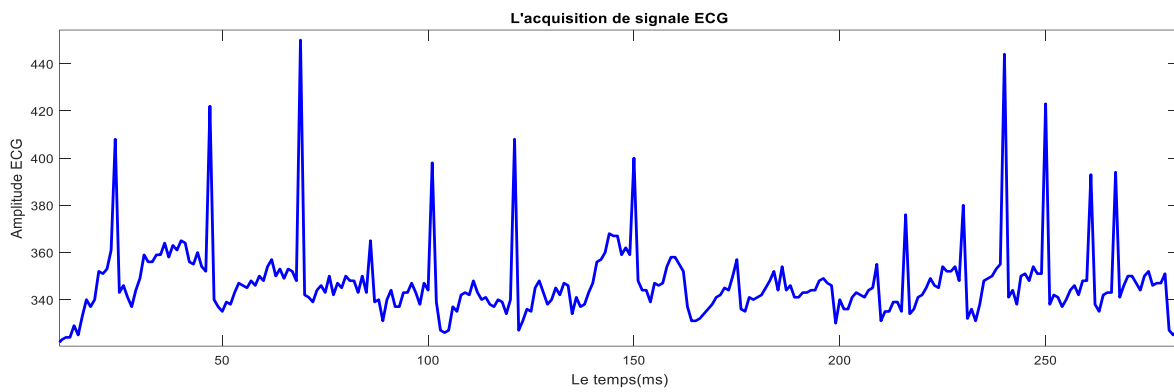
**Figure III.6** : Résultat de test 1 au niveau de Matlab par Serial



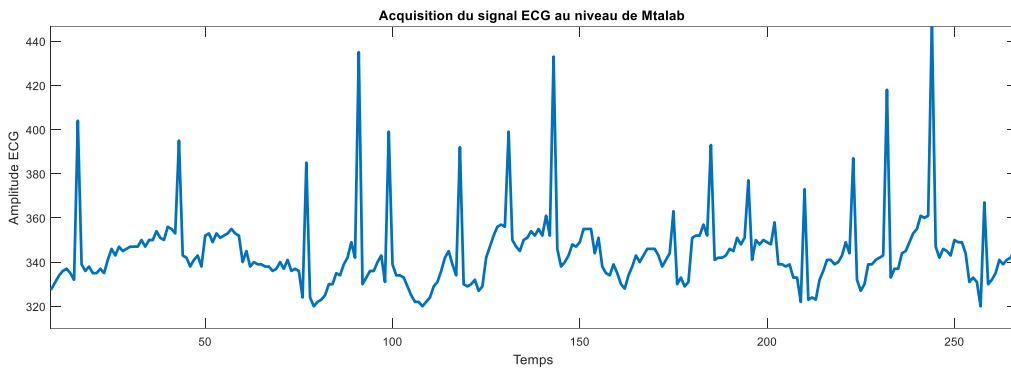
**Figure III.7** : Résultat de test 2 au niveau de Matlab (Serial)



**Figure III.8 :** Résultat de test 3 au niveau de Matlab (Serial)



**Figure III.9 :** Résultat de test 4 au niveau de Matlab (ARDUINO I/O)



**Figure III.10 :** Résultat de test 4 au niveau de Matlab (ARDUINO I/O).

D'après les résultats des cinq tests et l'affichage en temps réel au niveau de Matlab on note que la méthode serial communication crée des électrocardiographies plus visibles par rapport à la méthode I/O Arduino.

### III.4 La tachycardie, La bradycardie et l'ECG Normal

Le rythme cardiaque varie en fonction des besoins en oxygène de l'organisme. Plus le corps a besoin d'oxygène, plus le cœur bat rapidement, afin de faire davantage circuler les globules rouges, nos transporteurs d'oxygène. Ainsi, pendant un exercice physique, nos muscles ayant davantage besoin d'oxygène, le cœur s'accélère. L'accélération du rythme cardiaque n'est pas la seule adaptation de notre cœur, il peut aussi battre plus fort, c'est-à-dire se contracter de manière plus puissante.

Le rythme des battements cardiaques est aussi déterminé par le fonctionnement même du cœur. Il peut, dans certaines maladies cardiaques, exister des ratés dans la manière du cœur à déterminer son rythme.

Le cœur fonctionne grâce à un système musculaire et à un système électrique. La conduction de signaux électriques, passant par les oreillettes, c'est-à-dire les parties supérieures du cœur, et par les ventricules ou parties inférieures du cœur. Ces signaux électriques permettent une contraction du muscle cardiaque, de façon régulière et coordonnée : c'est ce que l'on appelle le rythme cardiaque.

Dans le cadre du fonctionnement "normal" du cœur, l'impulsion électrique provient alors du nodule sinusal, à savoir de l'oreillette droite. Ce nodule sinusal est responsable du rythme cardiaque. Il joue alors le rôle de pacemaker. Le rythme cardiaque, que l'on appelle aussi fréquence cardiaque, d'un adulte en bonne santé, se situe entre 60 et 100 battements par minute (bpm).

Il est possible de lire et calculer le rythme cardiaque à partir de deux pics R successives.

### 1-La Bradycardie :

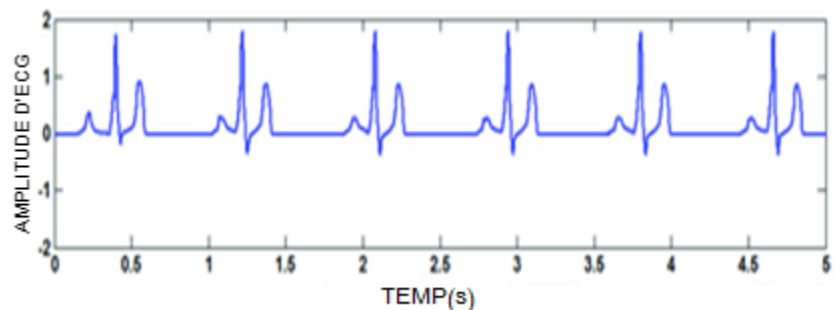
Ralentissement du rythme cardiaque (moins de 50 battements par minute), qui fait perdre son efficacité de propulsion du sang au muscle cardiaque. Elle peut être responsable de perte de conscience, voire aggraver un état de confusion chez un sujet âgé. Elle peut nécessiter l'implantation d'un stimulateur cardiaque.

### 2-La tachycardie :

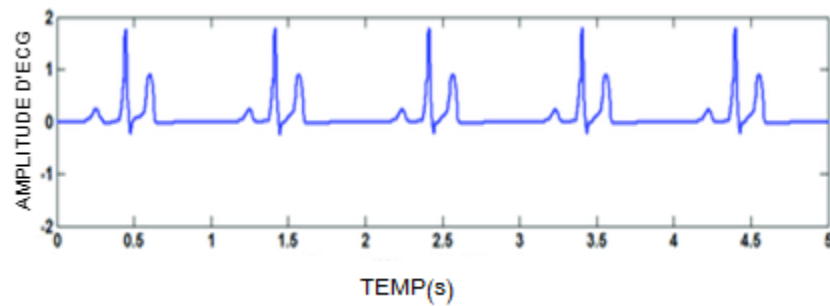
La tachycardie est une maladie qui fait battre le cœur trop vite. L'exercice physique, le stress ou la peur peuvent faire accélérer le cœur, mais c'est une réaction normale. Avec la tachycardie, le cœur dépasse 100 battements par minute et peut atteindre jusqu'à 400 battements par minute. À ce rythme, le cœur n'est pas capable de pomper le sang efficacement vers le corps et le cerveau.

La tachycardie peut survenir dans les cavités supérieures du cœur (tachycardie auriculaire) ou dans les cavités inférieures (tachycardie ventriculaire).

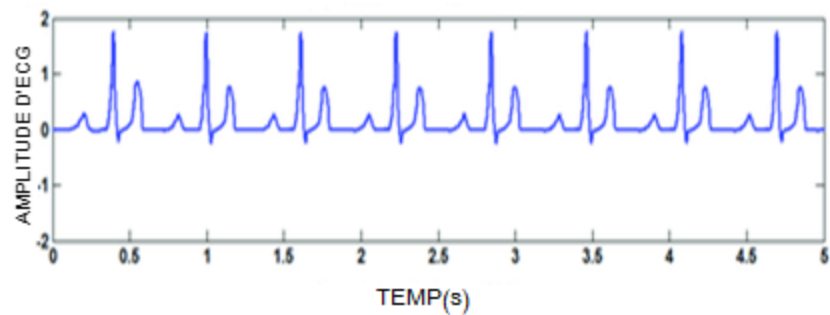
### 3-La différence entre les trois signale ECG (Normal, Bradycardie, Tachycardie) :



**Figure III.11** : ECG Normale



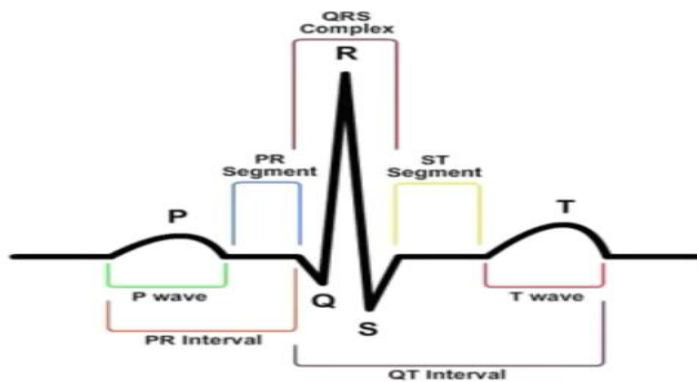
**Figure III.12 : ECG Bradycardie**



**Figure III.13 : ECG Tachycardie**

### III.5 Détection des pics R et extraction de signal respiratoire :

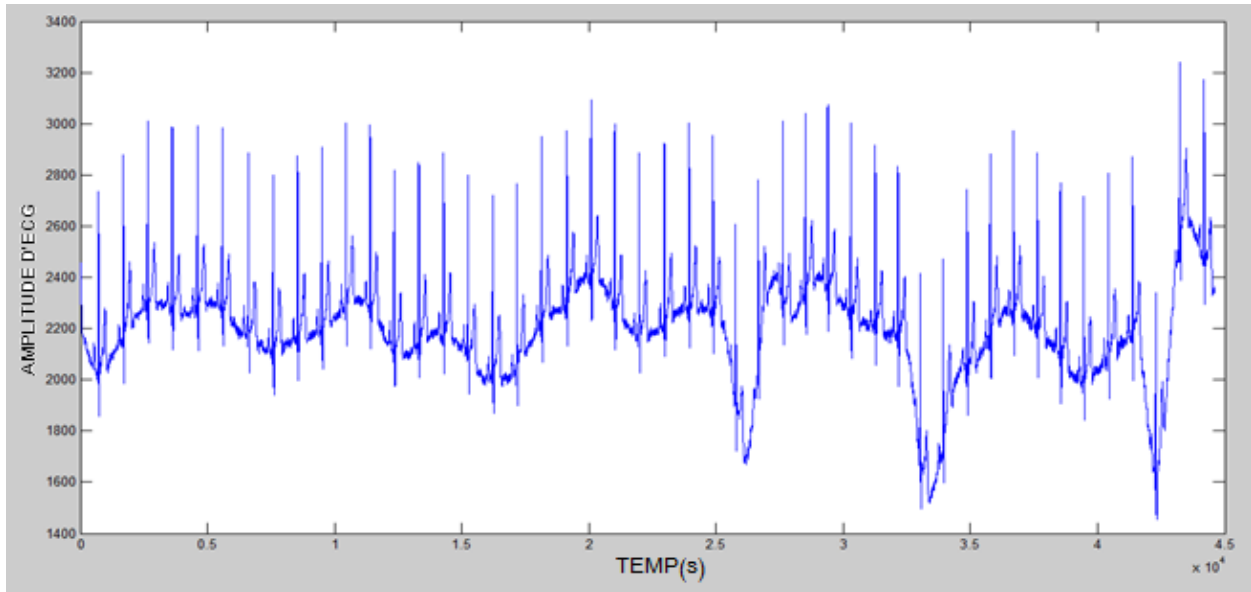
Un ECG idéal ressemble à ceci et il ne cesse de se répéter Nous allons essayer de détecter les pics R



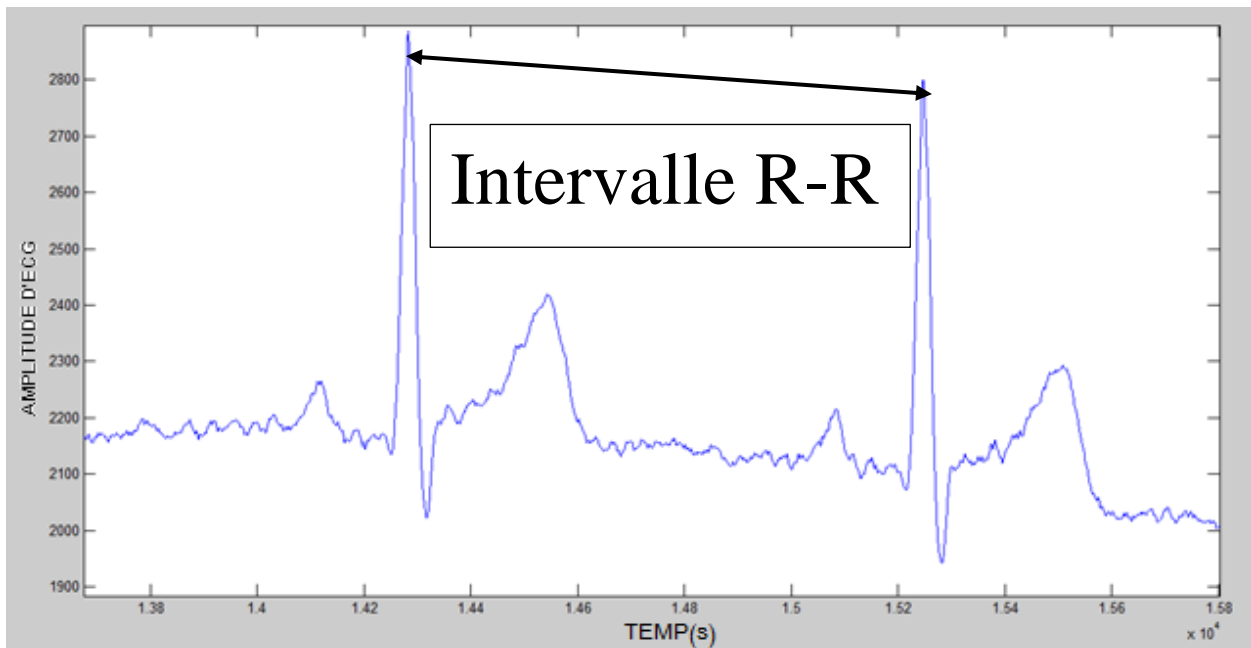
**Figure III.14 : Un ECG idéal**

## 1-Détection des pics R dans MATLAB :

Le signal ECG avec lequel nous allons travailler ressemble à ceci.

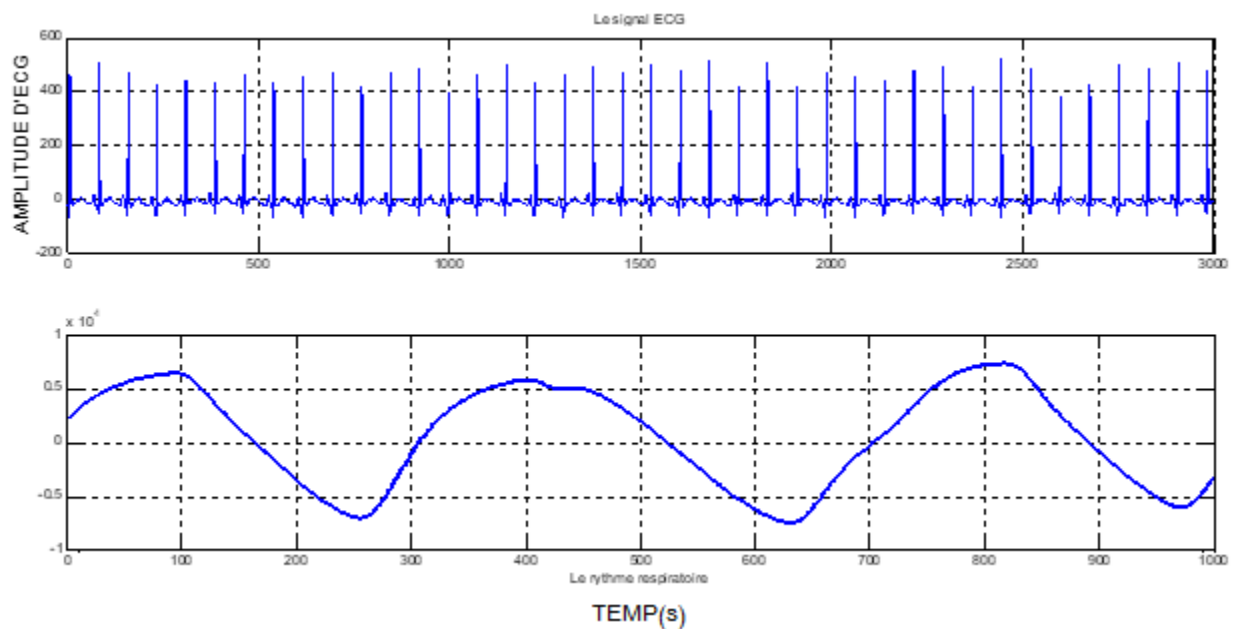


**Figure III.15** : Le signal ECG



**Figure III.16** : Intervalle entre deux pics R successives

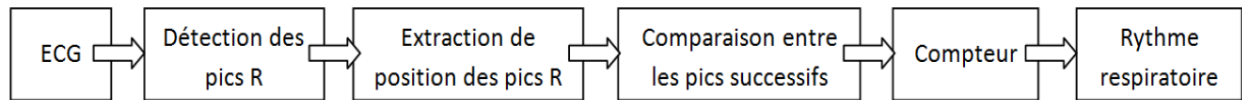
Dans cette partie, nous avons proposé une méthode d'estimation et de calcul de rythme respiratoire à partir d'un signal ECG (positions des pics R). Cette technique utilise les différentes méthodes de traitement de signal appliqués sur le signal ECG tel que le filtrage, les algorithmes de détection des pics R, extraction des positions ...etc. Cette méthode est particulièrement utile dans les cas où l'ECG est la seule source d'information disponible (comme un enregistrement d'Holter). Nous avons utilisé la base de données de Apnea-ECG Database (apnea-ecg) [8] pour valider nos résultats.



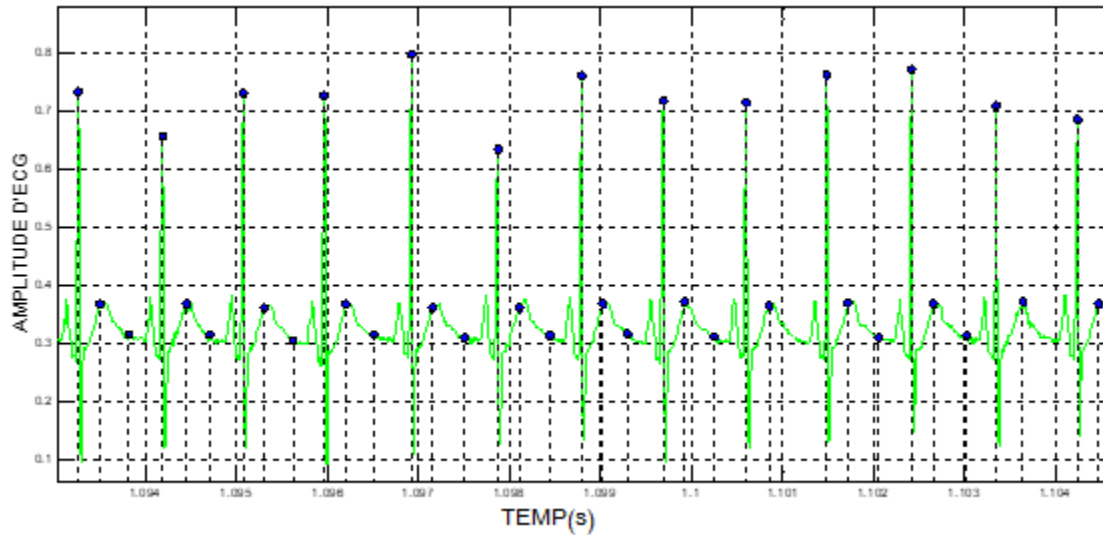
**Figure III.17 :** Signal respiratoire avec le signal ECG de patient a04erm

Plusieurs méthodes d'extraction d'un signal respiratoire à partir de l'ECG ont été décrites dans la littérature, ces méthodes exploitent l'influence des mouvements de la poitrine et les changements dans la distribution de l'impédance du thorax en raison de remplissage des poumons à la phase d'inspiration et de vidage à la phase d'expiration, sur l'axe électrique du cœur qui a un effet sur la distance entre les électrodes et par conséquent sur la morphologie du signal ECG .

La figure suivante montre les quatre procédés pour extraire un signal respiratoire à partir de l'ECG.

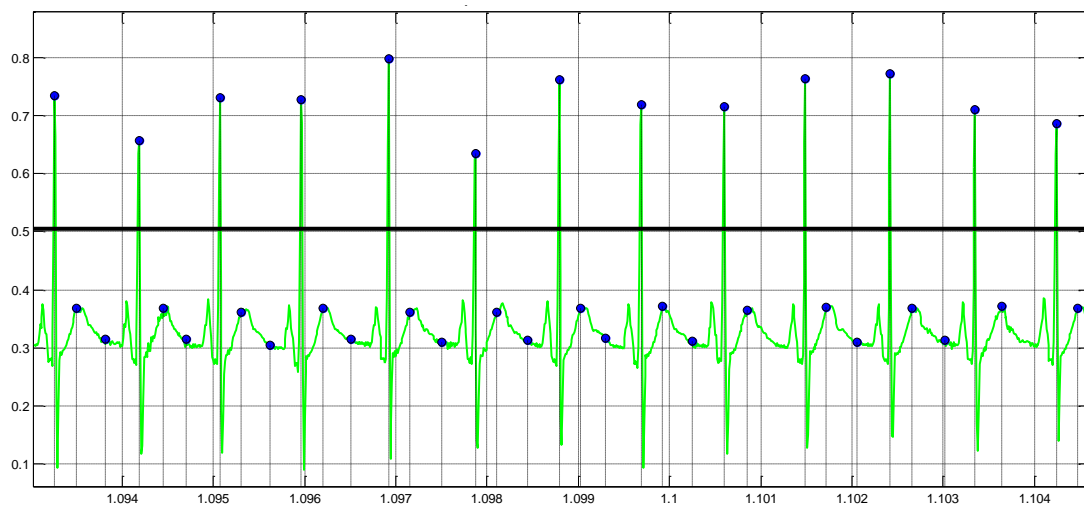


**Figure III.18 :** algorithme d'estimation de la fréquence respiratoire à partir de l'ECG

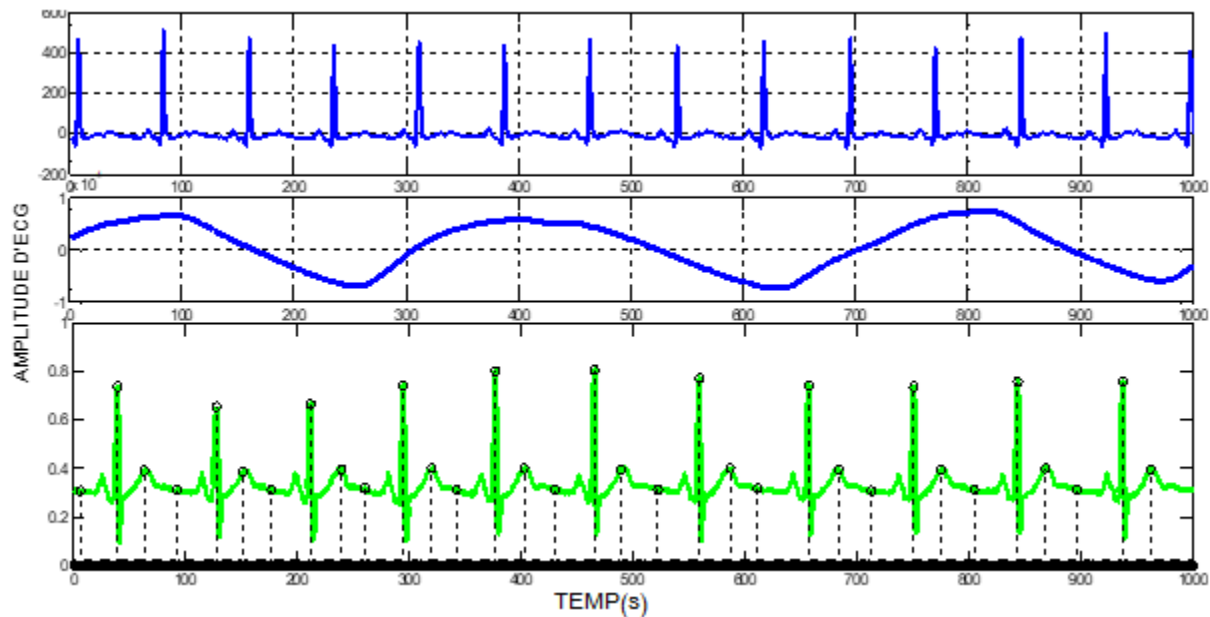


**Figure III.19 :** Signal ECG après l'application de la fenêtre de détection des pics

Juste après la détections des positions maximale des pics en va appliquer un seuillage de 0.5 pour avoir seulement les pics R, parce que les autres pic inferieur a 0.5.



**Figure III.20 :** Seuillage de l'ECG pour avoir les pics R.



**Figure III.21 :** Signal ECG avec détections des pics et extraction de signal respiratoire.

Dans cette partie, nous avons examiné et comparé les résultats de sujet **a04erm**, nos résultats montrent que l'algorithme produit des bons résultats avec detection des pics et R et des fourmes de signal respiratoire très claire.

### III.6 Interface Graphique GUI (Graphical User Interface):

GUIDE (environnement de développement d'interfaces utilisateurs graphiques) fournit des outils pour concevoir des interfaces utilisateur associées à des applications personnalisées. À l'aide de l'éditeur d'interface GUIDE, On peut créer une interface utilisateur de manière graphique. GUIDE génère alors automatiquement le code MATLAB correspondant, que nous permet ensuite de modifier afin de définir le comportement de notre application.

Il faut noter qu'une interface guide1 créé à partir de l'éditeur d'interfaces guide tient dans deux fichiers. Le script guide1.m contient la description en langage Matlab de l'interface, et la figure guide1.fig (FigureIII.22) qui contient l'apparence du programme. On lance l'exécution de l'interface en lançant le script guide1.m

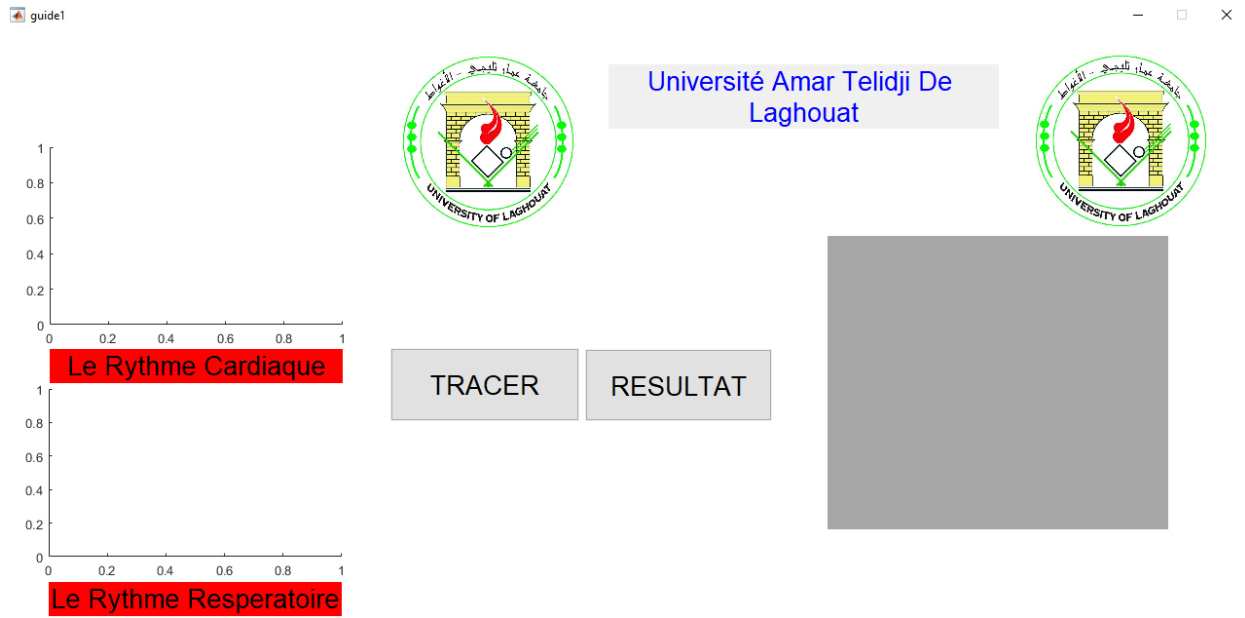


Figure III.22 : interface guide avant l'exécution

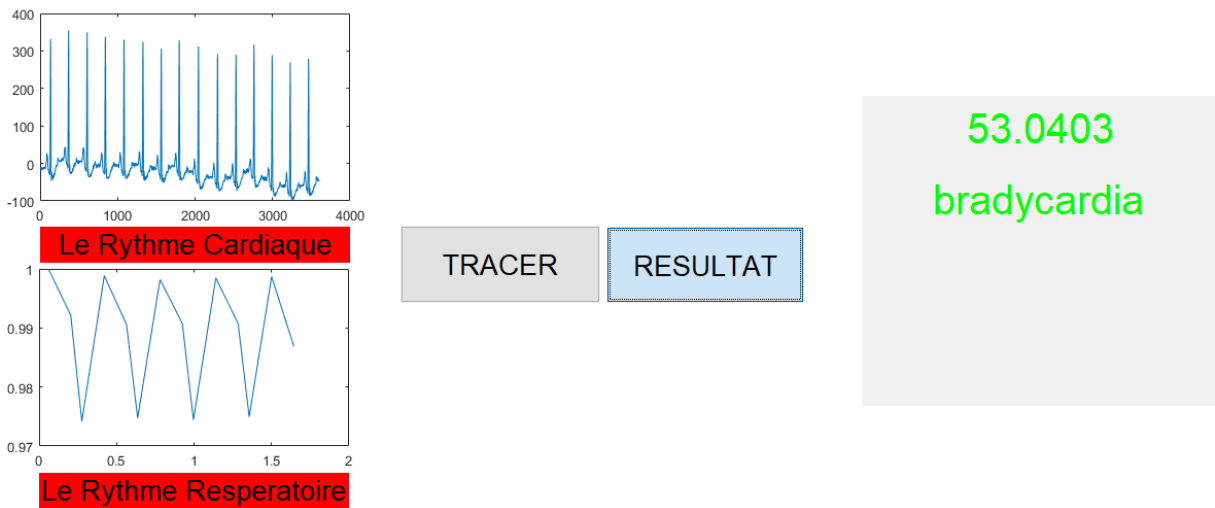
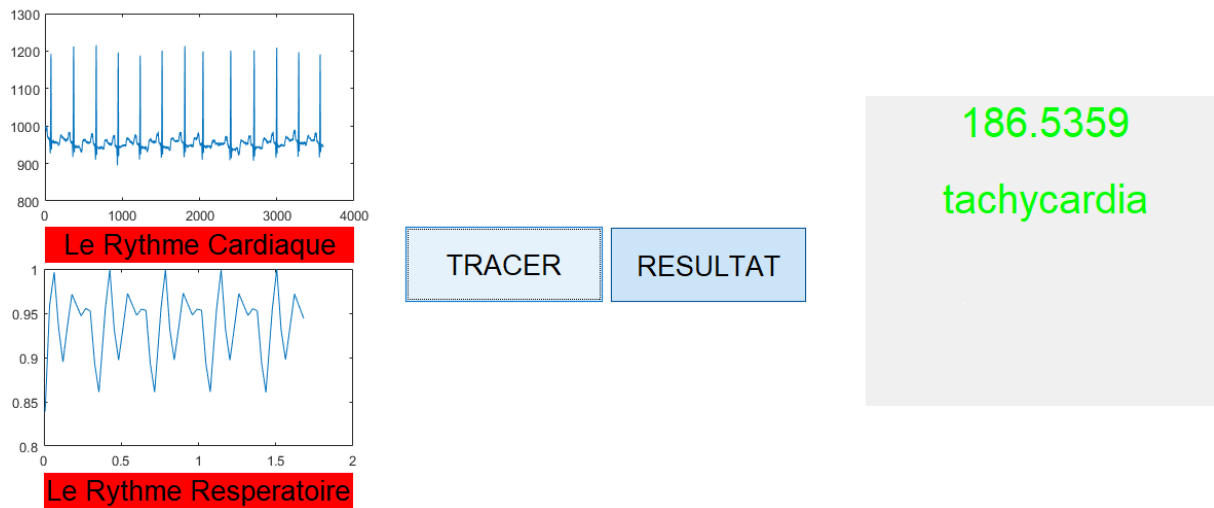


Figure III.23 : interface guide après l'exécution(Bradycardie)



**Figure III.24** : interface guide après l'exécution(Tachycardie)

### III.7 Classification des arythmies cardiaques par le réseau de neurones

Les réseaux de neurones conduisent à de bons résultats. Bien dimensionnés, ils obtiennent toujours les meilleurs taux de classification. Dans cette optique, nous proposons de concevoir un classificateur des arythmies cardiaques, les classes de sortie sont :

ECG	N	V (ESV)	L (BBG)	R (BBD)
Type	Normal	extrasystoles ventriculaires	Bloc de Branche Gauche	Bloc de Branche Droit

**Tableau III.1** : Les abréviations des arythmies cardiaques

Le tableau suivant présent les patients utilisé pour l'apprentissage et les tests de la partie classification par réseau de neurones :

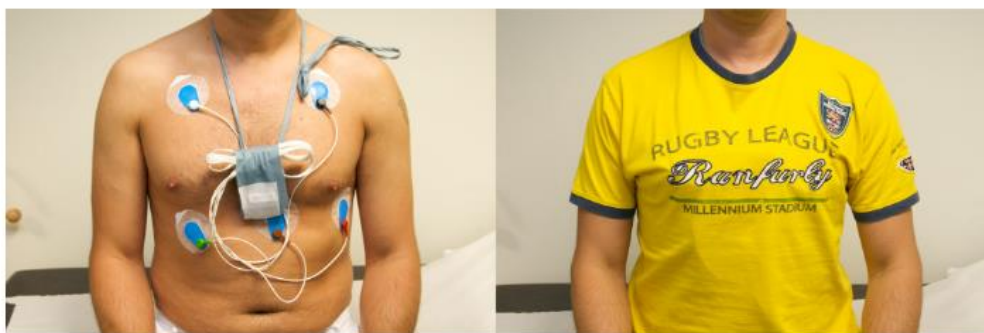
Le patient	Nombre N	Nombre V	Nombre L	Nombre R
<b>102</b>	<b>2066</b>	<b>110</b>	<b>0</b>	<b>0</b>
<b>106</b>	<b>1500</b>	<b>517</b>	<b>0</b>	<b>0</b>
<b>108</b>	<b>1740</b>	<b>16</b>	<b>0</b>	<b>0</b>

109	0	38	2492	0
111	0	1	2123	0
116	2302	109	0	0
118	0	16	0	2166
124	0	47	0	1531
200	1743	826	0	0
203	2529	444	0	0
207	1457	105	0	86
212	923	0	0	1825

**Tableau III.2 :** Listes des patients avec le nombre des battements NVLR

### 1-Qu'est-ce qu'un Holter ECG et Pour quoi la classification de l'ECG

Le holter ECG est un enregistreur de l'électrocardiogramme de 24 heures (parfois jusqu'à 72h). C'est un examen destiné à mettre en évidence un trouble du rythme cardiaque. Il peut également servir à contrôler l'efficacité d'un traitement médical. Le holter est plus complet qu'un simple électrocardiogramme car il dure 24h et se déroule dans un cadre de vie normale que vous soyez en activité ou que vous vous reposiez. Cet examen est indolore et n'entrave pas vos activités quotidiennes.



**Figure III.25 :** Le Holter ECG

Pour un médecin cardiologue il est difficile ou impossible de lire l'enregistrement ECG d'un patient pendant 24 heures ; pour un sujet avec rythme normal de 60 batt/min ; une période de 24 heure enregistre 86400 signal ECG (P,QRS et T) ; les systèmes automatique et l'intelligence artificielle intervient ici pour résoudre ce problème de lecture et diagnostique ; nous allons ensuite proposer un système intelligence pour la classification de signal ECG par réseau de neurones.

## 2-Données ECG et réseau de neurones

Les signaux cardiaques de la base de données MIT/BIH [9] sont la norme employée par beaucoup de chercheurs pour l'évaluation des détecteurs d'arythmies. Nous avons aussi utilisé cette base ; Elle contient 48 enregistrements, chaque enregistrement à une durée de 30mn et une fréquence d'échantillonnage de 360HZ ; ces signaux contiennent des battements normaux, extrasystoles ventriculaires, bloc de branche gauche, droite.

### Les descripteurs du vecteur d'entrée

Nous avons introduit plusieurs descripteurs caractérisant le vecteur d'entrée de notre classifieur voilà ensuite quelques paramètres importants pour l'apprentissage et la classification des arythmies cardiaques :

- **La largeur des complexes QRS** : Une tachycardie est la succession de trois ESV donc nous avons trois descripteurs représentés pour les trois largeurs de QRS consécutive. La largeur du complexe QRS est un paramètre pertinent pour l'identification de la tachycardie ventriculaire (caractérisé par un QRS large).
- **L'intervalle RR** : L'intervalle RR est définie comme étant la distance entre deux pics R qui se suivent ; avec  $RR_p$  traduit la distance entre le pic R du battement présent et le pic R du battement qui le précède et  $RR_s$  traduit la distance entre le pic R du battement présent et le pic R du battement suivant, notons que le rythme RR est un paramètre important vue que la Tachycardie ventriculaire sont caractérisé par

un rythme régulier. Comme nous avons trois battements consécutifs, donc nos deux descripteurs qui caractérisent l'intervalle RR (le premier entre les deux premiers battements et le second entre le deuxième et le troisième battement).

- **Le rapport RRS / RRp** Dans le cas d'un rythme régulier, le rapport RRs/RRp est un paramètre qui caractérise la classe normale, généralement ce rapport est au voisinage de « 1 ». Mais ça variation peut être indicative dans le cas d'une arythmie.
- **L'amplitude DRS** C'est l'amplitude entre le pic R et la fin de l'onde Q)
- **Le segment ST** C'est la différence entre la fin de complexe QRS et le début de l'onde T.

### Exemple de patient 102

Pour chaque patient nous avons trois fichiers Matlab :

**102** : les données cardiologiques détectées par le labo LTSI de Rennes.

**102s1** : le signal ECG de chaque patient de la base de données MIT\_BIH.

**a102** : les annotations et la position du pic R de chaque battement (base de données MIT-BIH).

La figure suivante illustre l'interface Matlab avec la base de données.

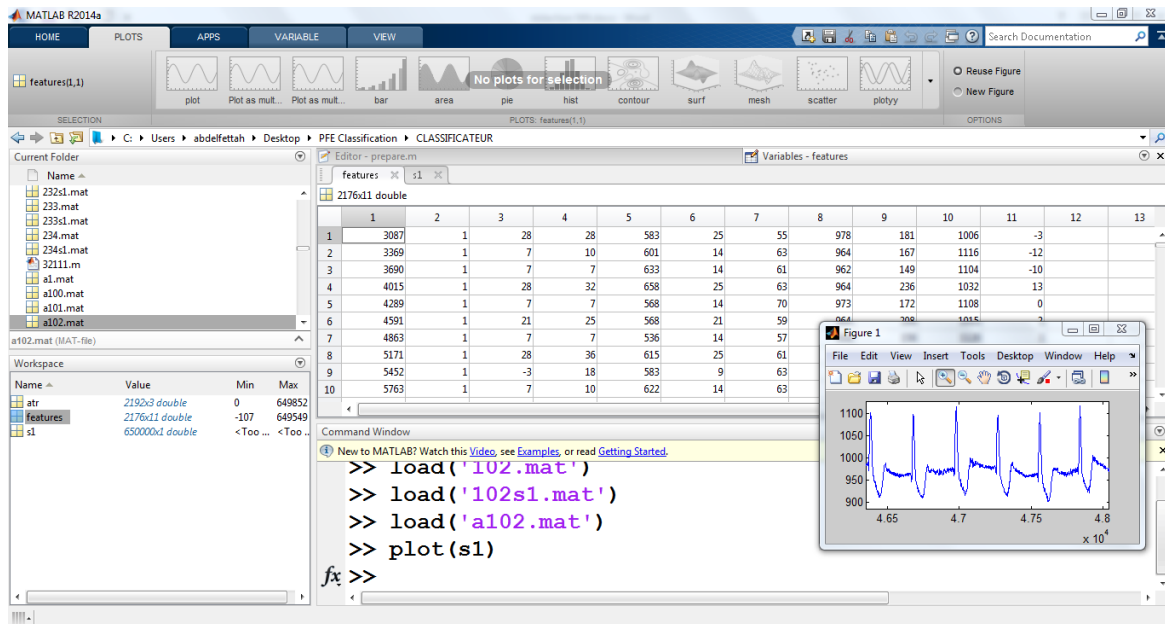


Figure III.26 : Interface Matlab avec les données ECG

### Chargement et Extraction des paramètres du signal ECG

Parce qu'il est un système interactif et convivial de calcul numérique et de visualisation graphique, Matlab R2014a était l'environnement sous lequel nous avons travaillé.

Pour la partie extraction de la donnée cardiaque à partir de signal ECG, il existe trois possibilités comme suite :

- Un système informatique d'extraction des données ECG Automatique durée et amplitude de chaque Ondes (P,QRS,T).
- Le software ou l'interface graphique Guide de traitement du signal ECG [10] développé par le laboratoire de génie biomédicale de l'université de Tlemcen s'appelé NASI.
- Les données enregistrées par labo LTSI de Rennes et la base de données MIT\_BIH.

## Préparation des bases de données

Dans ce travail, nous nous intéressons à la classification des battements cardiaques normaux et anormaux. Nous allons utiliser des enregistrements ECG d'une durée de 30 minutes pour 16 patients, qui ont été sélectionnés de la base de données MIT-BIH (voir **tableau III.2**). La fréquence d'échantillonnage des signaux d'ECG dans la base de données est :  $F_e = 360\text{Hz}$ .

### 3-Classificateur par le réseau de neurones à deux classes :

Dans cette dernière étape, on propose de faire plusieurs classifieurs à deux classes (V,N/R,N et LN), avec un structure de réseau de neurones à une couche caché qui contient 6 neurones dans la couche cachée. On fait l'apprentissage par le biais de l'enregistrement des patients 200,203,207,109 et 111 pour les cinq réseaux. Le programme d'apprentissage va s'arrêter sous l'une des conditions suivantes :

- L'erreur inférieure à  $10^{-3}$ .
- Le nombre d'itérations égale à 3000.

Les résultats obtenus pour la phase d'apprentissage sont représentés dans les parties suivantes.

### Les résultats d'apprentissage et de test par le modèle NV200

Après la préparation de la base de données on passe à la phase d'apprentissage Le nombre d'itération pour avoir une erreur inférieure à  $10^{-3}$  égale 20 Epoch durant 12 secondes. Les figures suivantes montres les résultats de simulation et d'apprentissage par le réseau de neurones sous Matlab.

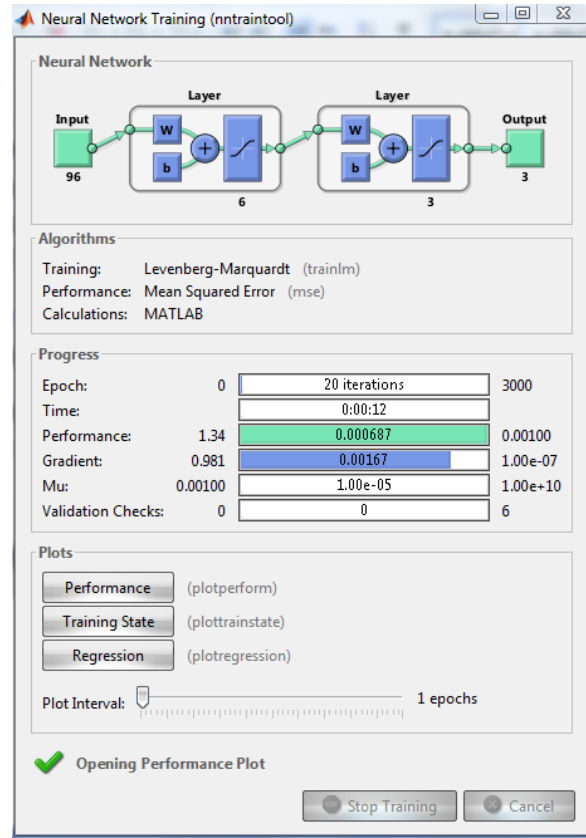


Figure III.27 : Structure et phase d'apprentissage de Réseau de neurones NV200

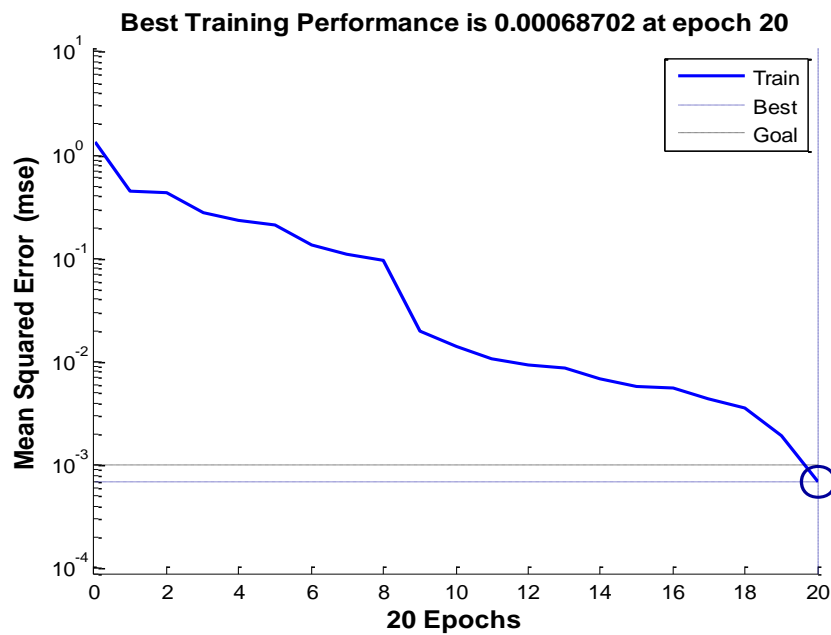


Figure III.28 : Performance de réseau de neurones NV200

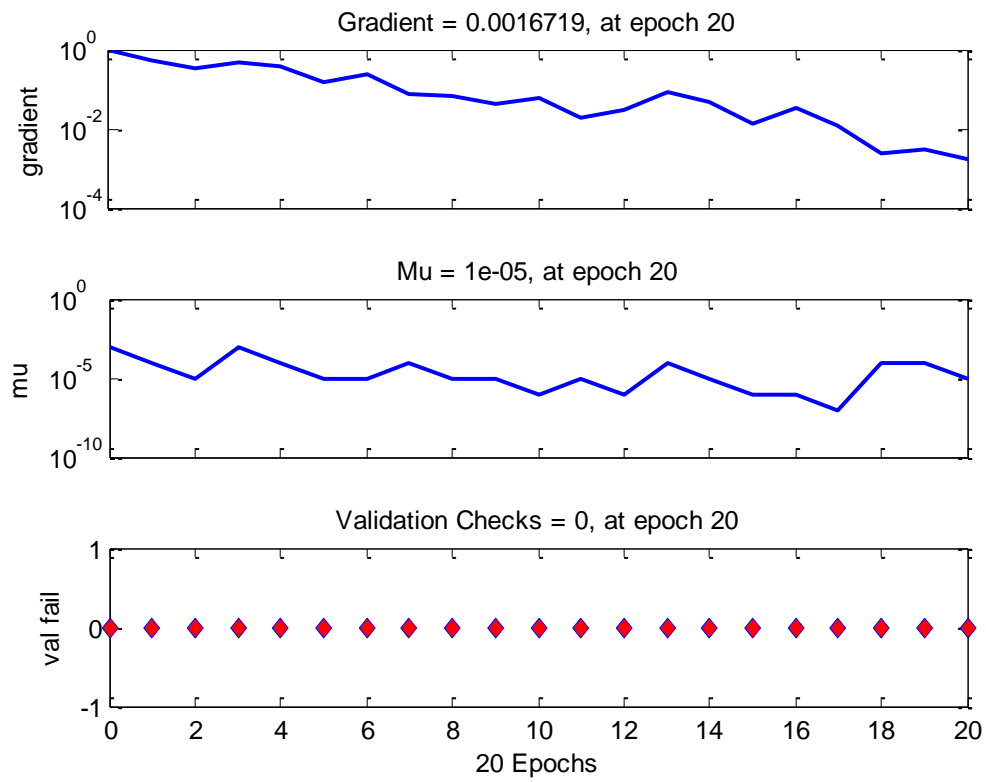


Figure III.29 : Etat d'apprentissage de NV200

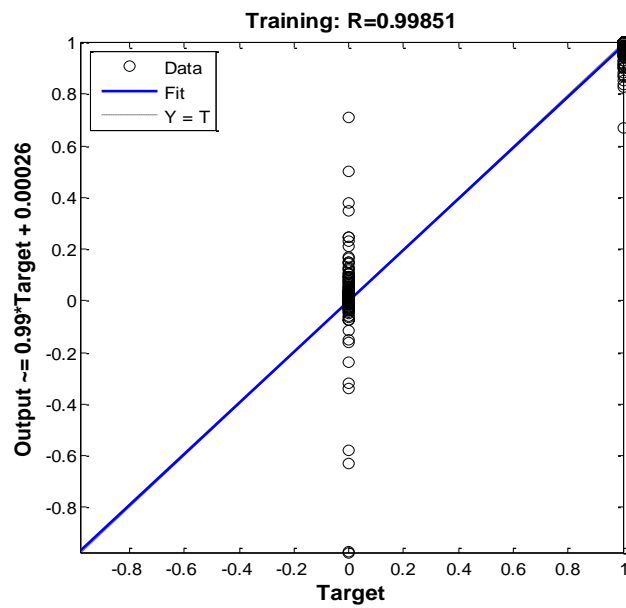


Figure II.30 : Régression de NV200

Après l'apprentissage est pour vérifier le modelé de réseau de neurones on va tester ce modèle par **les même donnée d'apprentissage** sans la colonne des classes, les résultats de test est comme suite :

testNV('200')

taux de reconnaissance est taux = 100

temps\_ecoule = 0.4680

Le nombre de cas TP1 est :tp1 =820

Le nombre de cas TN1 est :tn1 = 1737

Une fois le réseau de neurones est entraîné (après apprentissage)et après vérification, il est nécessaire de le tester sur une base de données différente de celle utilisée pour l'apprentissage. Ce test permet à la fois de voir les performances du système neuronal et de détecter le type de données qui pose un problème de distinction au niveau du réseau. Les résultats des tests sont regroupés respectivement dans le tableau suivant :

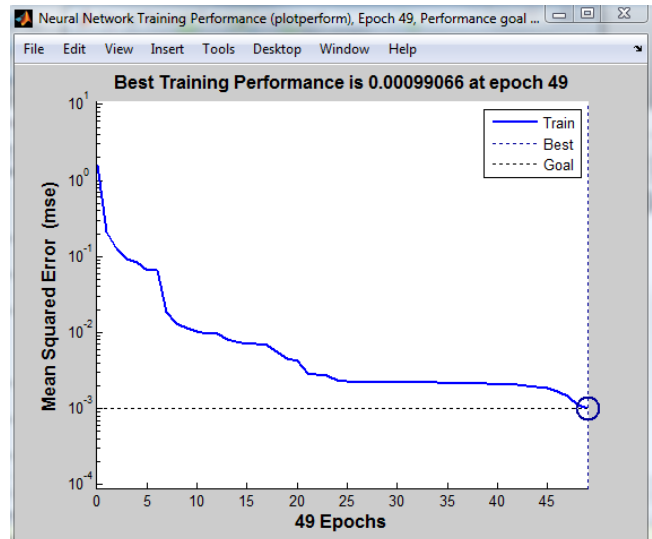
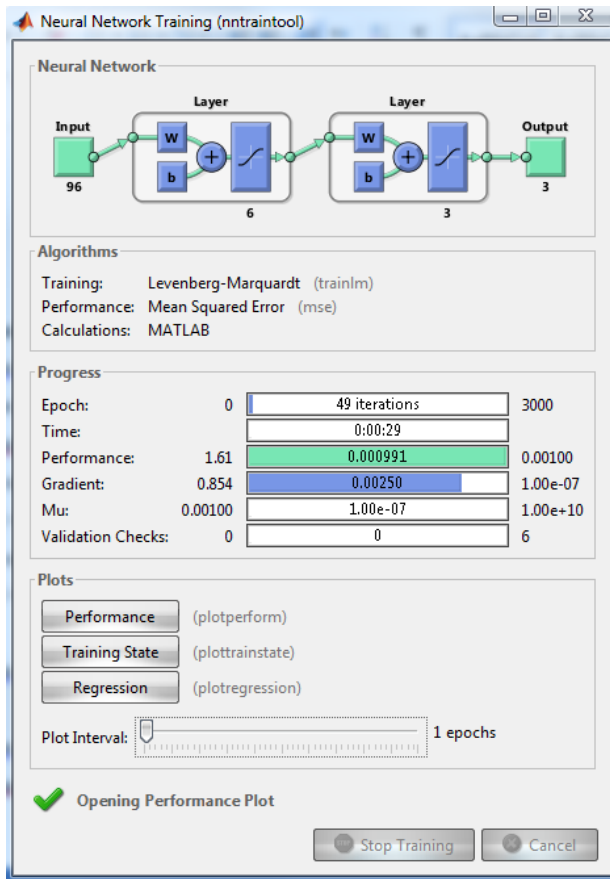
/	Taux de reconnaissance	Temps_ecoulé	Taux Moyenne
<b>TestVN106</b>	55.9742	0.4212	<b>77.95</b>
<b>TestVN108</b>	78.7863	0.5148	
<b>Test VN 116</b>	98.2780	0.4836	
<b>test VN 203</b>	78.7863	0.3588	

**Tableau III.3** : Résultats de tests de modèle NV200

Pour ce réseaux de neurones on a eu un taux de reconnaissance moyen =77.95%.

### Apprentissage par le patient NV203

Pour ce réseau de neurones de type NV on va changer la base d'apprentissage par le patient 203 pour avoir la différence entre les résultats de ce réseaux et le réseau VN précédent.



**Figure III.31 :** Structure et phase d'apprentissage de Réseau de neurones NV203 avec Performance

Après l'apprentissage est pour vérifier le modelé ce réseau de neurones on va tester ce modèle par les même donnée d'apprentissage sans la colonne des classes, les résultats de test est comme suite :

taux =99.8977

temps\_ecoule = 0.5304

Le nombre de cas TP1 est :  $tp1 = 436$

Le nombre de cas TN1 est :  $tn1 = 2494$ .

Les résultats de tests de modèle **NV203** sont regroupés respectivement dans le tableau suivant :

<b>Base de test</b>	<b>Taux de reconnaissance</b>	<b>Temps_écoulé</b>	<b>Taux Moyenne</b>
<b>TestVN106</b>	79.1770	0.3900	<b>78.37</b>
<b>TestVN108</b>	57.4670	0.3744	
<b>Test VN 200</b>	92.9996	0.4836	
<b>test VN 207</b>	83.8384	0.1248	

**Tableau III.4 : Résultats de tests de modèle NV203**

Pour ce réseaux de neurones on a eu un taux de reconnaissance moyen =78.37%.

### **Les résultats d'apprentissage et de test par le modèle RN207**

Pour ce réseau de neurones de type RN on va changer la base d'apprentissage par le patient 207 pour avoir la différence entre les résultats de ce réseaux et les réseaux VN précédent.

Le nombre d'itération pour avoir une erreur inférieure à  $10^{-3}$  égale 05 Epoch. Les figures suivantes montres les résultats de simulation et d'apprentissage par le réseau de neurones sous Matlab.

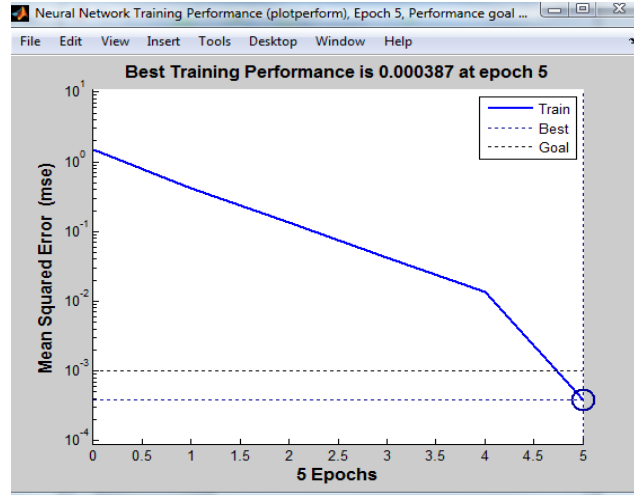


Figure III.32 : Performance de réseau de neurones RN207

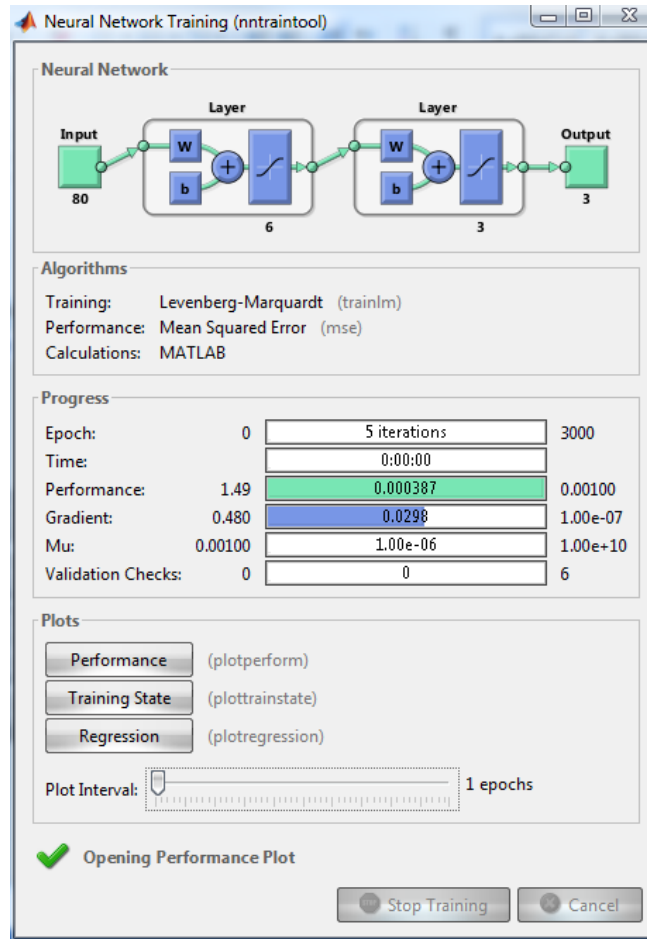


Figure III.33 : Structure et phase d'apprentissage de Réseau de neurones RN207

<b>Base de test</b>	<b>Taux de reconnaissance</b>	<b>Temps_écoulé</b>	<b>Taux Moyen</b>
<b>TestRN118</b>	100	0.3900	88.76
<b>TestRN124</b>	100	0.3276	
<b>TestRN212</b>	66.2888	0.4680	

**Tableau III.5** : Résultats de tests de modèle RV207

Pour ce réseaux de neurones on a eu un taux de reconnaissance moyen =88.76%.

### **Les résultats d'apprentissage et de test par le modèle LN109**

Pour ce réseau de neurones de type LN on va changer la base d'apprentissage par le patient 109 pour avoir la différence entre les résultats de ce réseaux et les réseaux VN précédent.

Le nombre d'itération pour avoir une erreur inférieure à  $10^{-3}$  égale 07 Epoch. Les figures suivantes montres les résultats de simulation et d'apprentissage par le réseau de neurones sous Matlab.

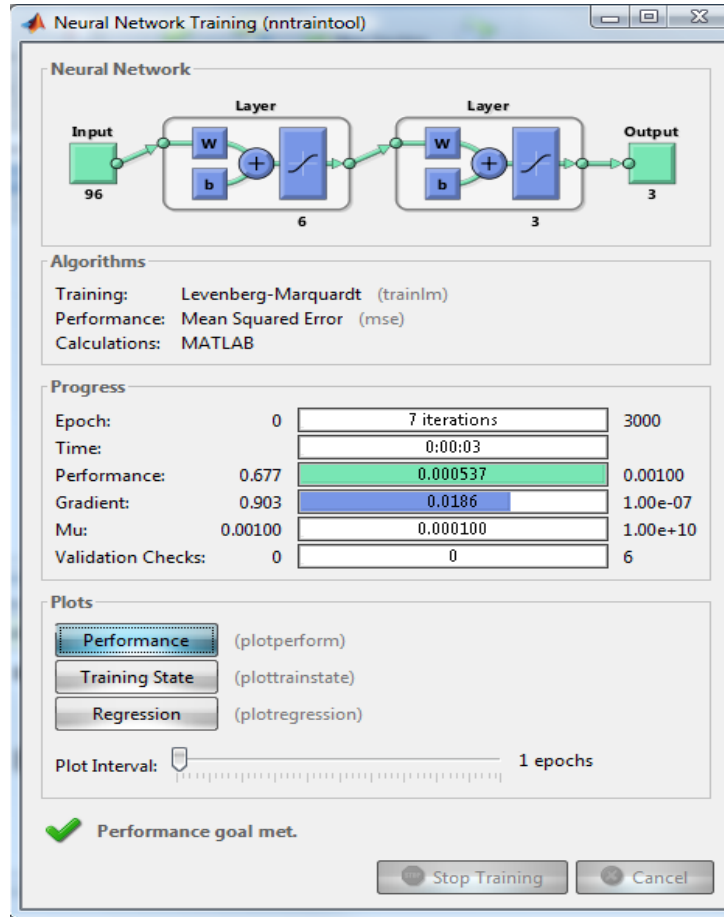
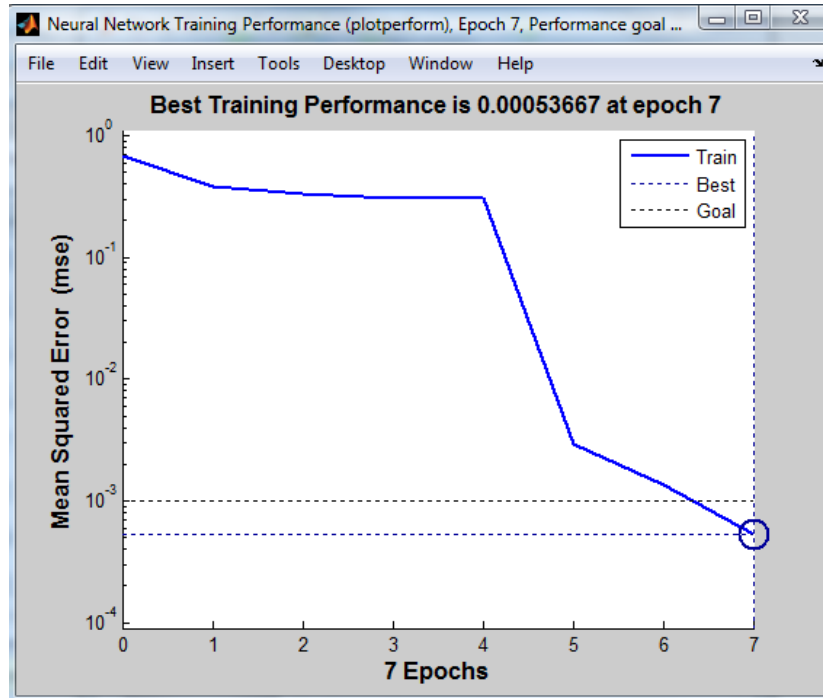


Figure III.34 : Structure et phase d'apprentissage de Réseau de neurones LN109



**Figure III. 35 :** Performance de réseau de neurones LN109

Pour ce réseau de neurones de type LN on va changer la base d'apprentissage par le patient 111 pour avoir la différence entre les résultats de ce réseaux et les réseaux VN précédent.

Le nombre d'itération pour avoir une erreur inférieure à  $10^{-3}$  égale 08 Epoch. Les figures suivantes montres les résultats de simulation et d'apprentissage par le réseau de neurones sous Matlab.

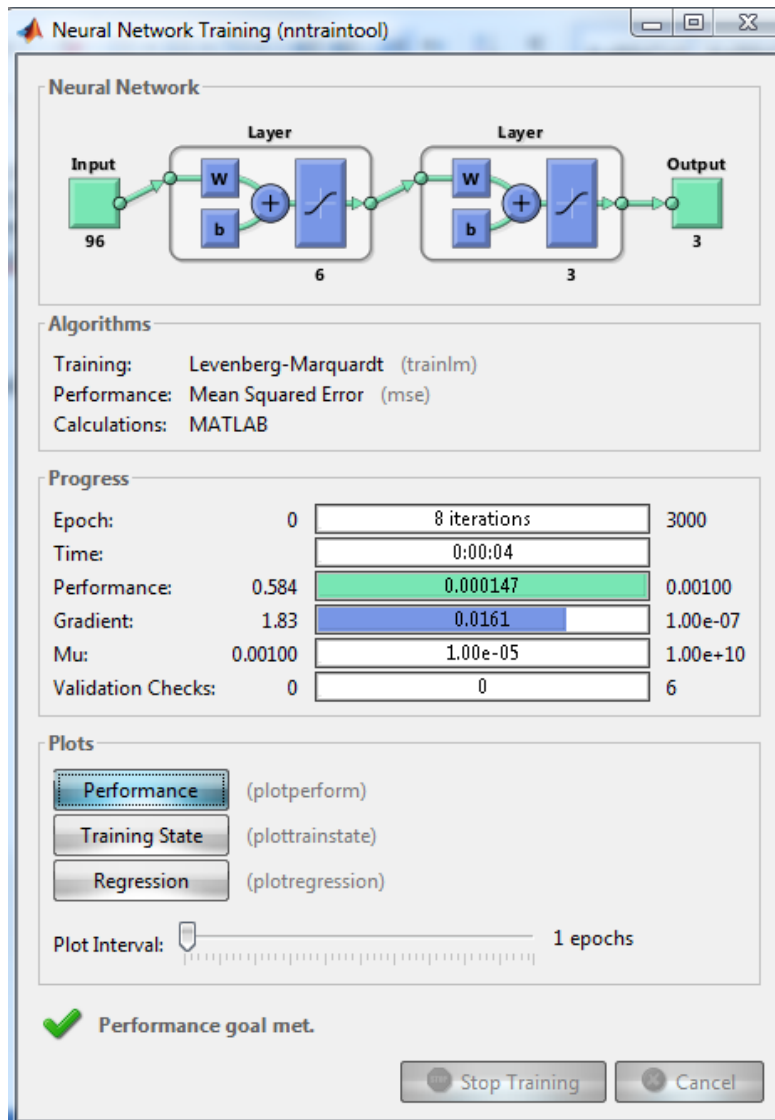
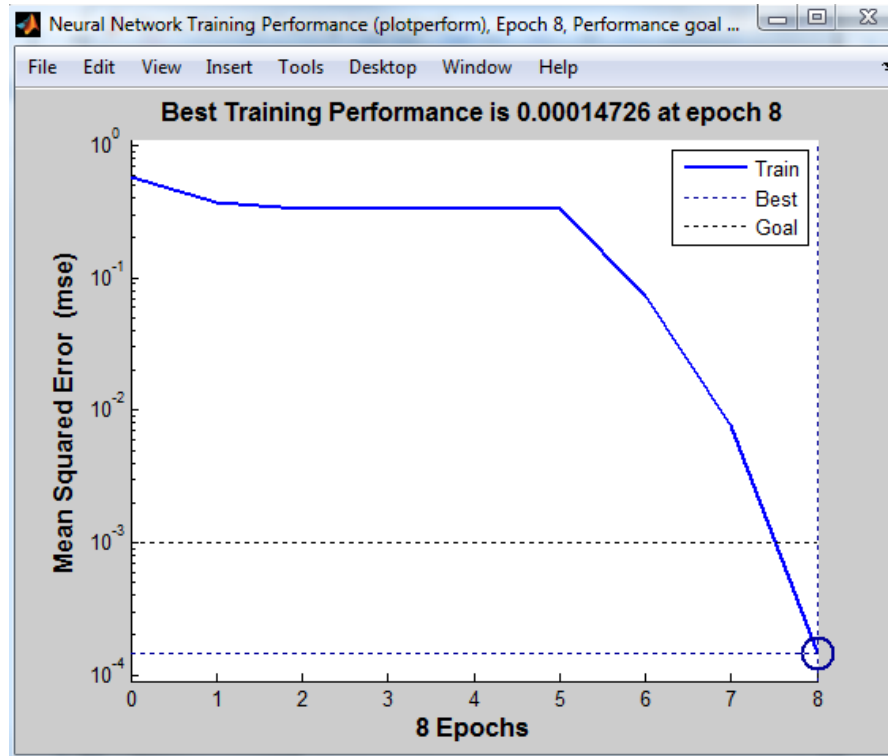


Figure III.36 : Structure et phase d'apprentissage de Réseau de neurones LN111



**Figure III.37 :** Performance de réseau de neurones LN109

Les résultats de tests des patients 109 et 111 sont regroupés dans le tableau suivant

Base d'apprentissage	Base de Test	Taux
AppLN111	Patient 109	100%
AppLN109	Patient 111	100%

**Tableau III.6 :** Résultats de tests de modèles LN109 et LN111

Dans les deux cas on a eu un taux de reconnaissance parfait pour les deux réseaux de neurones LN.

## III.7 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons travaillé sur l'acquisition de signal ECG pour avoir les résultats au niveau de Matlab, l'algorithme d'extraction de l'information respiratoire à partir du signal ECG nous a permis de déterminer la fréquence respiratoire à partir du signal ECG. La rythme respiratoire est mesurée facilement à partir du signal ECG par la méthode présentée. Pour la deuxième partie de ce chapitre, nous avons proposé un système d'aide au diagnostic des arythmies cardiaques, utilise la classification par les réseaux de neurones. On commence tout d'abord par la préparation de la base de données et l'extraction des positions des ondes QRS, P, et T et par le calcul des paramètres temporels et morphologiques qui caractérisent un battement ECG. Ensuite nous avons implémenté une structure de réseau de neurones standard (6.3), avec différentes bases d'apprentissage ; les résultats de tests variés selon la base de données d'apprentissage et de test ce qui à nous confirme que le choix des arythmies cardiaques d'apprentissage et de test d'un classificateur est très important.

# **Conclusion générale**

## Conclusion général :

Ce projet nous a permis une bonne compréhension de l'anatomie et la physiologie de cœur humain et son principe de fonctionnement, et par suite les différentes pathologies qui puissent apparaître dans le signal ECG en plus l'amélioration de notre connaissance dans l'intelligence artificielle (RN) et la programmation des cartes Arduino par IDE Arduino et Matlab, et aussi l'analyse des circuits électroniques.

Malgré les problèmes rencontrés durant la réalisation comme l'insuffisance du temps et le manque de connaissances dans le domaine de l'intelligence artificielle. On est arrivé à réaliser notre ECG avec la partie programmation de notre interface graphique de Matlab GUI, cette interface nous a permis de tracer le signal ECG et le rythme respiratoire ainsi le calcul de rythme cardiaque en temps réel. Mais malheureusement, et suite à des contraintes de temps principalement ; on n'a pas pu réussir d'ajouter les résultats des RN dans l'interface GUI réalisée d'une manière automatique ce qui a conduit à faire les tests d'une manière séparée par un Script Matlab.

Les résultats des tests des RN sont largement acceptables ce qui fait dire que notre ECG est un prototype expérimental et il peut être utilisé dans toute application nécessitant la surveillance des battements de cœur des patients pendant une longue durée, de détailler et analyser les signaux pour détecter et diagnostiquer des anomalies chez les patients.

Ce projet de fin d'études était pour nous l'occasion précieuse de faire un travail multidisciplinaire, car ce travail est une interaction entre l'instrumentation électronique, automatique, et l'informatique appliqués dans le domaine de Génie Biomédicale.

## Bibliographie

[1] Lien internet (Consulté le 28/09/2022)

[https://fr.wikipedia.org/wiki/C%C5%93ur#Anatomie\\_compar%C3%A9e](https://fr.wikipedia.org/wiki/C%C5%93ur#Anatomie_compar%C3%A9e)

[2] Lien internet (Consulté le 28/09/2022)

<https://fr.wikipedia.org/wiki/%C3%89lectrocardiographie>

[3] Suroso Andrianto et Laela Sakinah, Perancangan Simulator EKG (Elektronik Kardiografi) Menggunakan Software Proteus 8.0, Jurnal Ilmiah KOMPUTASI, Volume 16 No :2, September 2017, p-ISSN 1412-9434/e-ISSN 2549-7227.

[4] Lien internet (Consulté le 28/09/2022)

<https://www.cours-gratuit.com/cours-arduino/tutoriel-arduino-simulink-matlab/startdown>

[5] P.W.Macfarlane, «The coming of age of Electrocardiology, in:Comprehensive Electrocardiology - Theory and Practice in Health and disease», Macfarlane P.W., Veitch Lawrie T.D., eds., volume 1. Pergamon Press,New York, pp.3-40, 1989.

[6] C. Brohet, Y. Ider, H. Küymen et al. «Advanced ComputerizedElectrocardiography without an electrocardiograph : the Cardionics PC-based system », in : Medinfo 89, Barber B, Cao D, Qin D., Wagner G, eds,North Holland pp. 591-593, 1989.

[7] Lien internet (Consulté le 28/09/2022)

<https://www.nti-audio.com/en/support/know-how/fast-fourier-transform-fft>

---

[8] T Penzel, GB Moody, RG Mark, AL Goldberger, JH Peter. The Apnea-ECG Database. *Computers in Cardiology* 2000;27:255-258.

[9] Moody GB, Mark RG. The MIT-BIH Arrhythmia Database on CD-ROM and software for use with it. *Computers in Cardiology* 17:185-188(1990).

[10] M. MOKHTARI , A. MESBAH, « Apprendre et maîtriser MATLAB », édition Springer, 1997.

## **Acronymes et abréviations**

ECG: électrocardiogramme

AD8232: Est un bloc de conditionnement de signal intégré pour l'ECG

PC: Le sigle de Personal Computer

MATLAB: MATrix LABoratory

GUI: Graphical User Interface

RN:Right Normal

NV:Normal Ventricular

LN:Left Normal

FFT: Transformée de Fourier Rapide

Pacemaker: Est un dispositif implanté dans l'organisme fournissant des impulsions électriques destinées à stimuler les muscles cardiaques

## **Dédicaces**

**Tous mes remerciements s'adressent**

**Tout d'abord au tout puissant ALLAH**

**À mes chers parents.**

**À ma chère sœur, à mes chères frères.**

**À mes Amis.**

**À toutes ces personnes cette Mémoire leur est dédiée**

**à titre de**

**Modeste remerciement**

**Hasnaoui Yassine**

## **Dédicaces**

**A la femme de ma vie, lumière de mes jours,  
celui qui sacrifiée pour me voir réussir, ma  
mère**

**à titre de**

**Modeste remerciement**

**Mouissat Abdelrazak**

## **Remerciements**

**Tous les éloges et les remerciements sont à Allah l'un, le seul créateur et gouverneur de cet univers. Je souhaite que je pourrai le remercier de tout ce que qu'il m'a accordé bien qu'il ne puisse jamais être remercié assez.**

**Je tiens à exprimer mes sincères reconnaissances et gratitude au docteur : Abdelfettah ZEGHOUDI qui a bien voulu diriger ce travail et pour ses précieux conseils.**

**Que sortent vivement remerciés :**

**Le département de l'électronique de l'université  
d'Amar Telidji Laghouat**

**Tous mes professeurs sans exception**

**Les membres du jury qu'ont accepté de juger ce travail**

**Mr. BENMOUIZA Khalil**

**Mr. GUEFFAF Hamza**

**Toutes les personne que m'ont aidée de prés ou de loin**

**Hasnaoui Yassine et Mouissat Abdelrazak**

## ملخص

راسم تخطيط كهربائية القلب (ECG) هو جهاز يسمح لنا بدراسة عمل القلب عن طريق قياس نشاطه الكهربائي لجميع نبضات القلب المسجلة. في هذا المشروع، حاولنا تجسيد هذا الجهاز باستخدام لوحة AD8232 ولوحة Arduino للحصول على إشارة ECG على مستوى Matlab، مع جزء تشخيصي ذكي يعتمد على تقنية الذكاء الاصطناعي (الشبكة العصبية)، باستعمال واجهة المستخدم الرسومية (GUI) MATLAB لعرض تخطيط القلب في الوقت الفعلي. تتيح لنا هذه الواجهة أيضًا عرض معدل ضربات قلب المريض ومعدل التنفس.

**الكلمات المفتاحية:** ECG، لوحة AD8232، Arduino، Matlab، الذكاء الاصطناعي، الواجهة الرسومية (GUI)

## ABSTRACT

An electrocardiogram (ECG) is a device that allows us to study the work of the heart by measuring its electrical activity for all recorded heartbeats. In this project, we tried to embody this device using the AD8232 board and the Arduino board to have the ECG signal at Matlab level, with an intelligent diagnostic part based on the artificial intelligence technique (Neural Network), using the MATLAB Graphical User Interface (GUI) for real-time ECG visualization and display. This interface also allowed us to display the patient's heart rate and respiratory rate.

**Keywords:** ECG, AD8232 Board, Arduino, Matlab, Artificial Intelligence, MATLAB Graphical Interface (GUI).

## RESUME

Un électrocardiogramme (ECG) est un appareil qui nous permet d'étudier le travail du cœur en mesurant son activité électrique pour tous les battements cardiaques enregistrés. Dans ce projet, nous avons essayé d'incarner cet appareil à l'aide de la carte AD8232 et la carte Arduino pour avoir le signal ECG au niveau de Matlab, avec une partie de diagnostic intelligent à base de la technique d'intelligence artificielle (Réseau de Neurones), en utilisant l'interface graphique de MATLAB (GUI) pour la visualisation et l'affichage de l'ECG en temps réel. Cette interface nous a permis aussi d'afficher le rythme cardiaque et respiratoire de patient.

**Mots-clés :** ECG, La Carte AD8232, Arduino, Matlab, Intelligence artificielle, Interface graphique (GUI).