

**République Algérienne Démocratique et Populaire**  
**Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche**  
**scientifique**

**Université Dr Tahar Moulay de Saida**  
**Faculté de Technologie**  
**Département d'électronique**



**Mémoire de fin d'étude pour l'obtention d'un diplôme de Master**  
**Spécialité : Génie Biomédical**  
**Option : Instrumentation Biomédicale**  
**Thème**

---

**Optimisation des paramètres du traitement d'un signal  
physiologique**

---

**Présenté par**                   **-Mokadem Badie Abdelkader**  
   **-Hocine Abdelhak Farouk**

**Membres de jury**

Dr. Sghier Salima	Présidente
M <sup>me</sup> Wadi Sanaa	Examinateuse
Pr. Dahani Ameur	Encadreur
Mr. Tigrine Abdelkader	Co-encadreur

**Année Universitaire 2023-2024**

## Résumé

Cette étude est consacrée à l'acquisition et l'optimisation des paramètres du traitement du signal ECG afin d'améliorer sa qualité et faciliter son exploitation pour une meilleure décision diagnostic. L'acquisition du signal ECG est réalisée grâce aux biocapteurs déposés sur la peau du patient et connectés à une carte ECG AD8232. Après la conversion analogique-numérique par le microcontrôleur Arduino Uno, le signal ECG a subit des opérations de traitement numérique pour éliminer les bruits indésirables. Les résultats obtenus montrent une nette amélioration des signaux ECG traités facilitant ainsi leur exploitation diagnostique. La détermination de la fréquence cardiaque et le rythme cardiaque par étude de ces signaux ECG a donné des résultats très satisfaisants suite à la détection précise des pics R et S de ce signal. Cette étude ouvre la voie à l'intégration de l'intelligence artificielle pour des diagnostics automatisés.

**Mots Clés :** ECG, Biocapteurs, Carte AD8232, Carte Arduino Uno, Traitement Numérique du Signal, Rythme Cardiaque.

## Abstract

This study is dedicated to the acquisition and optimization of ECG signal processing parameters to improve its quality and facilitate its use for better diagnostic decision-making. The acquisition of the ECG signal is carried out using biosensors placed on the patient's skin and connected to an AD8232 ECG board. After analog-to-digital conversion by the Arduino Uno microcontroller, the ECG signal underwent digital processing operations to eliminate unwanted noise. The obtained results show a significant improvement in the processed ECG signals, thus facilitating their diagnostic use. Determining the heart rate and rhythm through the study of these ECG signals yielded very satisfactory results following the precise detection of the R and S peaks of this signal. This study paves the way for integrating artificial intelligence for automated diagnostics.

**Keywords :** ECG, Biosensors, AD8232 Board, Arduino Uno Board, Digital Signal Processing, Heart Rate.

## الملخص

تكرس هذه الدراسة لاكتساب وتحسين معلمات معالجة إشارة تخطيط القلب الكهربائي (ECG) لتحسين جودتها وتسهيل استخدامها لاتخاذ قرارات تشخيصية أفضل. يتم اكتساب إشارة ECG باستخدام المستشعرات الحيوية الموضوعة على جلد المريض والمرتبطة بلوحة تخطيط القلب الكهربائي إلى رقمي بواسطة وحدة التحكم الدقيقة AD8232. بعد التحويل التناولري إلى رقمي بواسطة وحدة التحكم الدقيقة Arduino Uno، خضعت إشارة ECG لعمليات معالجة رقمية للقضاء على الضوضاء غير المرغوب فيها. تظهر النتائج المحصلة تحسناً كبيراً في الإشارات المعالجة، مما يسهل استخدامها في التشخيص. أسفر تحديد معدل ضربات القلب والإيقاع القلبي من خلال دراسة هذه الإشارات عن نتائج مرضية جداً بعد الكشف الدقيق عن قمم R و S في هذه الإشارة. تفتح هذه الدراسة الطريق لدمج الذكاء الاصطناعي للتشخيصات المؤتممة.

**الكلمات المفتاحية :** تخطيط القلب، أجهزة الاستشعار الحيوية، لوحة AD8232، لوحة Arduino Uno، معالجة الإشارات الرقمية، معدل ضربات القلب.

## ***Remerciements***

Nous tenons d'abord, à remercier Dieu le tout Puissant et miséricordieux, qui nous a donné la force, le courage et la patience pour accomplir ce modeste travail.

En second lieu, nous présentons nos sincères remerciements, nos profonds respects, toutes nos gratitude et reconnaissances du fond du cœur, à Monsieur **Pr. Dahani Ameur** notre encadreur de nous avoir encadrés et guidés dans ce travail. Nos remerciements vont également notre co-encadreur **Mr. Tigrine Abdelkader, Dr. Sahraoui Ahlem** et à Mlle. **Mahsar Nadjat** pour leurs précieux et bénéfiques conseils.

Nos vifs remerciements vont également aux membres de jury pour l'intérêt qu'ils ont porté à notre projet de recherche, en acceptant de l'examiner et de l'enrichir par leurs propositions.

## **Dédicace**

Je dédie ce modeste travail à :

Mes chers parents

Mes chers frères et sœurs et

Membre de famille

Mes collègues de l'université

Mes amis.

**Hocine Abdelhak Farouk**

## **Dédicace**

Je dédie ce modeste travail à :

Mes chers parents

Mes chers frères et sœurs et

Membre de famille

Mes collègues de l'université

Mes amis.

**Mokadem Badie Abdelkader**

## Sommaire

<b>Introduction Générale.....</b>	<b>1</b>
<b>Chapitre I : Le signal ElectroCardioGramme (ECG).....</b>	<b>3</b>
I.1 Introduction.....	3
I.2 L'Electrocardiographie.....	3
I.3 Le système cardiovasculaire.....	4
I.4 Anatomie du cœur.....	4
I.5 Activité électrique du cœur.....	5
I.5.1- Description de la propagation de l'impulsion électrique dans le cœur .....	7
I.6 Signal électrocardiogramme.....	7
I.7 Les Ondes et les Intervalles de L'ECG.....	8
I.8 Les dérivations pour la mesure de l'ECG.....	8
I.9 cycle cardiaque.....	10
I.10- Fréquence cardiaque.....	11
I.11- Les caractéristiques temporelles de l'ECG.....	11
I.12- Les caractéristiques fréquentielles de l'ECG.....	12
I.13- Les sources d'influences.....	12
a- Les interférences avec le réseau électrique.....	12
b- Les interférences électromagnétiques.....	13
C- Les interférences des bruits d'électromyogramme (EMG).....	13
D- Influence des artefacts du potentiel de la peau et des mouvements.....	13
I.14- Principe de l'Electrocardiographie.....	14
I.14.1- Electrodes de détection.....	15
I.14.2- Circuit de protection.....	15
I.14.3- Circuit de sélection de dérivations.....	16
I.14.4- Circuit de calibration.....	16
I.14.5- Electrode défaillante.....	17
I.14.6- Circuit pré-amplification.....	17
I.14.7- Circuit d'électrode de pied droit.....	18
I.14.8- Circuit d'isolation.....	18
I.14.9- Circuits de conditionnement et de mise en forme.....	20
I.14.10- Enregistrement et stockage.....	20
I.14- Conclusion.....	21

<b>Chapitre II : Outils d'acquisition et de traitement du signal ECG.....</b>	<b>22</b>
II.1 Introduction.....	22
II.2 Schéma synoptique du projet.....	22
II.3 Présentation du matériel hard utilisé.....	23
II.3.1 Les capteurs (Electrodes).....	23
II.3.2 La carte ECG AD8232.....	23
1- Description.....	23
2- L'acquisition du signal ECG grâce à la carte AD8232.....	24
II.3.3 La carte Arduino.....	29
II.3.3.1Description.....	29
II.3.3.2 Les différentes cartes Arduino.....	30
II.3.3.3 Partie physique de la carte Arduino UNO.....	32
1. Dimension et organisation.....	32
2. Alimentation.....	33
3. Les mémoires.....	33
4. Reset.....	33
5. Les Entrées / Sorties.....	34
• Entrées / Sorties numériques.....	34
• Entrées analogiques.....	35
II.3.3.4 Partie logiciel de l'Arduino.....	35
1. L'environnement de développement de L'Arduino.....	35
2. Structure d'un programme.....	37
La fonction setup.....	37
La fonction loop.....	37
II.4 Matériel soft utilisé.....	37
II.4.1 Le logiciel Matlab.....	37
II.4.2 L'environnement Matlab.....	39
<b>Chapitre III : Réalisation et Traitement Numérique du Signal ECG.....</b>	<b>40</b>
III.1 Introduction.....	40
III.2 Schéma synoptique d'acquisition et de traitement numérique du signal ECG.....	40
III.2.1 Acquisition du signal ECG.....	41
III.2.1.1 Biocapteurs du signal ECG.....	41
III.2.1.2 La carte ECG AD8232.....	43
III.2.1.2 Le microcontrôleur Arduino Uno.....	43

III.3 Lecture et visualisation du signal ECG.....	45
III.3.1 Visualisation à partir du port série de l’Arduino.....	45
III.3.2 Visualisation et traitement du signal ECG par Matlab.....	47
III.3.2.1 Visualisation du signal ECG par Matlab.....	47
III.3.2.1.1 La lecture des données et visualisation du signal ECG.....	49
III.3.3 Mise en forme de signal ECG.....	51
III.3.3.1 Réglage de la ligne de base.....	51
III.3.3.2 L’élimination des hautes fréquences.....	52
III.3.3.3 Filtre de Lissage .....	54
III.3.3.4 Débruitage par ondelette (Wavelet Denoising).....	55
III.3.3.4.1 Décomposition en Ondelettes.....	55
III.3.4 Extraction de rythme cardiaque.....	57
III.3.4.1 Détection des pics R et des pics S du complexe QRS.....	57
III.3.4.2 Classification des patients selon leurs rythmes.....	58
<b>Conclusion générale.....</b>	<b>60</b>
<b>Bibliographie.....</b>	<b>62</b>
<b>Annexes.....</b>	<b>64</b>

## Liste des Figures

### Chapitre I

Figure I. 1 : La circulation du sang.....	4
Figure I.2 : Anatomie du cœur.....	5
Figure I.3-a : La dépolarisation d'une cellule musculaire.....	6
Figure I.3-b : La Repolarisation d'une cellule musculaire.....	6
Figure I.4 : Excitation électrique du cœur.....	7
Figure I.5 : Tracé de l'ECG.....	8
Figure I.6 : Dérivations bipolaires.....	9
Figure I.7 : Dérivations unipolaires.....	9
Figure I.8 : Dérivations précordiales.....	10
Figure I.9 : Influence du réseau électrique sur l'ECG.....	12
Figure I.10 : Influence de l'EMG (bruit musculaire) sur l'ECG.....	13
Figure I.11 : Bruit dû aux mouvements sur l'ECG.....	14
Figure I.12 : Schéma bloc d'un Electrocardiographe.....	14
Figure I.13 : Les différentes électrodes utilisées pour l'enregistrement de l'ECG.....	15
Figure I.14 : Circuit de protection.....	16
Figure I.15 : Les trois montages de limiteur de tension.....	16
Figure I.16 : Amplificateur d'instrumentation à trois étages.....	17
Figure I.17 : Circuit d'électrode de pied droit « amplificateur de garde ».....	18
Figure I.18 : Opto-coupleur « isolation optique ».....	19
Figure I.19 : Un transformateur « isolation magnétique ».....	20

### Chapitre II

Figure II. 1 : Schéma synoptique d'acquisition et traitement du signal ECG.....	22
Figure II. 2 : Les capteurs (électrodes) de l'ECG.....	23
Figure II. 3 : Module AD8232 capteur d'acquisition du signal ECG.....	24
Figure II. 4 : Emplacements des électrodes ECG de la carte AD8232 sur le patient.....	25
Figure II. 5 : Détails du circuit intégré sur le module AD8232 (Devices, 2020).....	26
Figure II. 6: Filtre intégrateur.....	27
Figure II. 7: Circuit d'amplification et de filtrage .....	28
Figure II.8: amplificateur suiveur.....	28
Figure II.9: Filtre passe bas passif du 2ème ordre.....	29

Figure II.10: Carte Arduino Uno.....	30
Figure II. 11: Les différentes parties de la carte Arduino UNO.....	32
Figure II.12: Microcontrôleur Atmel ATmega328.....	33
Figure II.13: Les principales fonctions dans l'environnement Arduino.....	36

## **Chapitre III**

Figure III. 1: Schéma synoptique d'acquisition et de traitement numérique du signal ECG.....	40
Figure III. 2: Photo du schéma de réalisation.....	41
Figure III. 3: Biocapteurs et fils de connexion de la carte ECG AD8232.....	42
Figure III. 4: Emplacement des électrodes sur le corps.....	43
Figure III. 5: Connexion de la carte AD8232 au microcontrôleur Arduino.....	44
Figure III. 6: Organigramme de lecture et visualisation du signal ECG du port série Arduino.....	46
Figure III. 7: Visualisation du signal ECG par le port série de l'Arduino en temps réel.....	47
Figure III. 8: Organigramme de lecture et visualisation du signal ECG par Matlab.....	49
Figure III. 9: La lecture et l'affichage de signal ECG.....	50
Figure III. 10: Original ECG signal.....	50
Figure III. 11: Réglage de ligne de base du signal ECG.....	52
Figure III. 12: Filtrage du signal des bruits de hautes fréquences.....	53
Figure III. 13: Lissage du signal ECG.....	55
Figure III. 14: débruitage du signal ECG par ondelette.....	57
Figure III. 15: Détection des pics R et des pics S.....	58
Figure III. 16: Détection des pics R et S et affichage du rythme cardiaque (Normal, tachycardie, bradycardie).....	59

## **Liste des Tableaux**

Tableau I.1: les caractéristiques temporelles de l'ECG.....	12
Tableau II.1: Les principales fonctions dans l'environnement IDE (Barre des boutons).....	36
Tableau III.1: Emplacement des biocapteurs sur le corps humain.....	42
Tableau III.2: connexions de la carte l'AD8232 microcontrôleur Arduino UNO .....	44

### Introduction Générale

L'optimisation des paramètres de traitement des signaux physiologiques constitue un domaine de recherche important en ingénierie biomédicale. Dans ce contexte, notre étude se concentre spécifiquement sur l'acquisition et le traitement numérique des signaux électrocardiographiques (ECG). Ces signaux, qui reflètent l'activité électrique du cœur, sont essentiels pour diagnostiquer et surveiller diverses pathologies cardiaques telles que la tachycardie, la bradycardie et les arythmies. La précision et la qualité de l'acquisition des signaux ECG sont déterminantes pour une interprétation correcte et une prise de décision médicale correcte.

Cette étude vise à développer une chaîne d'acquisition de signaux ECG et à effectuer un traitement numérique à l'aide du logiciel Matlab. Le travail débute par la capture des signaux ECG à l'aide des biocapteurs spécifiques (électrodes) placés sur la peau du patient. Ces électrodes détectent l'activité électrique du cœur et transmettent le signal à travers une carte ECG AD8232, qui agit comme un module d'amplification et de conditionnement du signal. Ce signal est ensuite acheminé vers un microcontrôleur Arduino Uno pour être numérisé avant d'être envoyé à un micro-ordinateur pour traitement.

L'utilisation du logiciel Matlab pour le traitement des signaux capturés permet de réaliser une analyse détaillée des données ECG. Nous avons appliqué diverses techniques de traitement du signal pour améliorer la qualité des signaux explorés. Ces techniques incluent l'ajustement de la ligne de base pour éliminer les fluctuations indésirables, l'élimination des fréquences élevées pour supprimer les bruits de hautes fréquences, et l'application de méthodes de détection des pics pour identifier les différentes phases du cycle cardiaque. Ces étapes de traitement sont nécessaires pour obtenir des signaux ECG exploitables et interprétables, permettant ainsi une évaluation précise de l'état cardiaque du patient. Après le traitement numérique de ces signaux ECG, on a déterminé la fréquence et l'état du rythme cardiaque (rythme normal, rythme en bradycardie, rythme en tachycardie).

## **Introduction générale**

---

Ce mémoire est structuré en trois chapitres principaux. Le premier chapitre présente les caractéristiques fondamentales du signal ECG, y compris ses origines et ses applications cliniques. Le deuxième chapitre se concentre sur les outils d'acquisition et de traitement du signal ECG, décrivant en détail les composants matériels et logiciels utilisés dans cette étude. Enfin, le troisième chapitre qui comporte une partie de réalisation pour l'acquisition du signal ECG suivie d'une partie de traitement numérique de ces signaux ECG, décrivant les méthodes d'acquisition et d'analyse que nous avons mises en œuvre pour optimiser les paramètres de traitement et l'extraction des informations réelles afin d'améliorer la précision des diagnostiques médicaux et contribuer à une meilleure gestion des pathologies cardiaques.

# **Chapitre I :**

Le signal  
Electrocardiogramme  
(ECG)

## **Chapitre I**

### **Le signal Electrocardiogramme (ECG)**

#### **I.1 Introduction**

L'électrocardiogramme est un signal physiologique délivré par le corps, il représente l'activité électrique du cœur, il est mesurable et il est utilisé par le médecin comme un moyen de diagnostic du système cardio-vasculaire. Dans ce premier chapitre nous allons donner le fonctionnement principal de système cardio-vasculaire et le principe de l'ECG d'une manière détaillée.

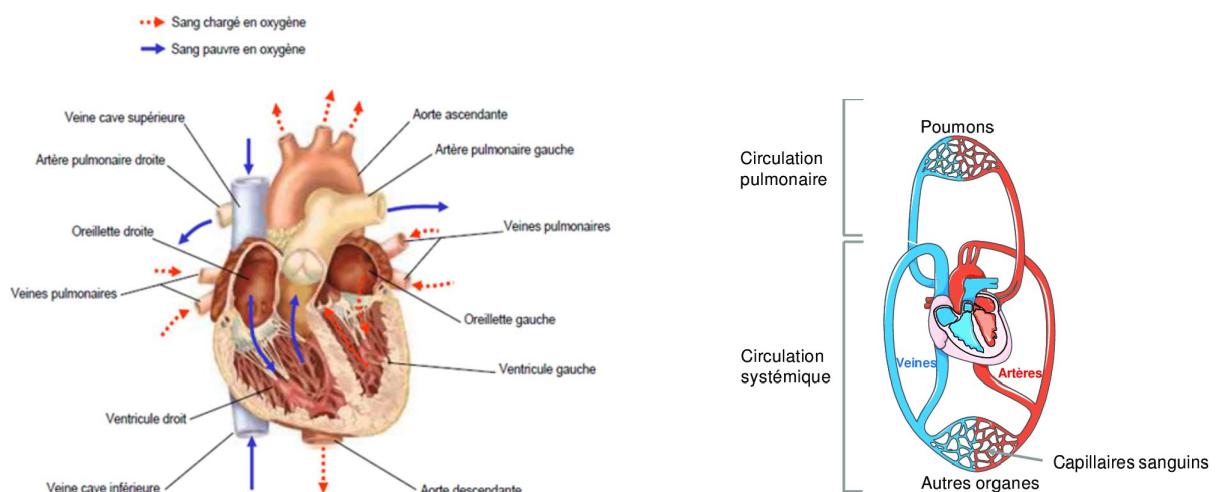
#### **I.2 L'Electrocardiographie [1]**

L'électrocardiographie représente une méthode pour l'exploitation du muscle cardiaque (myocarde) c'est une méthode non invasive et présente un nombre important d'information sur état de ce muscle. Par l'enregistrement du potentiel électrique à l'aide des capteurs (Electrodes) convenablement placés sur le corps, les premiers travaux liés à l'activité du cœur reviennent au 1842 réalisés par Carlo Matteucci puis John Burden Sanderson et Frederick Paige ont détecté le complexe QRS à l'aide d'un électromètre capillaire, au même temps E. Marey, et Augustus Waller montrent que l'activité électrique cardiaque peut être suivie à partir de la peau. Le premier électrocardiogramme humain est publié par Augustus D Waller en 1887.

En 1895 Willem Einthoven grâce au galvanomètre à cordes, il l'a mis en évidence les cinq déflections P, Q, R, S, T, ce qui permet à lui de publier les premières classifications d'électrocardiogrammes pathologiques en 1906, en 1924 il obtient un prix de Nobel pour ses travaux sur l'électrocardiographie. Ce qui concerne les dérivations en 1932 les dérivations précordiales sont utilisées pour la première fois, puis en 1942 c'est l'apparition des dérivations frontales unipolaires, ce qui permet à Emanuel Goldberger de réaliser le premier tracé ECG sur 12 voies. De plus en 1938 une conférence internationale transatlantique a fixé la position des dérivations précordiales V1 à V6.

### I.3 Le système cardiovasculaire

Le système cardiovasculaire est composé de deux parties principales : le cœur et le réseau vasculaire. Dans ce système le cœur joue le rôle d'une pompe qui assure ou qui maintienne la circulation du sang oxygéné dans le réseau vasculaire. Cette pompe cardiaque peut être également divisée en deux parties : une partie gauche appelée le cœur gauche qui reçoit le sang oxygéné provenant des poumons et le pompe à haute pression vers tout l'organisme (circulation systémique). Une autre partie droite (cœur droit) qui reçoit le sang désoxygéné provenant de l'organisme à basse pression et le pompe vers les poumons (circulation pulmonaire) voir la Figure I.1



**Figure I.1 :** La circulation du sang

La circulation du sang se fait à sens unique grâce aux quatre (4) valves cardiaques qui s'ouvrent et se ferment alternativement comme des clapets :

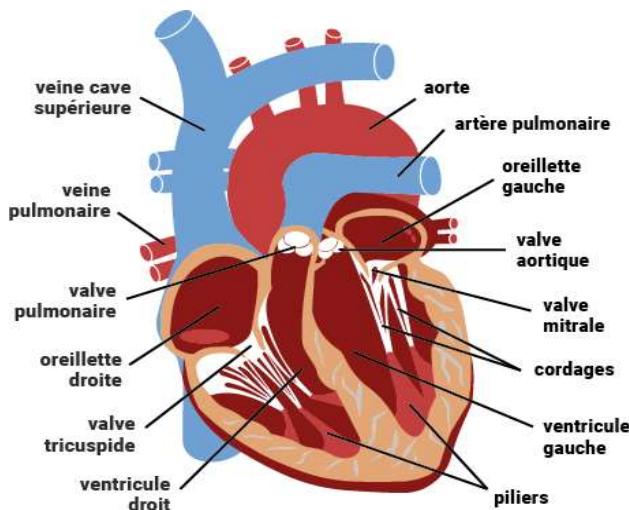
- Deux (2) d'entre elles siègent entre les oreillettes et les ventricules (les valves mitrale et tricuspidale).
- Les deux (2) autres sont situées entre les ventricules et l'artère correspondante ; la valve aortique et la valve pulmonaire.

### I.4 Anatomie du cœur [2]

Le cœur est un muscle creux, situé au niveau du thorax entre les poumons et reposant sur le diaphragme. Ce muscle est une pompe ayant pour fonction de propulser le sang vers tous les organes de l'organisme. Il pompe environ cinq (5) Litres de sang par minute. Le cœur se compose de trois (3) couches avec de l'intérieur vers l'extérieur : l'**endocarde**, le **myocarde** et le **péricarde**. Le péricarde est un sac à double paroi qui enveloppe le cœur. Le myocarde constitue le muscle cardiaque proprement dit ; c'est un muscle strié c'est-à-dire qu'il possède la même structure que les muscles des membres et la même force de contraction. L'endocarde est une membrane endothéliale qui tapisse la face interne du cœur.

Le cœur est divisé en quatre (4) cavités (voir Figure I.2) :

- Deux cavités supérieures appelées l'oreillette droite et oreillette gauches, elles sont séparées entre eux par le septum inter-auriculaire.
- Deux cavités inférieures dites ventricule droit et gauche, elles sont séparées par le septum inter-ventriculaire.



**Figure I.2 :** Anatomie du cœur

## I.5 Activité électrique du cœur

La contraction du muscle cardiaque est provoquée par une impulsion électrique qui se propage au long des fibres musculaires cardiaques.

Les cellules musculaires durant la contraction passe par deux phases (voir la figures suivantes) :

- 1- La dépolarisation :** Elle est définie par l'inversion de la polarité électrique de la membrane cellulaire.
- a- Le potentiel de repos :** Au repos la cellule est dite polarisée suite d'un équilibre résultant de la répartition des ions inorganiques ( $\text{Ca}^{++}$ ,  $\text{K}^+$ ,  $\text{Na}^+$ ) à l'intérieur et à l'extérieur de la cellule, avec l'intérieur de cellule plus négative par rapport à l'extérieur dans ce cas on mesure une différence de potentiel égale à -80 ou -90 mV appelé potentiel de repos.
- b- Le potentiel d'action :** Lors de l'envoi d'une stimulation électrique, la cellule reçoit une certaine différence de potentiel, si cette dernière dépasse le seuil d'excitabilité les canaux ioniques s'ouvrent et permettant le déplacement des ions entre l'intérieur et l'extérieur de la cellule provoquant un changement de potentiel dit le potentiel d'action, qui peut atteindre de +20 à +30 mV.

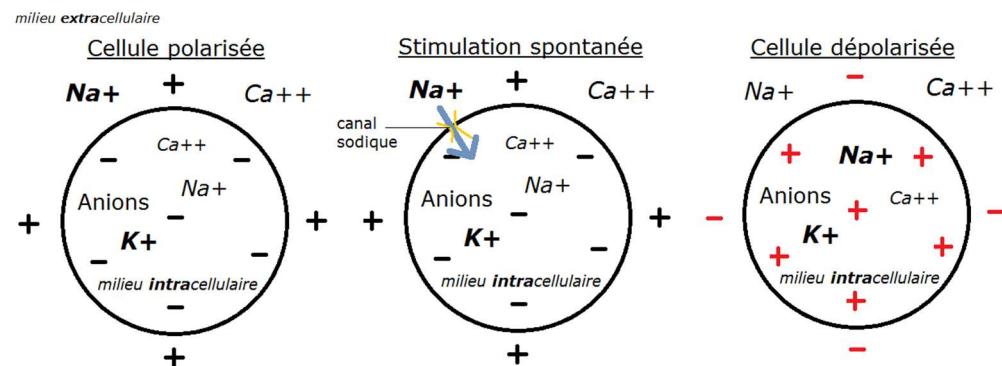


Figure I.3-a : La dépolarisation d'une cellule musculaire

- 2- Repolarisation :** C'est le retour d'une cellule à son potentiel électrique de base après une dépolarisation par le biais d'une modification de ses charges électriques.

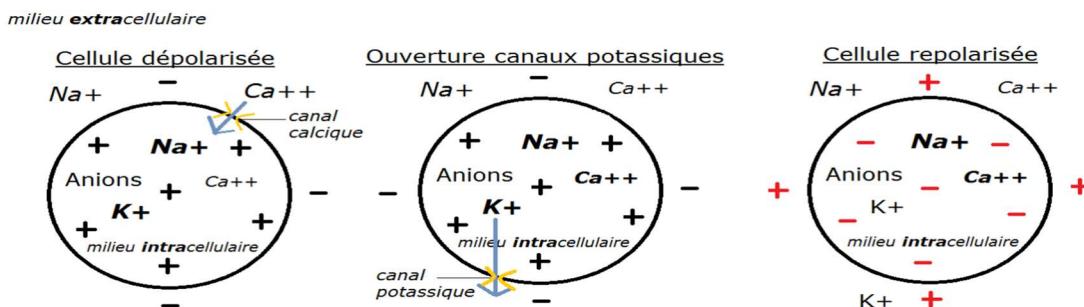
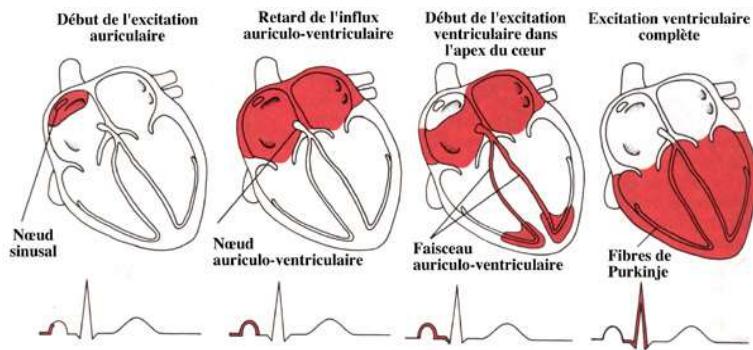


Figure I.3-b : La Repolarisation d'une cellule musculaire.

### I.5.1- Description de la propagation de l'impulsion électrique dans le cœur [3]

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

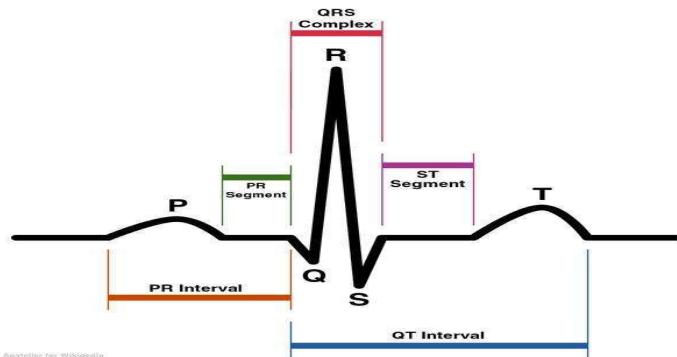


**Figure I.4 :** Excitation électrique du cœur

### I.6 Signal électrocardiogramme [4]

L'électrocardiogramme est la représentation graphique du potentiel électrique qui commande l'activité musculaire du cœur, ce potentiel est recueilli par des électrodes mises à la surface de la peau dans des endroits convenablement défini. L'ECG se présente alors comme une suite de

déflexion (ondes électrique) séparées par des intervalles, chacune d'eux correspondant à une phase de fonctionnement du cœur.



**Figure I.5 : Tracé de l'ECG**

### I.7 Les Ondes et les Intervalles de L'ECG

- **l'onde P :** c'est la première onde de signal ECG, elle correspond à la dépolarisation et à la contraction simultanée des oreillettes droite et gauche et sa durée varie entre 0,08 et 0,1 s.
- **l'onde ou complexe QRS :** correspond à la dépolarisation des ventricules au même temps que la repolarisation des oreillettes. La forme du complexe QRS varie selon la dérivation et selon la présence de pathologie. Le complexe QRS a une durée normale inférieure à 0,1s.
- **l'onde T :** correspond à la repolarisation et la relaxation des ventricules. Sa durée oscille entre 0,2 et 0,25s.
- **Segment PR :** c'est la ligne horizontale située entre la fin de l'onde P et le début du complexe QRS, il est normalement isoélectrique.
- **Segment ST :** il correspond au stade précoce de la ré-polarisation des ventricules, il débute normalement au niveau de ligne isoélectrique, à partir de la fin de l'onde S et se termine en courbure au début de l'onde T.
- **L'intervalle PR :** est le temps entre le début de P et le début du QRS, il est le témoin du temps nécessaire à la transmission de l'influx électrique des oreillettes aux ventricules et qui dure de 0.12 à 0.20 s.

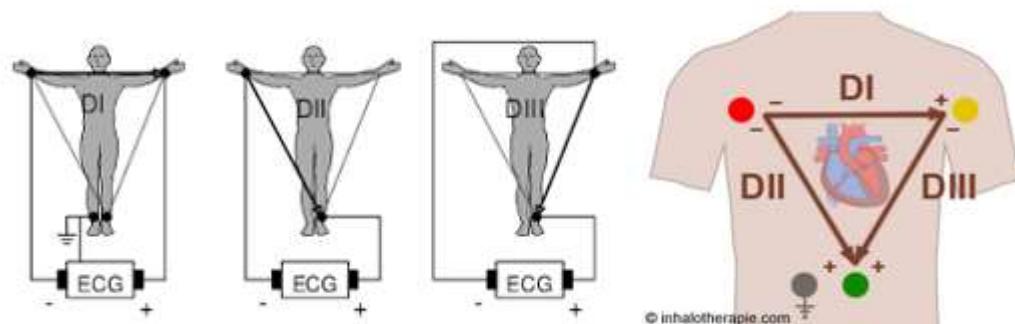
### I.8 Les dérivations pour la mesure de l'ECG

L'enregistrement de l'électrocardiogramme est réalisé à partir des électrodes fixées à la surface du corps. La disposition de ces électrodes sur le corps est connue sous le nom de dérivations. Un ECG standard comporte douze (12) dérivations divisées en trois (3) types :

**1- Dérivation bipolaires :** Appelées aussi dérivations d'Einthoven, elles sont en nombre trois (3) ;

- DI : mesure bipolaire entre bras droit et bras gauche.
- DII : mesure bipolaire entre bras droit et jambe gauche.
- DIII : mesure bipolaire entre bras gauche et jambe gauche.

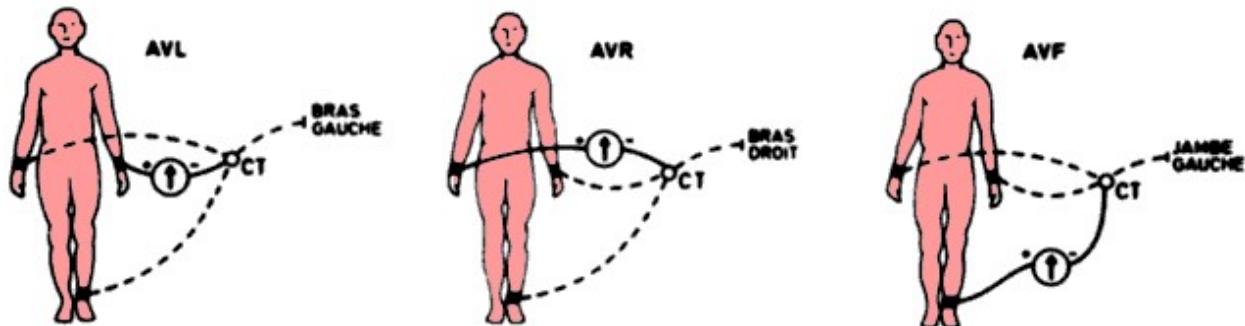
Ces dérivations forment un triangle équilatéral dit triangle d'Einthoven.



**Figure I.6 :** Dérivations bipolaires

**2- Dérivations unipolaires :** Appelées dérivations de Goldberger, Il a utilisé les mêmes électrodes qu'Einthoven, chaque électrode est considérée comme pôle positif, et les deux (2) autres électrodes étant des références négatives.

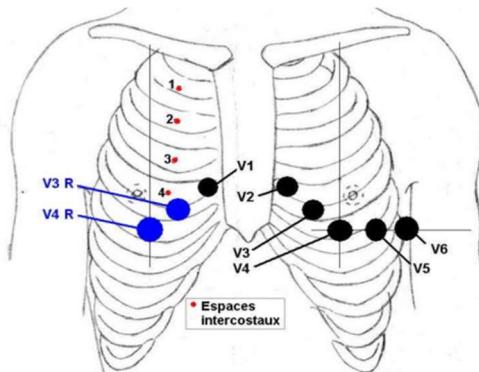
- AVR : mesure unipolaire sur bras droit (Amplified Voltage Right).
- AVL : mesure unipolaire sur bras gauche (Amplified Voltage Left).
- AVF : mesure unipolaire sur jambe gauche (Amplified Voltage Foot).



**Figure I.7 :** Dérivations unipolaires

L'axe de dérivations bipolaires et unipolaires est l'axe frontal.

**3- Dérivations précordiales :** Appelées aussi dérivations de Wilson, l'axe de ces dérivations est l'axe horizontal.



**Figure I.8 : Dérivations précordiales**

Ces dérivations sont au niveau thoracique avec l'utilisation des électrodes de type ventouse.

La position de chaque électrode est comme suit :

- V1 : 4eme espace intercostal droit sternum (para sternal).
- V2 : 4eme espace inter costal gauche, bord gauche de sternum.
- V3 : à mi-chemin entre V2 et V4.
- V4 : 5eme espace inter costal gauche, sur la ligne médio claviculaire.
- V5 : même horizontale que V4, ligne axillaire antérieure.
- V6 : même horizontale que V4, ligne axillaire moyenne.

## I.9 cycle cardiaque [5]

Le cycle cardiaque se compose de deux périodes : une pendant laquelle le muscle cardiaque se détend et se remplit de sang, appelée diastole, suivie d'une période de contraction vigoureuse et le pompage du sang, appelé systole. Après s'être vidé, le cœur se détend immédiatement et se dilate pour recevoir un autre afflux de sang *revenant des poumons et d'autres systèmes du corps*, avant de se contracter à nouveau pour *pomper le sang vers les poumons et ces systèmes*.

Le cycle cardiaque est lié à l'activité mécanique du cœur.

### I.10- Fréquence cardiaque [6]

La fréquence cardiaque est le nombre de cycle cardiaque durant une (1) minute, on peut également la calculée par l'utilisation de l'Electrocardiogramme et voir si le rythme est régulier ou non, elle est égale à « 60/durée en seconde de l'intervalle RR », l'unité est nombre de battement par minute.

Elle varie selon :

- Le sexe.
- L'âge.
- La forme physique.
- La corpulence.
- La présence d'une pathologie.
- Les émotions.
- La prise de médicaments.

Chez l'adulte la fréquence cardiaque normale est comprise entre 60 et 100 battements par minute (bpm), Elle est légèrement plus élevée chez les femmes que chez les hommes. Le cœur des enfants bat plus rapidement : chez le nouveau-né, elle varie entre 120 et 160 fois par minute, Au contraire, chez les sportifs, la fréquence cardiaque peut s'abaisser à des niveaux très faibles, jusqu'à 40 bpm.

### I.11- Les caractéristiques temporelles de l'ECG [7]

Les paramètres temporels de l'électrocardiogramme d'un sujet normal sont donnés par le tableau suivant :

**Tableau I.1 :** Les caractéristiques temporelles de l'ECG

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

### I.12- Les caractéristiques fréquentielles de l'ECG

- Le spectre de l'ECG s'étend entre une fréquence 0.01 à 150 Hz.
- L'onde P et l'onde T se caractérisent par une bande spectrale de basse fréquence, ses composantes fréquentielles sont entre 0.5 Hz et 10 Hz.
- Le complexe QRS a un contenu fréquentiel bien plus élevé que les autres ondes de l'ECG. Ses composantes fréquentielles se situent principalement entre 10 Hz et 150 Hz. C'est pourquoi il est souvent utilisé pour la détection des battements cardiaques et la mesure de la fréquence cardiaque.

### I.13- Les sources d'influences [8]

Dans l'enregistrement des signaux physiologiques, il y a toujours des sources de bruit qui apparaissent et peuvent influencer notre enregistrement, on peut citer :

#### a- Les interférences avec le réseau électrique

Le réseau électrique présente une source importante d'interférence au cours d'un enregistrement d'un signal ECG. Sans compter que l'électrocardiographe, est alimenté par un ensemble de lignes électriques reliées à d'autres parties d'équipements. Ces lignes électriques affectent l'enregistrement de l'ECG, comme illustré sur la Figure I.9.



Figure I.9 : Influence du réseau électrique sur l'ECG

**b- Les interférences électromagnétiques**

L'interférence électromagnétique de surtout les hautes fréquences de haute puissance au voisinage de l'électrocardiographe peuvent affecter les signaux captés à travers les électrodes. L'interférence électromagnétique peut être également produite par les générateurs HF dans l'hôpital lui-même par exemple l'utilisation d'un bistouri électrique.

**C- Les interférences des bruits d'électromyogramme (EMG)**

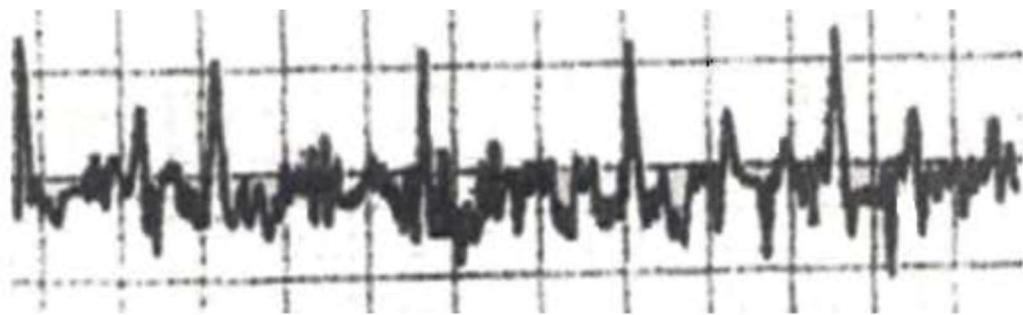
Il y a également une source d'interférence électrique située dans le corps lui-même qui peut avoir un effet sur l'ECG. Quand le muscle se contracte, il produit son propre signal électro-myographique qui peut interférer avec notre signal ECG, la Figure I.10 illustre cet effet.



**Figure I.10 :** Influence de l'EMG (bruit musculaire) sur l'ECG

**D- Influence des artefacts du potentiel de la peau et des mouvements**

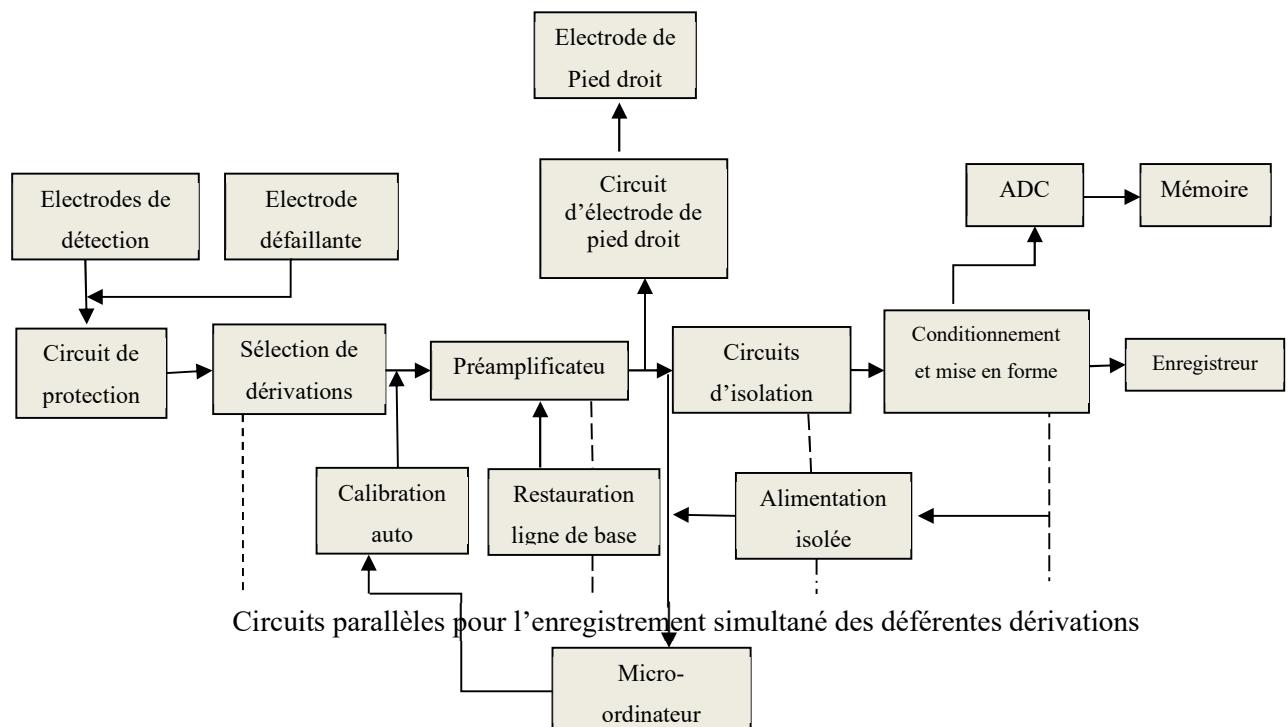
Pour avoir un bon enregistrement de signal ECG, le patient doit éviter tous mouvements. Ces mouvements peuvent aussi provoquer des variations d'impédance peau électrode. Tout cela se traduit par des artefacts d'amplitude et de fréquence variable qui altèrent le signal. En général près de 25 mV DC de potentiel de la peau existent entre l'enregistrement au niveau de l'électrode et la peau. Un nettoyage de la peau avant application du gel et de l'électrode permet de réduire ces artefacts. Les troubles de la peau-électrodes sont représentées par la figure suivante:



**Figure I.11 :** Bruit dû aux mouvements sur l'ECG

## I.14- Principe de l'Electrocardiographie [9]

L'Electrocardiographie c'est une technique non invasive qui vise à enregistrer l'activité électrique du cœur sous forme des graphes interprétables par un médecin, ces enregistrements sont obtenus grâce un ensemble des circuits commençant par le premier élément qui est le capteur (Electrodes) arrivant au dernier élément l'enregistreur (affichage sur un papier millimétrique). Le schéma bloc d'un ECG est donné par la figure suivante :



**Figure I.12 :** Schéma bloc d'un électrocardiographe.

### I.14.1- Electrodes de détection

Les électrodes sont le premier élément dans l'acquisition de l'activité électrique du cœur, elles traduisent le courant ionique à un courant électrique. Pour assurer une bonne détection il est nécessaire de réduire la résistance de contact électrode/ peau par l'utilisation du gel (un gel à base de chlorure de potassium), il existe plusieurs types d'électrode on peut citer :

- a- Les électrodes polarisables : sont équivalentes à des capacités à travers lesquelles passe un courant provoquant une augmentation continue de la tension (offset), exemple : les électrodes métalliques.
- b- Les électrodes non polarisables : jouent le rôle des résistances à travers lesquelles passe un courant constant provoquant une tension (offset) constante.

De plus, il existe plusieurs formes des électrodes qui sont utilisées pour le prélèvement du signal ECG, elles sont données par la figure I.13 :

- 1- L'électrode à ventouse : elle est utilisée pour l'enregistrement à partir des dérivations sur la poitrine.
- 2- L'électrode plate : elle s'attache sur le corps à l'aide d'une bande élastique.
- 3- L'électrode bipolaire d'un défibrillateur : elle possède trois rondelles métalliques en cuivre, deux pour récupérer un potentiel différentiel au niveau des dérivations.



**Figure I.13 :** Les différentes électrodes utilisées pour l'enregistrement de l'ECG

### I.14.2- Circuit de protection

Le rôle de ce circuit est de protéger notre ECG contre les hautes tensions et les transitoires, par exemple dans le cas d'utilisation d'un défibrillateur en cas d'arrêt cardiaque. Le principe de fonctionnement est de limiter ces tensions avant qu'elles arrivent au reste du bloc. Il existe trois (3) montages de circuit (Figures ci-dessous).

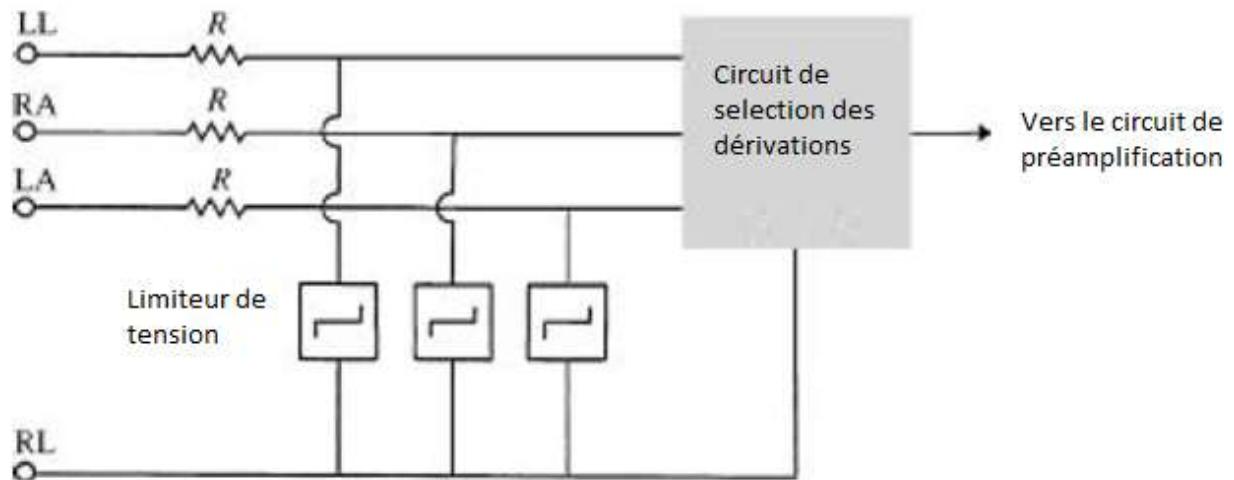


Figure I.14 : Circuit de protection

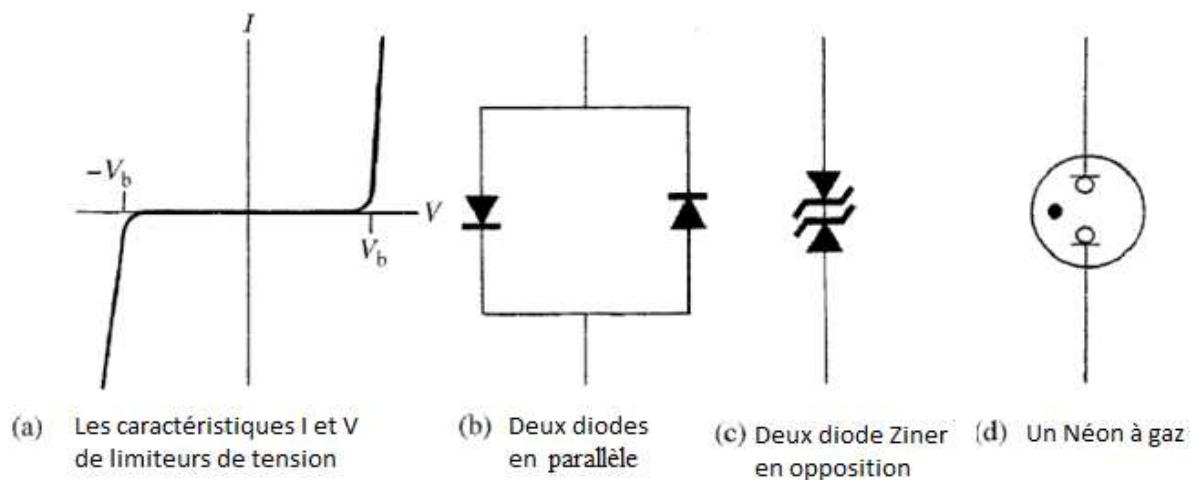


Figure I.15 : Les trois montages de limiteur de tension

### I.14.3- Circuit de sélection de dérivation

Chaque électrode connectée au patient est attachée à ce circuit, il permet à l'utilisateur soit manuellement ou par l'utilisation d'un microordinateur de choisir les dérivation qu'il veut les utiliser. Dans le mode automatique toutes les dérivation seront enregistrées pendant une durée de dix (10) S.

### I.14.4- Circuit de calibration

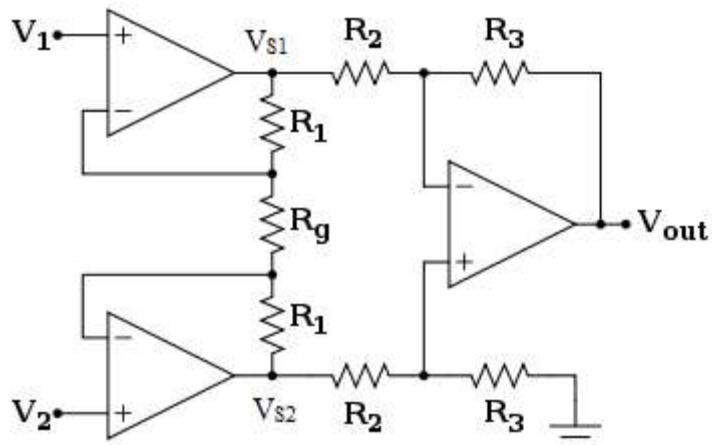
C'est un signal de 1mV injecté dans tous les canaux (les douze dérivations) pour s'avoir si notre instrument est en bon fonctionnement.

#### I.14.5- Electrode défaillante

Ce circuit consiste à détecter si une électrode est défaillante ou bien si elle est détachée, si c'est le cas une alarme se déclenche. Le principe de ce circuit repose sur la valeur de l'impédance électrode/peau. Si elle est grande donc on a un mauvais contact ou une électrode détachée.

#### I.14.6- Circuit pré-amplification

L'activité électrique du cœur est de l'ordre de quelques millivolt donc il nécessaire de l'amplifiée. L'amplificateur d'instrumentation joue ce rôle grâce aux avantages qu'il présente pour une bonne acquisition du signal ECG. La figure I.16 présente un amplificateur d'instrumentation à base de trois (3) amplificateurs opérationnels



**Figure I.16 :** Amplificateur d'instrumentation à trois étages

L'amplificateur d'instrumentation est caractérisé par :

- Une impédance d'entrée très grande égale ou supérieure à  $10 \text{ M}\Omega$
- Un taux de réjection en mode commun CMRR (Common Mode Rejection Ratio) très grand.
- Une bande de fréquence convenable au signal à amplifier
- Une résistance de sortie à faible valeur.

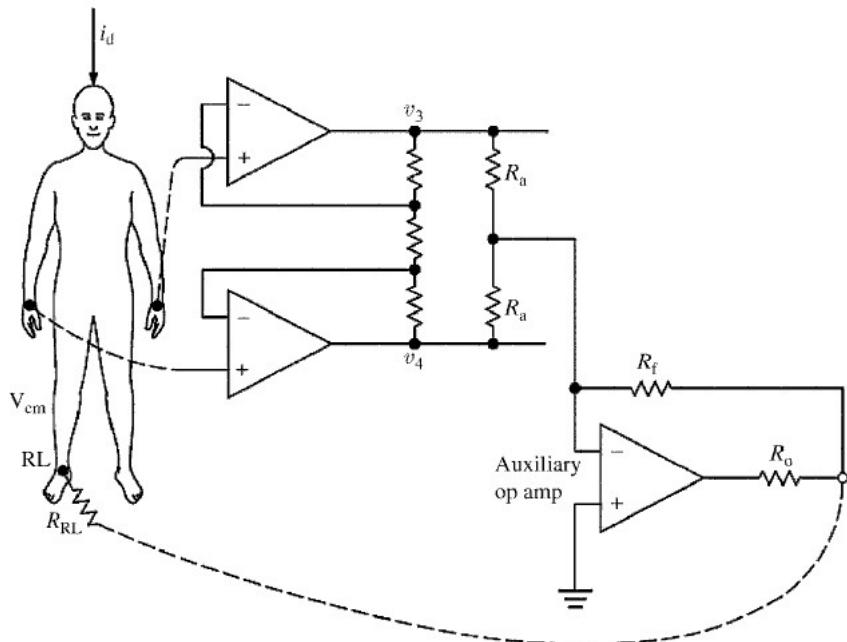
- Un gain généralement contrôlé par une seule résistance ou un potentiomètre dans la figure c'est la résistance  $R_g$ .

Le gain est donné par la relation :

$$V_{out} = \frac{R3}{R2} \left( 1 + \frac{2R1}{Rg} \right) (V2 - V1)$$

#### I.14.7- Circuit d'électrode de pied droit

Ce circuit est nommé aussi amplificateur de garde ou bien amplificateur auxiliaire, son rôle est de réduire la tension en mode commun à une faible valeur, grâce à un amplificateur auxiliaire qui amplifie la tension en mode commun (une valeur négative montage inverseur) puis elle est réinjectée par une boucle de retour liée à l'électrode pied droit. Ceci permet de réduire la tension en mode commun. Le montage est donné par la figure I-17 ci-dessous.



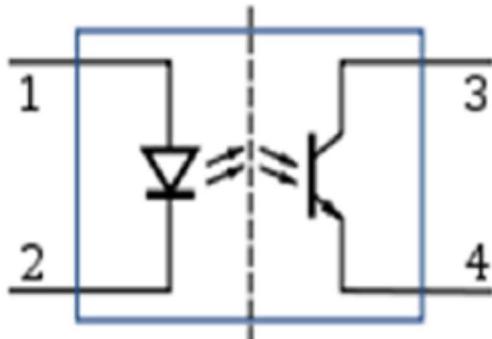
**Figure I.17 :** Circuit d'électrode de pied droit « amplificateur de garde »

#### I.14.8- Circuit d'isolation

Ce circuit est utilisé comme un moyen de protection du patient contre les courants de fuites qui peuvent apparaître durant l'enregistrement de l'ECG. De plus on peut trouver des circuits d'isolation dans le but est de protéger ou bien de réservoir l'information (ECG), parmi ces circuits on peut citer :

#### a- Isolation optique

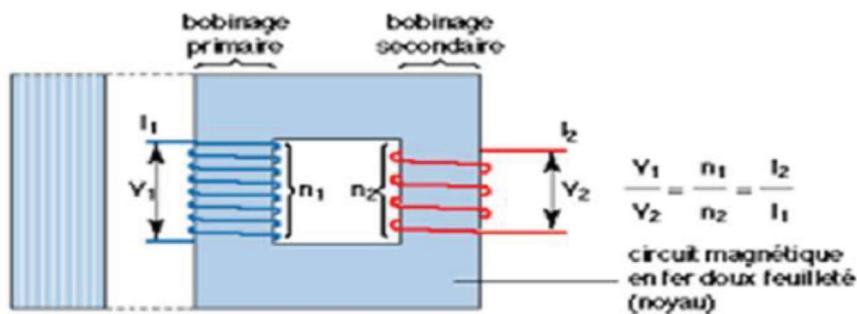
L'objectif de cette isolation c'est de transférer le signal ECG en un signal optique dans le but de le protégé, elle est réalisée par un opto-isolateur composé d'une LED luminescente (joue le rôle d'émetteur) et un photo-détecteur (le récepteur), figure I-8 suivante.



**Figure I.18 : Opto-coupleur « isolation optique »**

#### b- Isolation magnétique

Elle est réalisée grâce à l'utilisation d'un transformateur, le primaire et le ou les secondaires de transformateur n'ont aucune connexion électrique entre eux, seule l'induction électromagnétique permet au primaire d'agir sur le ou les secondaires, figure I.19.



**Figure I.19 :** Un transformateur « isolation magnétique »

#### I.14.9- Circuits de conditionnement et de mise en forme

Le but de l'utilisation de ces circuit est d'améliorer le signal afin de faciliter son interprétation par le médecin. Pour cela, on doit amplifier le signal à des valeurs bien lisible grâce à un amplificateur, de plus on doit éliminer tous types de bruit pour cela on utilise trois types de filtre

- Un filtre passe haut avec une fréquence de coupure égale à 0.01 Hz pour éliminer la composante continue.
- Un filtre passe bas avec une fréquence de coupure égale à 150 Hz pour éliminer les hautes fréquences.
- Un filtre réjecteur pour éliminer la fréquence de réseau électrique (50 Hz).

#### I.14.10- Enregistrement et stockage

Ces circuits nous permettent d'obtenir une copie hard de signal ECG, le signal est affiché sur un papier millimétrique, l'impression est faite par une tête thermique qui se chauffe selon l'intensité de signal, le papier utilisé est sensible à la chaleur. Pour chaque impression le manipulateur doit fournir les informations personnelles du patient (le nom et prénom, l'âge)

On peut aussi stocker l'ECG sur des unités de stockage (disque dur interne ou externe, carte mémoire, CD, DVD...etc.), pour réaliser cette opération il est nécessaire de convertir le signal analogique en un signal numérique cela est fait par un ADC.

**I.14- Conclusion**

L'électrocardiogramme c'est un moyen efficace pour le diagnostic du système cardiovasculaire, il représente l'activité électrique du cœur sous forme des ondes périodiques avec des amplitudes et durée bien définies. L'appareil qui nous permet d'obtenir ce signal est l'Electrocardiographe. Dans ce chapitre on a présenté le principe de fonctionnement de l'électrocardiographe étape par étape, du premier élément les électrodes au dernier élément l'affichage d'ECG sur un papier millimétrique.

# **Chapitre II :**

Outils d'acquisition et de  
traitement du signal ECG

## Chapitre II

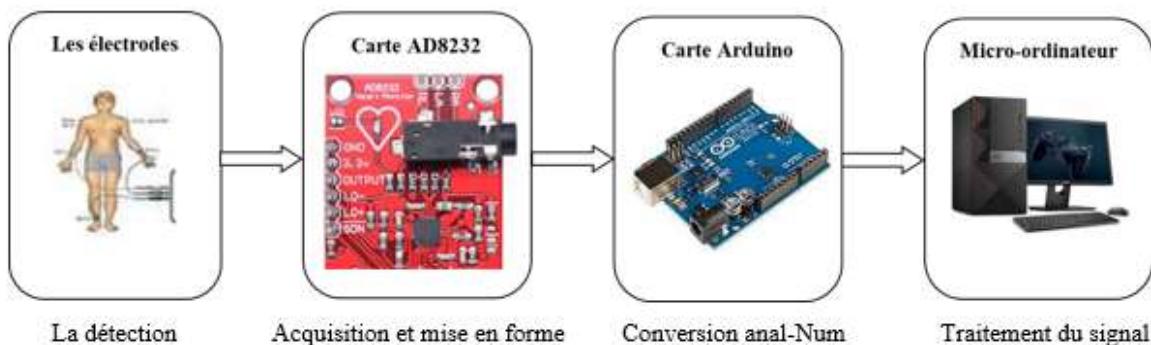
### Outils d'acquisition et de traitement du signal ECG

#### II.1 Introduction

Dans ce projet, on s'intéresse à l'acquisition du signal ECG via les biocapteurs reliés à la carte AD8232 pour la génération du signal ECG analogique. Puis le microcontrôleur Arduino s'occupe de sa conversion analogique-numérique avant son transfert au micro-ordinateur pour faire le traitement avec le logiciel Matlab et l'extraction des informations requises.

#### II.2 Schéma synoptique du projet

Le schéma synoptique de notre système est composé des biocapteurs (électrodes), La carte AD8232, la carte Arduino et un microordinateur doté du logiciel Matlab (Fig. II.1).



**Figure II. 1 :** Schéma synoptique d'acquisition et traitement du signal ECG

La première partie concernant l'acquisition du signal ECG repose sur sa détection par des biocapteurs (électrodes) bien placées sur la peau du patient dans des endroits bien définis, ensuite le signal ECG analogique généré par la carte AD8232 est convertit en un signal numérique grâce au microcontrôleur Arduino. Finalement, le signal numérique est transféré au microordinateur pour effectuer le traitement et l'analyse de ce dernier. [10]

## II.3 Présentation du matériel hard utilisé

### II.3.1 Les capteurs (Electrodes)

Pour mesurer l'activité électrique du cœur on utilise un électrocardiographe, le premier élément de cet instrument sont les capteurs dans notre cas sont les électrodes, leurs rôles est la détection de l'activité électrique ionique puis la transmettre en activité électrique mesurable. Nous avons utilisé les électrodes indiquées dans la figure suivante.

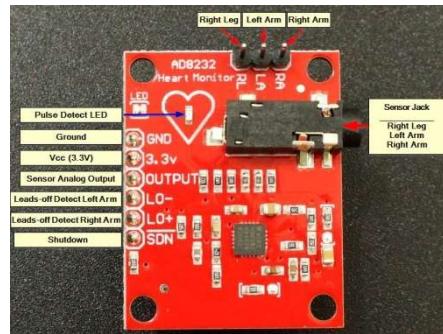


**Figure II. 2 :** Les capteurs (électrodes) de l'ECG

### II.3.2 La carte ECG AD8232

#### 1- Description

La carte ECG AD8232 joue un rôle essentiel dans le domaine médical, en particulier pour la surveillance et l'analyse des signaux ECG (électrocardiogramme) (Fig. II.3). Cette carte est compatible avec la carte Arduino, ce qui lui permet d'être utilisée comme un outil pédagogique et dans la réalisation de recherches dans le domaine biomédical. Cependant, elle n'est pas fiable à 100 % pour son utilisation comme moyen de diagnostic. [11]



**Figure II. 3 : Module AD8232 capteur d'acquisition du signal ECG**

## 2- L'acquisition du signal ECG grâce à la carte AD8232

### A- Déroulement de l'examen

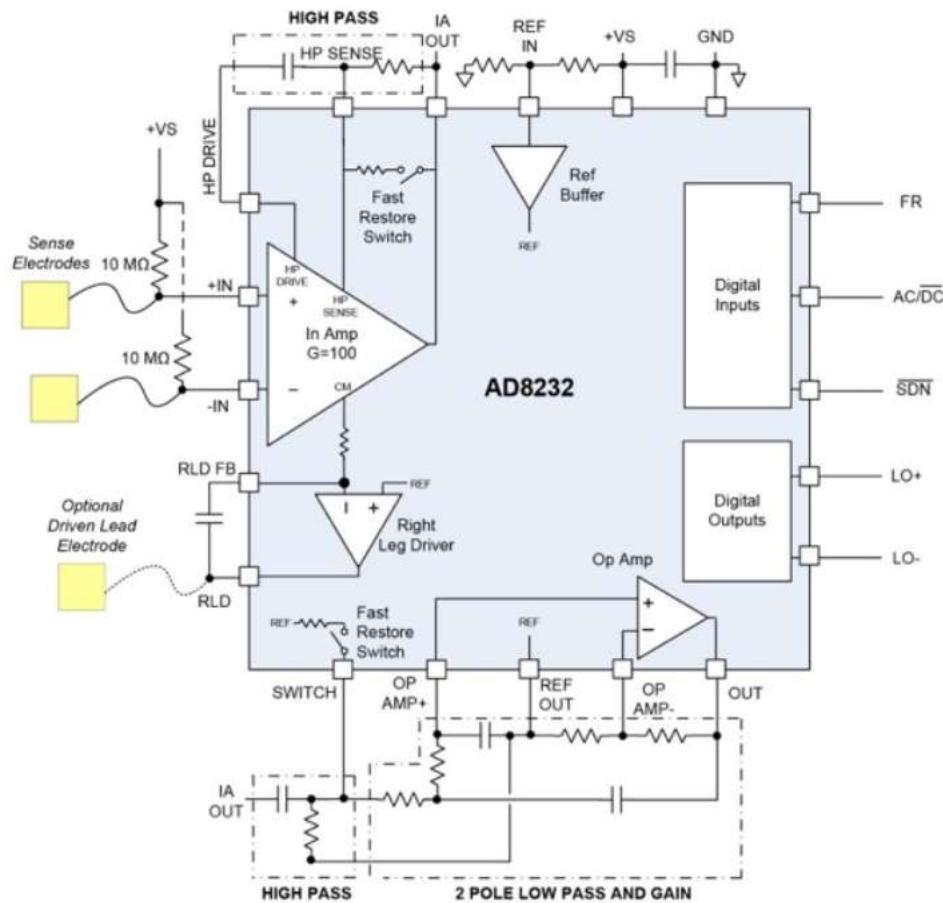
Le capteur de l'ECG est intégré à la carte AD8232, il est nécessaire d'utiliser trois électrodes, comme illustré dans la figure ci-dessous. Afin d'obtenir un bon signal, il est nécessaire de respecter les conditions suivantes :

- Appliquer un peu de gel sur les électrodes afin de garantir une conduction électrique optimale. [12]
- Il est important que le sujet reste calme pendant la réalisation de cet examen (il faut éviter le signal EMG). [13]
- Il est important que le sujet ne porte pas de métaux (ceinture, pièces métalliques... etc.).[14]
- Il est nécessaire de s'éloigner des outils tels que le téléphone portable et la télévision afin d'éviter toute forme de champ. [15]



**Figure II.4 :** Emplacements des électrodes ECG de la carte AD8232 sur le patient

Le capteur AD8232 permettant l'acquisition du signal ECG dispose des broches telles que les broches SDN, LO+, LO-, OUTPUT, 3.3 V et GND. De plus, cette carte comprend des broches telles que les broches du bras droit (RA), du bras gauche (LA) et de la jambe droite (RL) pour connecter des capteurs personnalisés.[16] Un indicateur DEL dans cette carte clignote à la fréquence du rythme cardiaque du patient.



**Figure II. 5 :** Détails du circuit intégré sur le module AD8232 (Devices, 2020)

Le module AD8232 est un circuit pour le conditionnement du signal des bio-potentiels cardiaques pour la surveillance du rythme cardiaque. Il se compose d'un amplificateur d'instrumentation spécialisé (In Amp), d'un amplificateur opérationnel (Op Amp), d'un amplificateur de commande de jambe droite (Right Leg Driver) et d'un tampon de référence d'alimentation moyenne (Ref Buffer). En outre, le module AD8232 comprend un circuit de détection de l'absence de fils et un circuit automatique rapide de restauration qui rétablit le signal peu après la reconnexion des fils. Le module AD8232 contient un amplificateur d'instrumentation spécialisé qui amplifie le signal ECG tout en rejetant le potentiel induit de l'électrode sur le même étage. Ceci est possible grâce à une architecture de retour de courant indirect, qui réduit la taille et la puissance par rapport aux implantations traditionnelles.

### B- La pré-amplification du signal ECG

Après la détection de signal ECG par les électrodes, il sera mis en forme grâce à la carte AD8232, cette carte permet à son utilisateur de faire :

- Une pré-amplification de signal ECG (Amplificateur d'instrumentation).
- La mise en forme de signal capté.

### C- La mise en forme du signal ECG

Après la pré-amplification, le signal ECG sera mis en forme grâce à un ensemble de circuits. La carte AD8232 est équipée de trois (3) circuits de mise en forme qu'on peut les citer :

- Un filtre intégrateur (circuit de compensation automatique de zéro).
- Circuit d'amplification et de filtrage.
- Un amplificateur suiveur.
- Un filtre passe bas passif de 2<sup>ème</sup> ordre.

#### 1. Le filtre intégrateur (circuit de compensation automatique de zéro)

Le signal ECG obtenu à la sortie de l'amplificateur d'instrumentation va être intégrer grâce un circuit intégrateur Fig. II.6. Ce circuit joue le rôle d'un filtre passe bas . De plus il sert à éliminer les perturbations de la ligne de base dans la réponse de notre signal ECG et à accélérer le régime permanent avec une constante de temps  $\tau = R_2 \cdot C_3$  c'est-à-dire une compensation automatique de zéro.

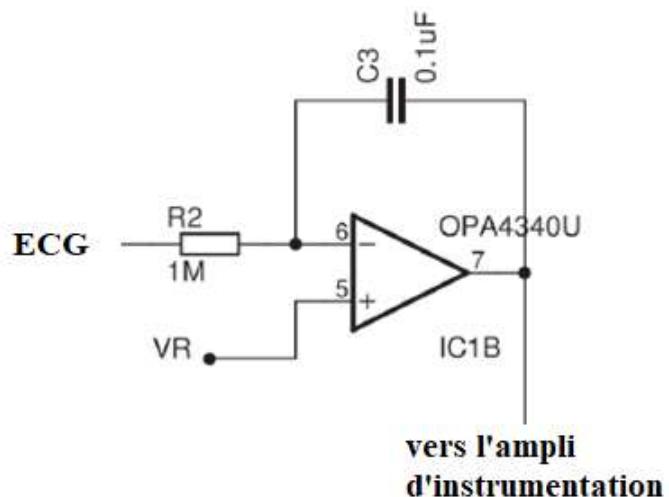
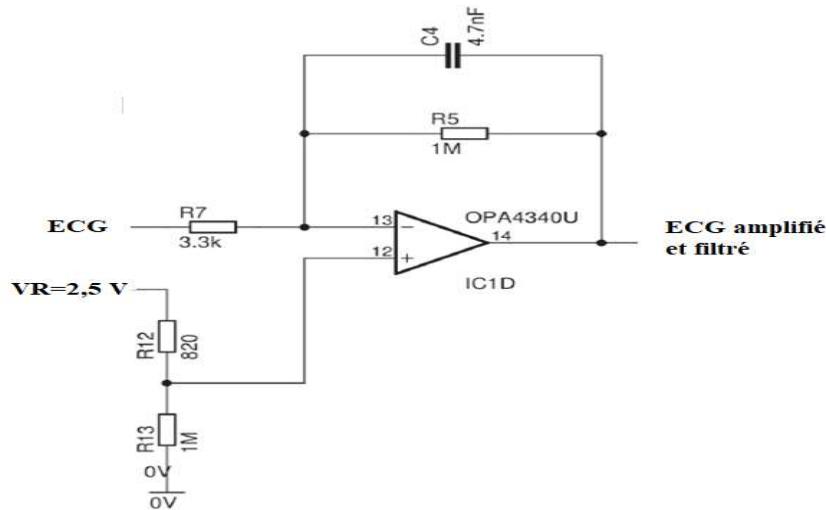


Figure II.6 : Filtre intégrateur

#### 2. Circuit d'amplification et de filtrage

Le signal ECG obtenu à la sortie de l'amplificateur d'instrumentation reste à faible amplitude (l'amplificateur d'instrumentation a un gain faible égale à 5), le montage illustré en dessous assure une bonne amplification avec un gain  $G = R_5/R_7 = 303$

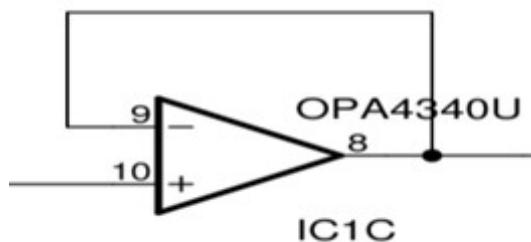
De plus ce circuit représente un filtre passe bas actif avec une fréquence de coupure égale à  $F_c = \frac{1}{2\pi \cdot R_5 \cdot C_4}$ . Par application numérique on obtient  $F_c = 34,5$  Hz. De plus la borne positive de l'amplificateur va ajouter une valeur positive à notre signal c'est-à-dire un décalage positif pour assurer une valeur positive au niveau de l'entrée A0 de module Arduino.



**Figure II.7 :** Circuit d'amplification et de filtrage

### 3. L'amplificateur suiveur

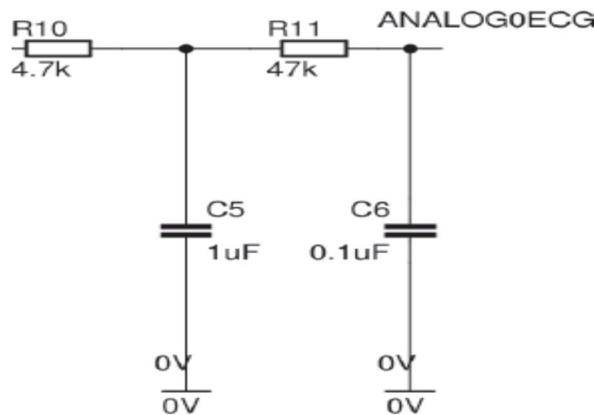
Ce montage est utilisé pour assurer une adaptation d'impédance et pour fournir un gain suffisant en courant au reste du circuit.



**Figure II.8 :** amplificateur suiveur

### 4. Circuit de filtrage

Le signal ECG filtré sera filtré à nouveau par un filtre passif du 2<sup>eme</sup> ordre avec une fréquence de coupure  $F_c = \frac{1}{2\pi \cdot R_{10} \cdot C_5} = 34,5$  Hz.



**Figure II.9 :** Filtre passe bas passif du 2<sup>ème</sup> ordre

### II.3.3 La carte Arduino Uno

#### II.3.3.1 Description

La carte Arduino UNO est un microcontrôleur ATmega328 programmable permettant de faire fonctionner des composants (moteur, LED...etc.). Elle possède des ports permettant par exemple de se connecter à un ordinateur ou de s'alimenter (Fig. II.10).

La carte Arduino est une carte électronique de prototypage open source, elle permet à son utilisateur de créer et de gérer des projets électroniques d'une manière facile et rapide. Cette carte est équipée d'un ensemble de composants qui facilitent l'interaction avec son environnement, le cœur de cette carte est le microcontrôleur, on parle de l'Atmega328p qui permet à cette carte d'effectuer des fonctions complexes via des programmes simples. Ces programmes sont téléchargés par le biais d'un micro-ordinateur à travers d'un câble USB. De plus on peut connecter d'autre carte d'interface dite Shield grâce à une rangée de connecteurs qui se trouve à la périphérie de la carte Arduino.

On peut utiliser le module Arduino dans plusieurs champs d'application tels que l'automatique, l'électronique embarqué, la robotique, informatique, le domaine médical...etc. [17]



**Figure II.10 : Carte Arduino Uno**

### II.3.3.2 Les différentes cartes Arduino

Il existe de nombreuses versions de cartes Arduino. La relation entre les différents types d'Arduino est liée à la diversité des besoins et des domaines d'applications.

1. **Arduino Uno** : Le modèle Uno est l'un des plus couramment utilisés et offre une bonne polyvalence pour de nombreux projets de surveillance médicale de base. Il est capable de surveiller des signaux physiologiques tels que l'ECG, la fréquence cardiaque, la température corporelle, etc. Son faible coût en fait une option attrayante pour les projets pilotes ou éducatifs.
2. **Arduino Nano** : Le Nano est une version compacte de l'Arduino Uno, idéale pour les dispositifs portables et les applications où l'espace est limité. Il peut être intégré dans des dispositifs de surveillance médicale discrets tels que des bracelets de fitness, des moniteurs de sommeil ou des dispositifs de surveillance à domicile.
3. **Arduino Mega** : Le Mega offre une plus grande quantité de broches d'E/S et de mémoire, ce qui le rend adapté aux projets de surveillance médicale nécessitant une connectivité étendue ou une manipulation de données plus complexe. Il peut être utilisé pour des systèmes de surveillance à domicile plus avancés ou des dispositifs de diagnostic portable.

4. **Arduino Due** : Le modèle Due est basé sur un processeur ARM 32 bits plus puissant, offrant des performances supérieures pour le traitement en temps réel et les algorithmes de traitement de signal plus complexes. Il convient à des applications de surveillance médicale avancées telles que l'analyse en temps réel des données physiologiques et la détection précoce des anomalies.
5. **Arduino avec connectivité sans fil (Wi-Fi, Bluetooth)** : Les modèles d'Arduino dotés de connectivité sans fil peuvent être utilisés pour transmettre les données de surveillance médicale à des appareils mobiles ou à des plateformes Cloud pour un suivi à distance. Cela ouvre la voie à des applications de télémédecine et de surveillance à domicile plus avancées et plus accessibles.

Dans ce projet de fin d'étude, on a utilisé une carte Arduino Uno comme convertisseur analogique numérique du signal physiologique ECG. Arduino Uno est un choix populaire pour de nombreux projets dans divers domaines, y compris la santé, en raison de sa simplicité d'utilisation, de sa polyvalence et de son accessibilité économique. D'autres aspects importants favorisent concernant l'utilisation d'Arduino Uno tels que :

1. **Facilité de Prototypage** : Arduino Uno offre une plateforme conviviale pour prototyper rapidement des dispositifs de surveillance médicale. Son environnement de développement intégré (IDE) simple et ses nombreuses ressources en ligne facilitent sa programmation.
2. **Compatibilité avec les Capteurs** : Arduino Uno peut être facilement connecté à une grande variété de capteurs médicaux pour mesurer des paramètres physiologiques tels que la fréquence cardiaque, la température corporelle, la saturation en oxygène, etc. Cette capacité à interagir avec des capteurs facilite la collecte de données pour la surveillance médicale.
3. **Flexibilité dans les Applications** : Que ce soit pour surveiller les signes vitaux des patients à domicile, développer des dispositifs de suivi de la condition physique ou créer des prototypes de dispositifs médicaux, Arduino Uno offre une flexibilité pour s'adapter à diverses applications de surveillance médicale.
4. **Évolutivité et Personnalisation** : Bien que l'Arduino Uno soit souvent utilisé pour les prototypes et les projets de petite à moyenne taille, il peut également être étendu et personnalisé en fonction des besoins spécifiques du projet. Cela permet aux ingénieurs biomédicaux de développer des solutions sur mesure pour répondre aux exigences de surveillance médicale spécifiques.

**5. Intégration de la Connectivité :** En ajoutant des modules de connectivité comme le Wi-Fi ou le Bluetooth, Arduino Uno peut être intégré à des systèmes de télémédecine pour permettre le suivi à distance des patients ou le partage des données de santé avec les professionnels de la santé.

### II.3.3.3 Partie physique de la carte Arduino UNO

Dans cette partie nous allons présenter les différents éléments constituant cette carte (figure II.11).

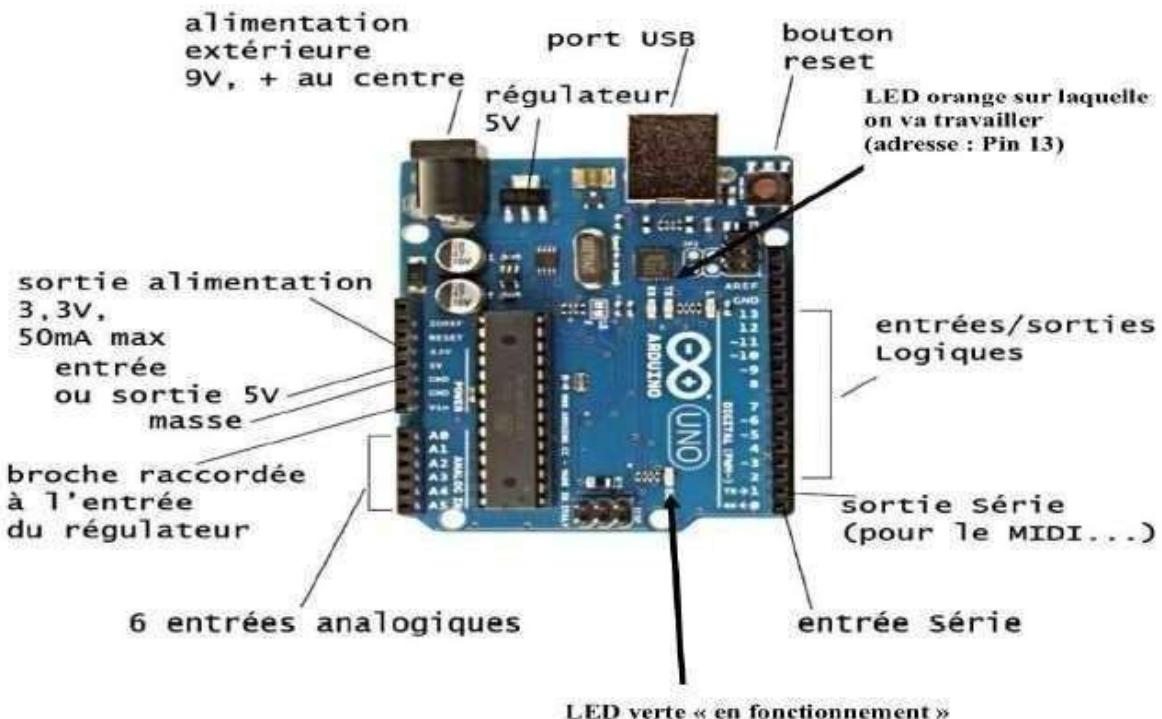
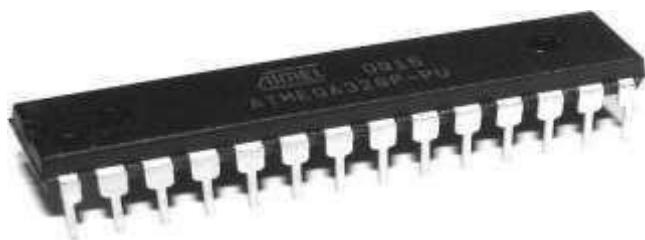


Figure II.11: Les différentes parties de la carte Arduino UNO

## 1. Dimension et organisation

Cette carte mesure environ 52 mm sur 65 mm, elle est équipée d'un microcontrôleur Atmel ATmega328 (Fig. II.12). De plus elle est équipée de deux rangées de connecteurs situées de part et d'autre de la carte, permettent sa connexion au monde extérieur par l'utilisation des shields, cette connexion est faite directement sans recours à la soudure ou à l'utilisation des fils de connexion.



**Figure II.10 :** Microcontrôleur Atmel ATmega328

## 2. Alimentation

L'alimentation de fonctionnement du microcontrôleur (Vin) est fournie soit par la prise USB dans le cas où la carte Arduino est liée à un ordinateur, ou bien elle est fournie par un bloc extérieur via le jack standard présent sur la carte Arduino.

La carte Arduino peut alimenter l'extérieur par des tensions stabilisées de valeurs 5 volts ou 3.3 volts, la stabilisation de ces tension est assurée par des régulateurs implantés dans la carte. Ces tension peuvent alimenter des montages à faible consommation de courant environ 50 mA pour la sortie 3.3 volts.

## 3. Les mémoires

Le microcontrôleur ATmega utilise trois types de mémoires :

- **La mémoire Flash :** elle est de 32 kilo-octets de capacité, elle se programme électriquement de manière transparente lorsque l'Arduino est utilisé avec son logiciel de développement à travers le câble USB. Elle contient le programme qu'on veut l'exécuter, une fois cette mémoire est programmée elle conserve le contenu de ce programme même dans le cas où la carte est débranchée ou n'est pas alimentée.
- **La mémoire vive (RAM) :** elle est de 2 kilo-octets de capacité, elle est utilisée pour les variables employées dans les programmes, aussi pour stocker les résultats temporaires lors de calcul, elle est caractérisée par le pouvoir d'écriture et de lecture sur elle dans n'importe quel instant par le microcontrôleur, elle est dite oubliante car son contenu est effacé dès qu'elle est débranchée de l'alimentation.
- **La mémoire EEPROM:** elle est de 1 kilo-octet de capacité, c'est une mémoire programmable et effaçable électriquement, elle permet au microcontrôleur à tout instant de lire, d'écrire ou même d'effacer son contenu avec plus de facilité par rapport à la

mémoire Flash. Son contenu est conservé même lorsqu'elle n'est plus alimentée.

#### **4. Reset**

Toutes les cartes Arduino sont équipées d'un bouton poussoir dit Reset manuel, un appui sur lui permet à l'utilisateur de relancer l'exécution d'un programme soit parce qu'il s'est planté ou bien de le refaire à partir de son début.

Il existe deux autres sources de Reset, la première est un Reset automatique permet le démarrage automatique du programme contenu en mémoire du microcontrôleur dès la mise sous tension de la carte, la deuxième source de Reset est provoquée directement à l'aide de logiciel de programmation l'utilisateur lance le programme vers le microcontrôleur sans besoin d'appui sur le bouton poussoir de Reset.

#### **5. Les Entrées / Sorties**

Les Entrées / Sorties présentent le moyen à travers lequel le microcontrôleur communique avec le monde extérieur ou bien avec les Shiels. L'Arduino Uno possède deux type entrées / Sorties :

- **Entrées / Sorties numériques**

La carte Arduino Uno contient quatorze lignes (broches) d'Entrées / Sorties, elles peuvent être utilisées soit en Entrée numérique ou en Sortie numérique, elles sont repérées par les chiffres 0 à 13, leur fonctionnement est sous le contrôle du programme exécuté par le microcontrôleur, elles peuvent changer de l'état de manière dynamique, ces entrées / sorties admettent et délivrent des signaux logiques compatibles TTL compris entre 0 et 5 volts.

Ces lignes (broches) partagent leur rôle avec certaines interfaces spécialisées contenues dans le microcontrôleur, c'est-à-dire elles peuvent être utilisées comme des Entrées / sorties numériques ou bien elles peuvent être utilisées comme suit :

- ✓ L'environnement de développement est disponible gratuitement (open source) pour les ordinateurs fonctionnant sous Linux, Windows et Mac OSX. Il contient un éditeur de texte pour écrire les codes de programme, une zone de message, une console de texte, une barre d'outils avec des boutons pour les fonctions communes et une série de menus voir la figure II.13.
- ✓ Les lignes 2 et 3 utilisées comme des entrées d'interruptions externes.

- ✓ Les lignes 3, 5, 6, 9, 10 et 11 utilisées comme des sorties PWM (Pulse Width Modulation en français modulation par largeur d'impulsion).
- ✓ Quatre entrées / sorties d'interface avec le bus série normalisé de type SPI : SS sur la ligne 10, MOSI sur la ligne 11, MISO sur la ligne 12 et SCK sur la ligne 13.

- **Entrées analogiques**

La carte Arduino Uno dispose six entrées analogiques, repérées A0 à A5, ces entrées peuvent admettre une tension analogique comprise entre 0 et 5 volts ces entrées sont gérées par un convertisseur Analogique / Numérique de dix (10) bits de résolution c'est-à-dire la sortie varie entre 0 et 1023.

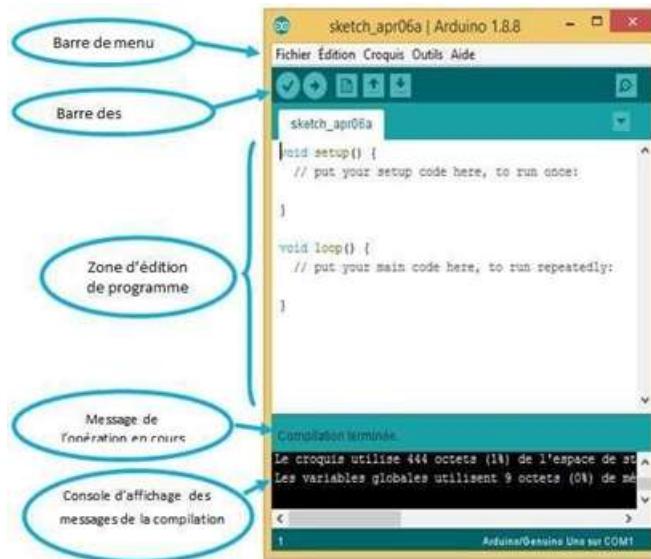
#### II.3.3.4 Partie logiciel de l'Arduino

L'Arduino est une carte à base d'un microcontrôleur donc il est possible de la programmer par le langage machine des microcontrôleurs de famille AVR. Mais les fondateurs du projet Arduino et dans le but d'avoir un maximum d'utilisateurs de leur produit, ils ont développé un langage de programmation et un environnement de développement propre à ce produit appelé l'IDE Arduino (Integrated Development Environment) qui est un environnement de développement intégré spécialement conçu pour programmer et interagir avec les microcontrôleurs Arduino. Voici une description plus détaillée de l'IDE Arduino :

##### 1. L'environnement de développement de L'Arduino

Cet environnement de développement est disponible gratuitement (open source) pour les ordinateurs fonctionnant sous Linux, Windows et Mac OSX. Il contient un éditeur de texte pour écrire les codes de programme, une zone de message, une console de texte, une barre d'outils avec des boutons pour les fonctions communes et une série de menus (Fig. II.13). Son utilisation nécessite de simples manipulations, il suffit d'écrire le programme dans la zone d'édition de programme, puis un simple clic sur l'icône appropriée de la barre d'outils pour l'envoyer à la mémoire du microcontrôleur pour être exécuter par ce dernier (Figure II.13).

Elles sont présentées par une barre de boutons situé en haut de la fenêtre de travail de l'environnement, ces boutons assurent 90% des besoins lors de l'écriture et du test d'un programme, on peut décrire leurs fonctions [18] par le tableau II.1 suivant :



**Figure II.11 :** Les principales fonctions dans l'environnement Arduino

**Tableau II. 1:** Les principales fonctions dans l'environnement IDE (Barre des boutons).

Bouton	Fonction
	<b>Vérifier</b> : compile le sketch (programme) c'est à dire vérifier sa syntaxe
	<b>Téléverser</b> : compile le programme et le télécharger en mémoire de l'Arduino.
	<b>Nouveau</b> : ouvre une fenêtre vierge pour écrire un nouveau programme.
	<b>Ouvrir</b> : ouvre la liste de tous les sketches contenus dans votre <u>sketchbook</u> .
	<b>Enregistrer</b> : sauvegarde le sketch en cours d'édition.
	<b>Moniteur Série</b> : ouvre l'écran du moniteur série intégré à l'environnement

## 2. Structure d'un programme

Un programme destiné à l'Arduino est composé par deux fonctions principales :

### La fonction setup

Elle contient les instructions d'initialisation de certaines ressources de la carte Arduino à titre d'exemple la déclaration des entrées sorties, la vitesse de fonctionnement du port série ...etc. la fonction setup s'exécute seulement une fois juste après le lancement de programme. Elle s'écrit de la façon suivante :

```
Void setup ()  
{  
// put your setup code here, to run once:  
}
```

### La fonction loop

Elle contient les instructions qui seront indéfiniment répétées tant que l'Arduino est sous tension. Elle s'écrit de cette façon :

```
void loop() {  
// put your main code here, to run repeatedly :
```

Dans un programme on peut trouver aussi une troisième partie, elle ne contient pas des instructions exécutable mais elle s'agit d'une zone de définition de constantes par l'utilisation des directives **define** et **const**, elle contient aussi l'inclusion de bibliothèques utilisées par ce programme. Cette partie est située au début du programme avant la fonction setup.

## II.4 Matériel soft utilisé

### II.4.1 Le logiciel Matlab

Matlab est une abréviation de Matrix LABoratory, écrit à l'origine, en Fortran, par C. Moler. Matlab était destiné à faciliter l'accès au logiciel matriciel développé dans les projets LINPACK et EISPACK. La version actuelle, écrite en C par the MathWorks Inc., existe en version professionnelle et en version étudiant. Sa disponibilité est assurée sur plusieurs plateformes : Sun, Bull, HP, IBM, compatibles PC (DOS, Unix ou Windows), Macintosh, iMac

et plusieurs machines parallèles. Matlab est un environnement puissant, complet et facile à utiliser destiné au calcul scientifique. Il apporte aux ingénieurs, chercheurs et à tout scientifique un système interactif intégrant calcul numérique et visualisation. C'est un environnement performant, ouvert et programmable qui permet de remarquables gains de productivité et de créativité. Matlab est un environnement complet, ouvert et extensible pour le calcul et la visualisation. Il dispose de plusieurs centaines (voire milliers, selon les versions et les modules optionnels autour du noyau Matlab) de fonctions mathématiques, scientifiques et techniques. L'approche matricielle de Matlab permet de traiter les données sans aucune limitation de taille et de réaliser des calculs numérique et symbolique de façon fiable et rapide. Grâce aux fonctions graphiques de Matlab, il devient très facile de modifier interactivement les différents paramètres des graphiques pour les adapter selon nos souhaits. L'approche ouverte de Matlab permet de construire un outil sur mesure. On peut inspecter le code source et les algorithmes des bibliothèques de fonctions (Toolboxes), modifier des fonctions existantes et ajouter d'autres. Matlab possède son propre langage, intuitif et naturel qui permet des gains de temps de CPU spectaculaires par rapport à des langages comme le C, le TurboPascal et le Fortran. Avec Matlab, on peut faire des liaisons de façon dynamique, à des programmes C ou Fortran, échanger des données avec d'autres applications (via la DDEDynamic Data Exchange : Matlab serveur ou client) ou utiliser Matlab comme moteur d'analyse et de visualisation. Matlab comprend aussi un ensemble d'outils spécifiques à des domaines, appelés Toolboxes (ou Boîtes à Outils). Indispensables à la plupart des utilisateurs, les Boîtes à Outils sont des collections de fonctions qui étendent l'environnement Matlab pour résoudre des catégories spécifiques de problèmes.

Matlab permet le travail interactif soit en mode commande, soit en mode programmation ; tout en ayant toujours la possibilité de faire des visualisations graphiques. Considéré comme l'un des meilleurs langages de programmation, Matlab possède les particularités suivantes par rapport à ces langages :

- La programmation facile,
- La continuité parmi les valeurs entières, réelles et complexes,
- La gamme étendue des nombres et leur précision,
- La bibliothèque mathématique très compréhensive,
- L'outil graphique qui inclut les fonctions d'interface graphique et les utilitaires,
- La possibilité de liaison avec les autres langages classiques de programmation (C ou Fortran).

La bibliothèque des fonctions mathématiques dans Matlab donne des analyses mathématiques très simples. En effet, l'utilisateur peut exécuter dans le mode commande n'importe quelle fonction mathématique se trouvant dans la bibliothèque sans avoir à recourir à la programmation. Pour l'interface graphique, des représentations scientifiques et même artistiques des objets peuvent être créées sur l'écran en utilisant les expressions mathématiques. Les graphiques sur Matlab sont simples et attirent l'attention des utilisateurs, vu les possibilités importantes offertes par ce logiciel. Matlab n'est pas le seul environnement de calcul scientifique, il existe d'autres concurrents dont les plus importants sont Maple et Mathematica. Il existe même des logiciels libres qui sont des clones de Matlab comme Scilab et Octave.[19]

#### II.4.2 L'environnement Matlab

Matlab affiche au démarrage plusieurs fenêtres. Selon la version, on peut trouver les fenêtres suivantes :

- Current Folder : indique le répertoire courant ainsi que les fichiers existants.
- Workspace : indique toutes les variables existantes avec leurs types et valeurs.
- Command History : garde la trace de toutes les commandes entrées par l'utilisateur.
- Command Window : utilisée pour formuler nos expressions et interagir avec Matlab. C'est la fenêtre que nous utilisons tout au long de ce chapitre.

Matlab est beaucoup plus qu'un langage de programmation. Il s'agit d'une console d'exécution (shell) permettant d'exécuter des fonctions, d'attribuer des valeurs à des variables, etc. La console Matlab permet d'effectuer des opérations mathématiques, de manipuler des matrices et de tracer facilement des graphiques. Le langage Matlab n'est pas un langage compilé, à chaque appel d'un SCRIPT (ou d'une FUNCTION), le logiciel lit et exécute les programmes ligne par ligne. [20]

Dans ce travail, nous allons utiliser l'environnement Matlab pour la mise en forme et le traitement du signal ECG pour l'extraction de la fréquence cardiaque du patient de ce signal.

# **Chapitre III :**

## Réalisation et Traitement

## Numérique du Signal ECG

## Chapitre III

### Réalisation et Traitement Numérique du Signal ECG

#### III.1 Introduction

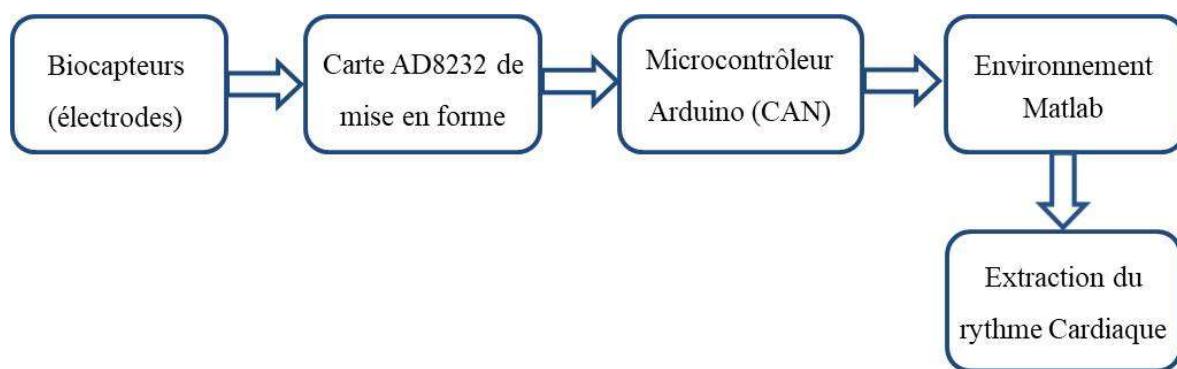
Dans ce projet de fin d'étude, on a essayé d'optimiser les paramètres du traitement numérique du signal ECG d'un patient pour l'extraction de sa fréquence cardiaque et de déterminer si le rythme cardiaque de ce sujet est normal, en tachycardie, ou en bradycardie.

La première étape de cette étude consiste à faire la détection et l'acquisition du signal ECG via les biocapteurs (électrodes) judicieusement placés sur la peau du patient à des endroits spécifiques. Ensuite, le signal capté et mis en forme grâce à la carte AD8232 et la carte Arduino va subir un traitement numérique avec optimisation des paramètres pour l'extraction de la fréquence cardiaque et la détermination du rythme cardiaque.

#### III.2 Schéma synoptique d'acquisition et de traitement numérique du signal ECG

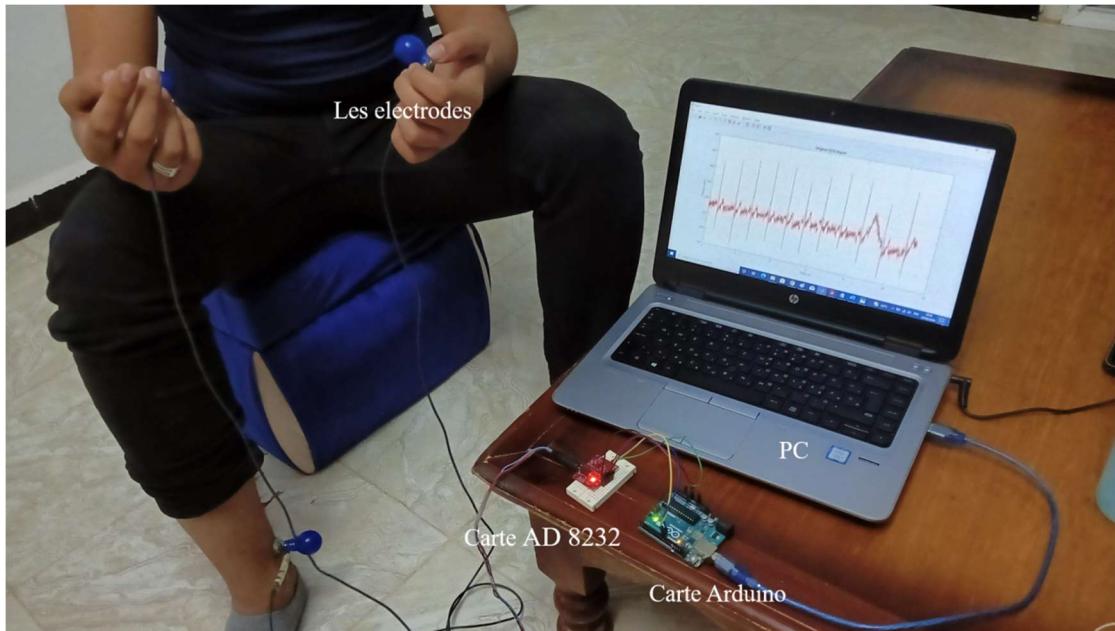
Le schéma synoptique de notre réalisation et traitement (Fig.III.1) comporte le matériel suivant:

- Biocapteurs (électrodes)
- Carte AD8232 de mise en forme du signal ECG
- Microcontrôleur Arduino pour la CAN
- PC avec un environnement matlab pour le traitement et l'extraction du rythme cardiaque.



**Figure III. 1 :** Schéma synoptique d'acquisition et de traitement numérique du signal ECG

La figure III.2 ci-dessous représente une photo du schéma de réalisation utilisé pour cette étude.



**Figure III. 2 :** Photo du schéma de réalisation

### III.2.1 Acquisition du signal ECG

L’acquisition du signal ECG est effectuée de différentes étapes ayant pour but de convertir le signal ECG analogique en un signal numérique pour un traitement ultérieur adéquat.

#### III.2.1.1 Biocapteurs du signal ECG

Les biocapteurs du potentiel électrique cardiaque sont des électrodes déposés directement sur la peau du patient et qui sont liés au moniteur cardiaque AD8232 (Fig. III.3)

Pour assurer une bonne conductivité électrique entre la peau et l’électrode biocapteur, une quantité d’un gel électrolytique est déposée sur la peau en dessous de l’électrode. La plaque d’argent du biocapteur est également couverte d’une couche de chlorure d’argent.

Ces électrodes sont caractérisées par :

- Une aptitude à capter les signaux de faibles amplitudes (de 0,05 mV à 10 mV).
- Une impédance d’entrée très élevée.

- Un courant d'entrée très faible inférieur à 1 mA.

Pour réduire les artefacts de mouvement, il est souhaitable que le patient reste immobile pendant le déroulement de la mesure ce qui favorisera l'obtention d'une forme d'onde ECG sans distorsion.



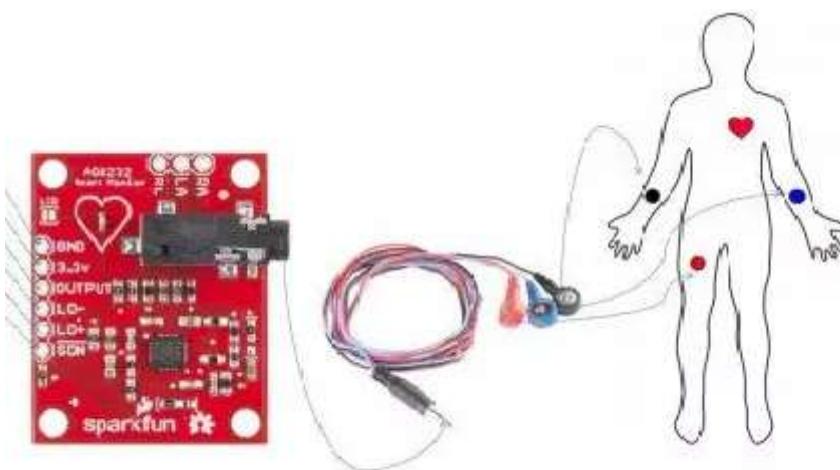
**Figure III. 3 :** Biocapteurs et fils de connexion de la carte ECG AD8232

Pendant le branchement des biocapteurs au corps du patient, on doit respecter l'emplacement de chaque fil comme indiqué sur le tableau III.1 ci-dessous.

**Tableau III.1:** Emplacement des biocapteurs sur le corps humain

Couleur du câble	Signal
Fils Rouge RA	Bras droit
Fils Jaune LA	Bras Gauche
Fils Vert RL	Jambe droite

L'emplacement des biocapteurs sur le corps humain est illustré sur la figure III.4 ci-dessous.



**Figure III. 4 :** Emplacement des électrodes sur le corps

### III.2.1.2 La carte ECG AD8232

Le potentiel électrique du cœur détecté par les biocapteurs est transmis à la carte ECG AD8232. Cette carte comporte des amplificateurs opérationnels, des amplificateurs d'instrumentation et des filtres pour amplifier, filtrer et mettre en forme le faible potentiel électrique issu des biocapteurs. Elle assure ainsi les opérations principales suivantes :

- 1- Pré-amplification : Le signal issu des électrodes étant de faible amplitude, un amplificateur est nécessaire afin de le rendre exploitable.
- 2- Pré-filtrage : Permet d'éliminer les bruits de haute et de basse fréquence et garder le signal utile.

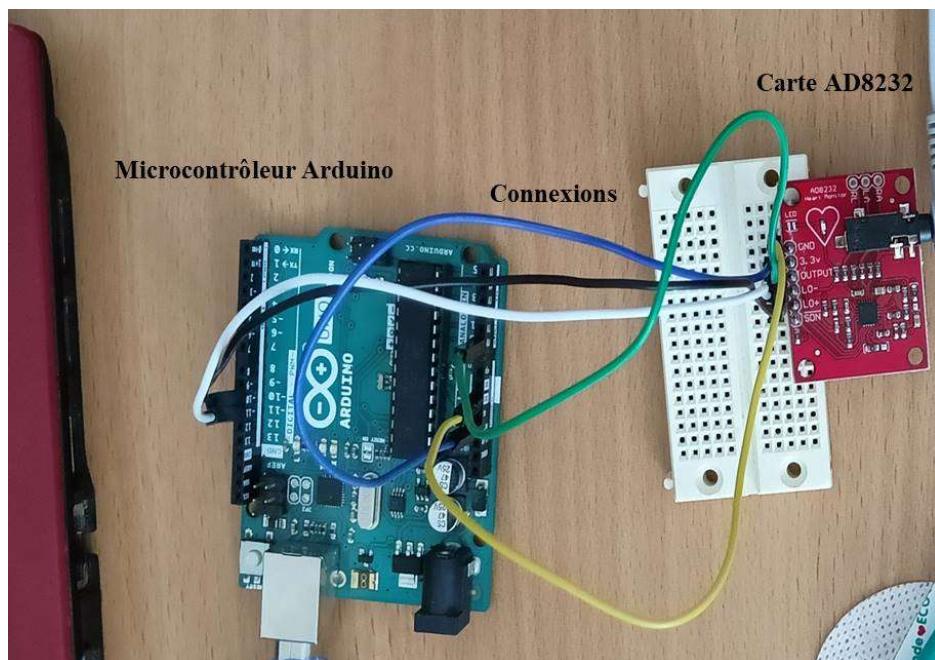
### III.2.1.2 Le microcontrôleur Arduino Uno

L'onde du signal ECG issu de la carte AD8232 est envoyée directement vers le microcontrôleur Atmega 328 de la carte Arduino selon les connexions indiquées dans le tableau III.2 ci-dessous.

**Tableau III. 2 :** Connexions de la carte l'AD8232 microcontrôleur Arduino UNO

Nom de la broche	Connexion ARDUINO
GND	GND
3,3V	3,3V
Output	A0
LO-	11
LO+	10

La figure III. 5 ci-dessous représente une photo démontrant la connexion de la carte AD8232 au microcontrôleur Arduino de cette réalisation.

**Figure III. 5 :** Connexion de la carte AD8232 au microcontrôleur Arduino

### Remarque

- Étant donné que la carte Arduino fonctionne avec le port USB d'un ordinateur portable, il est essentiel de déconnecter son alimentation afin de diminuer le bruit du secteur.
- Les composants ont été sélectionnés en fonction de divers critères, tels que le prix et la disponibilité.

Le microprocesseur ATmega 328 dans Arduino se charge des opérations de numérisation et de stockage du signal ECG analogique issu de la carte ECG AD8232.

### III.3 Lecture et visualisation du signal ECG

Après l'acquisition du signal ECG, il peut être visualisé de deux manières :

#### III.3.1 Visualisation à partir du port série de l'Arduino

On peut visualiser le signal ECG en connectant le port série de l'Arduino au port USB de du PC. Le signal ECG reçu par l'arduino peut ainsi être visualisé sur l'écran de l'ordinateur en utilisant l'environnement IDE de l'Arduino. L'organigramme du programme permettant la lecture et la visualisation du signal ECG à partir du port série du microcontrôleur Arduino est donné à la figure III.6). Cet organigramme est structuré comme suite :

**1.** Démarrage du programme :

**2.** Initialisation :

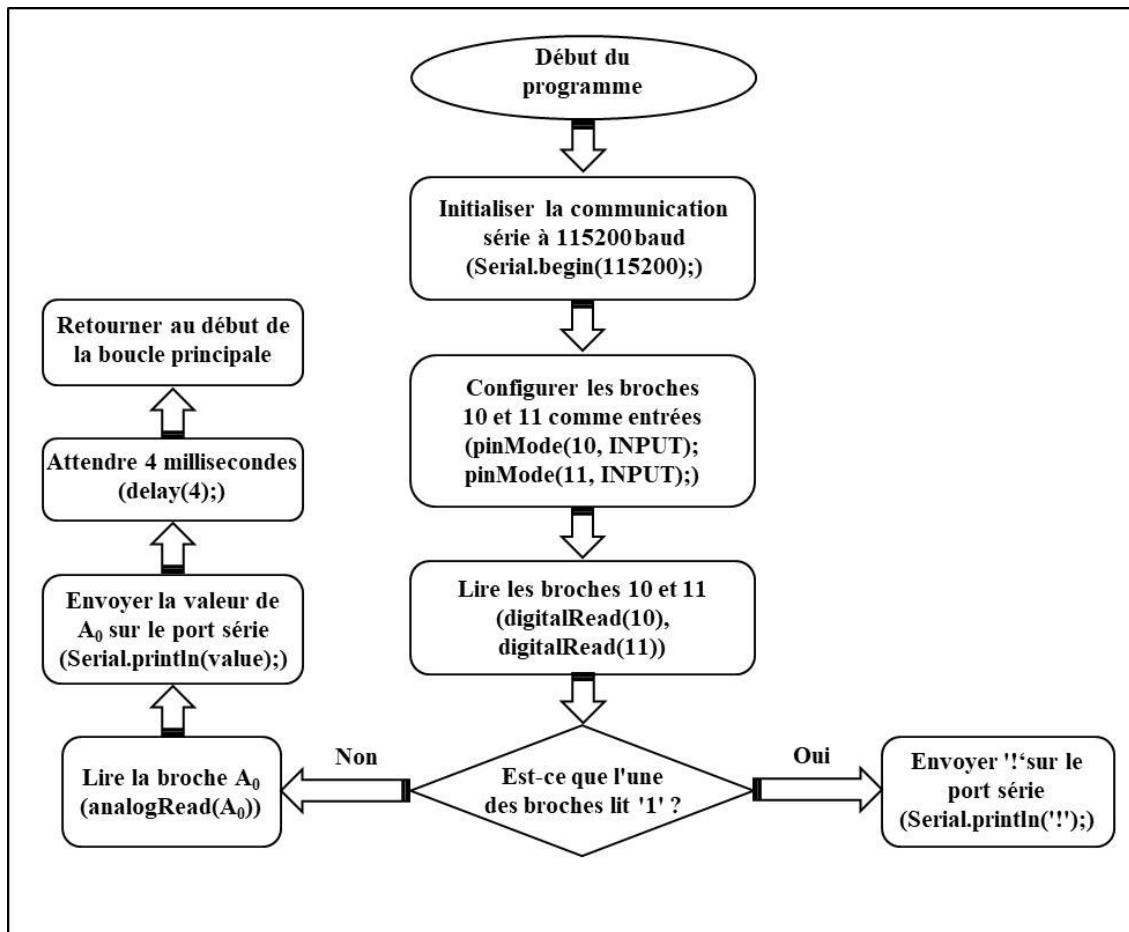
- Initialiser la communication série à une vitesse de 115200 baud  
(Serial.begin(115200);)
- Configurer les broches 10 et 11 comme entrées pour la détection de déconnexion des électrodes (pinMode(10, INPUT); et pinMode(11, INPUT);).

**3.** Boucle principale :

- Lire les entrées numériques des broches 10 et 11 :
  - Si l'une des deux broches (10 ou 11) lit une valeur haute (1), alors :
    - Envoyer le caractère '!' sur le port série (Serial.println('!');).
  - Sinon :
    - Lire la valeur analogique de la broche A0 (analogRead(A0)).
    - Envoyer cette valeur sur le port série (Serial.println(analogRead(A0));).

**4.** Délai :

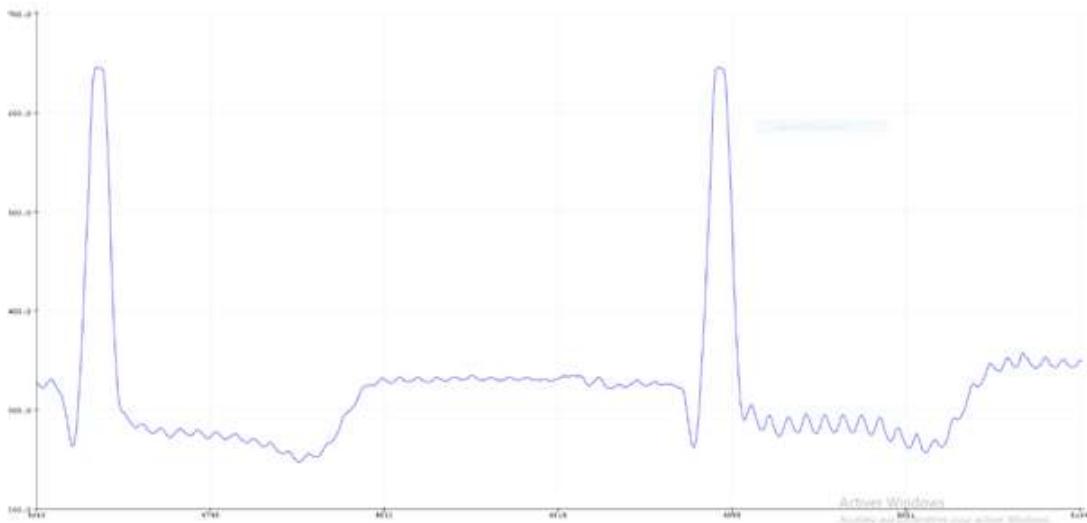
- Attendre 4 millisecondes avant de répéter la boucle (delay(4);).



**Figure III. 6 :** Organigramme de lecture et visualisation du signal ECG du port série Arduino

La connexion série est initialisée par le programme à une vitesse de transmission de 115200 bauds, puis les broches utilisées en entrée et en sortie sont configurées. En cas de déconnexion d'une des électrodes, la LED de signalisation (sur l'AD8232) est éteinte.

Le signal obtenu sur la broche A<sub>0</sub> de la carte Arduino est affiché directement sur l'écran du PC grâce à la fonction 'serial.println'. Toutes les 4ms (delay), le signal ECG est enregistré avec une fréquence d'échantillonnage de 250Hz (Fig. III.7).



**Figure III. 7 :** Visualisation du signal ECG par le port série de l’Arduino en temps réel

Comme illustré dans la figure III.7, le signal ECG reçu baigne dans du bruit et nécessite une mise en forme et un traitement convenable. Pour ce faire, un traitement numérique utilisant l’environnement Matlab est utilisé afin d’optimiser les paramètres du traitement et obtenir un signal exploitable.

### III.3.2 Visualisation et traitement du signal ECG par Matlab

#### III.3.2.1 Visualisation du signal ECG par Matlab

Le logiciel Matlab nous a permis de visualisé le signal ECG suite à un programme (Fig. III.8) qui lit les données du signal ECG à partir du port série du microcontrôleur Arduino. Ces données sont sauvegardées et stockés dans un fichier de type 'fichier.CSV' permettant ainsi de tracer ces données et les afficher. L'organigramme du programme MATLAB de la figure III.8 est structuré comme suite :

1. Démarrage du programme
2. Initialisation des paramètres de communication série :
  - Définir le port de communication série (Port = 'com6');).
  - Définir le débit en bauds (Baudrate = 115200);).
3. Configuration de la communication série :
  - Créer l'objet série avec les paramètres définis (s = serial(port, 'baudrate', baudrate, 'terminator', 'LF'));

- Ouvrir la communication série (fopen(s);).
- Pause pour permettre l'établissement de la communication (pause(2);).

**4. Création et ouverture du fichier CSV :**

- Définir le chemin et le nom du fichier CSV (csvFileName = fullfile(getenv('USERPROFILE'), 'Desktop', 'ecg\_datahocine.csv'))).
- Ouvrir le fichier CSV en écriture (fileID = fopen(csvFileName, 'w')).
- Vérifier si le fichier a été ouvert correctement :
  - Si l'ouverture échoue, afficher un message d'erreur (error('Erreur lors de l"ouverture du fichier .csv'))).

**5. Écrire l'en-tête dans le fichier CSV :**

- Écrire l'en-tête du fichier CSV (fprintf(fileID, 'time, ECG\_value\n')).

**6. Définir la durée de l'acquisition des données :**

- Définir la durée d'acquisition en secondes (duration = 30;).

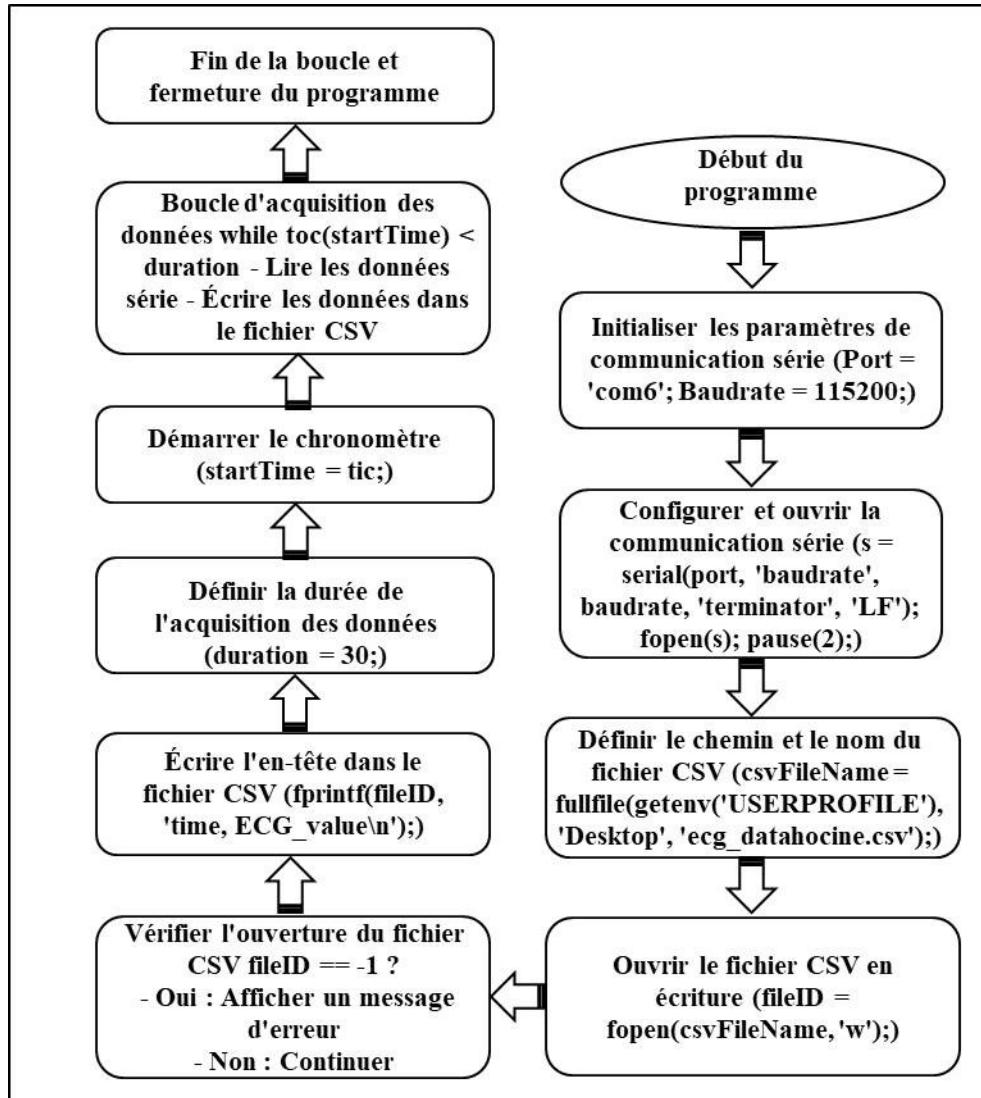
**7. Démarrer le chronomètre :**

- Démarrer le chronomètre pour mesurer la durée d'acquisition (startTime = tic;).

**8. Boucle principale d'acquisition des données :**

- Tant que le temps écoulé est inférieur à la durée définie :
  - Effectuer des opérations d'acquisition de données (le code correspondant manque dans votre exemple mais peut inclure des lectures de données et des écritures dans le fichier CSV).

**9. Fin de la boucle et fermeture du programme :**



**Figure III. 8 :** Organigramme de lecture et visualisation du signal ECG par Matlab

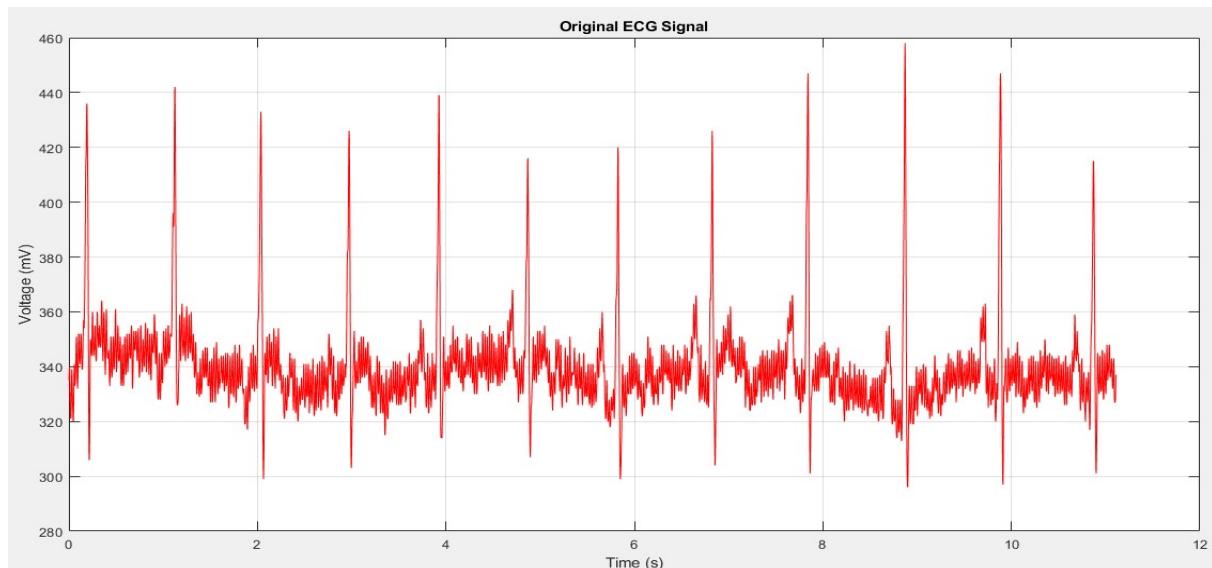
### III.3.2.1.1 La lecture des données et visualisation du signal ECG

Nous avons enregistrés plusieurs signaux d'électrocardiogramme (ECG) d'une durée de 30 secondes. La première étape a consisté à lire et afficher les données du signal ECG, présenté sous forme de tableau comme illustré dans la figure ci-dessous.

Name	Value
ecgData	4000x2 table
ecgSignal	4000x1 double
Fs	360
numLinesToRead	4000
t	1x4000 double

**Figure III. 9 :** La lecture et l'affichage de signal ECG

Le tracé du signal ECG sera généré à l'aide de la commande "plot". Il a été observé que ce signal présente des perturbations à type de bruit et un décalage par rapport à la ligne de base (voir figure ci-dessous). Ce signal nécessite une mise en forme et un traitement avant son exploitation.



**Figure III. 10 :** Original ECG signal

### III.3.3 Mise en forme de signal ECG

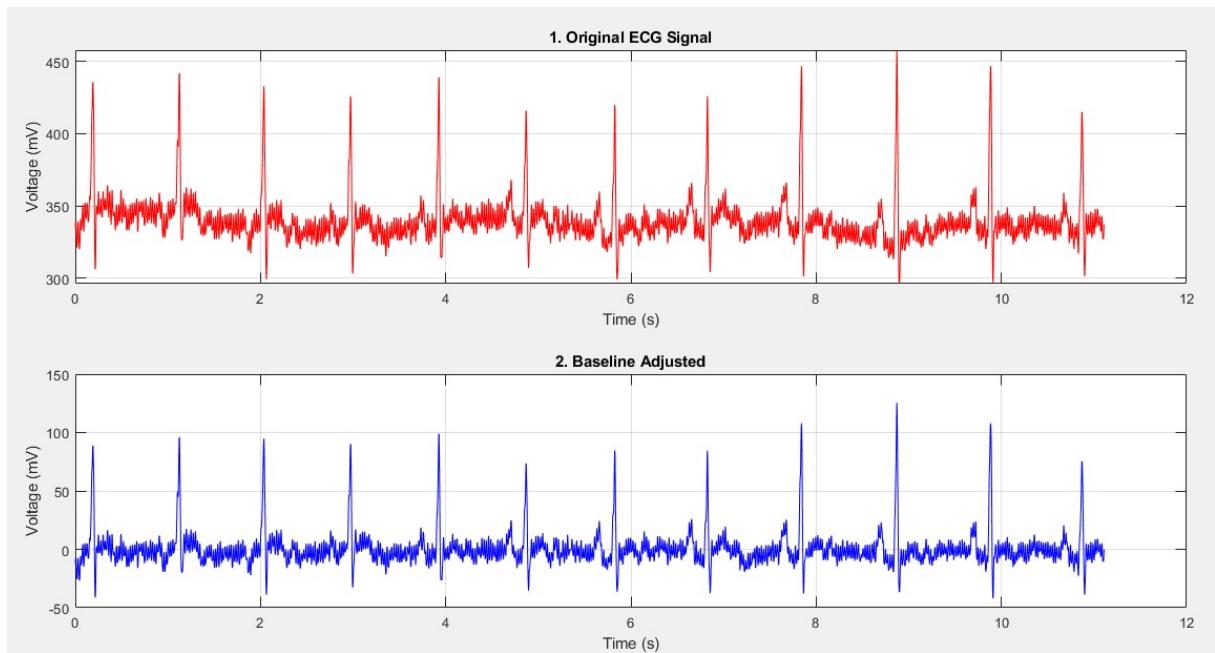
Dans le cadre de l'amélioration du signal ECG, l'objectif est d'améliorer la qualité du signal avant son exploitation, par l'optimisation des paramètres du traitement numérique du signal.

Pour ce faire, certaines opérations de mise en forme du signal ont été effectuées. Le réglage de la ligne de base a constitué la première étape, Ensuite, des filtres passe-haut, des filtres passe-bas, et des filtres de lissage ainsi que la technique de débruitage par ondelettes ont été utilisés pour améliorer la qualité globale du signal ECG.

#### III.3.3.1 Réglage de la ligne de base

Le signal ECG original obtenu est affecté par une composante continue (Fig. III.11). On note une certaine ondulation du signal par rapport à la ligne de base ou la ligne isoélectrique. Le décalage de la ligne de base peut être causé par plusieurs facteurs tels que le mouvement du patient, mauvais contact des électrodes, interférences électriques et électromagnétiques, .... Afin d'éliminer les interférences à basse fréquence (en dessous de 0,5 Hz) qui contribuent à la dérive de la ligne de base et les bruits de haute fréquence, on a utilisé un filtre Butterworth passe haut d'ordre 6. Ce filtre est largement utilisé dans le traitement des signaux biomédicaux en raison de sa réponse en fréquence plate et de sa simplicité de conception.

La figure III.11 représente le signal ECG original et le signal ECG après ajustement de la ligne de base en utilisant le filtre butterworth. Il apparaît clairement une amélioration nette de la ligne de base et disparition de ses ondulations. Suite à l'application du filtre d'ajustement de la ligne de base, nous avons observé une réduction significative des fluctuations de basse fréquence dans le signal ECG. Cela a permis de corriger les variations lentes et indésirables qui pourraient autrement masquer les informations cardiaques importantes.



**Figure III. 11:** Réglage de ligne de base du signal ECG

### III.3.3.2 L'élimination des hautes fréquences

Pour éliminer les hautes fréquences lors du traitement d'un signal ECG, il est courant d'utiliser un filtre passe-bas. La fréquence de coupure de ce filtre doit être choisie de manière à préserver les composantes importantes du signal ECG tout en supprimant les bruits de haute fréquence.

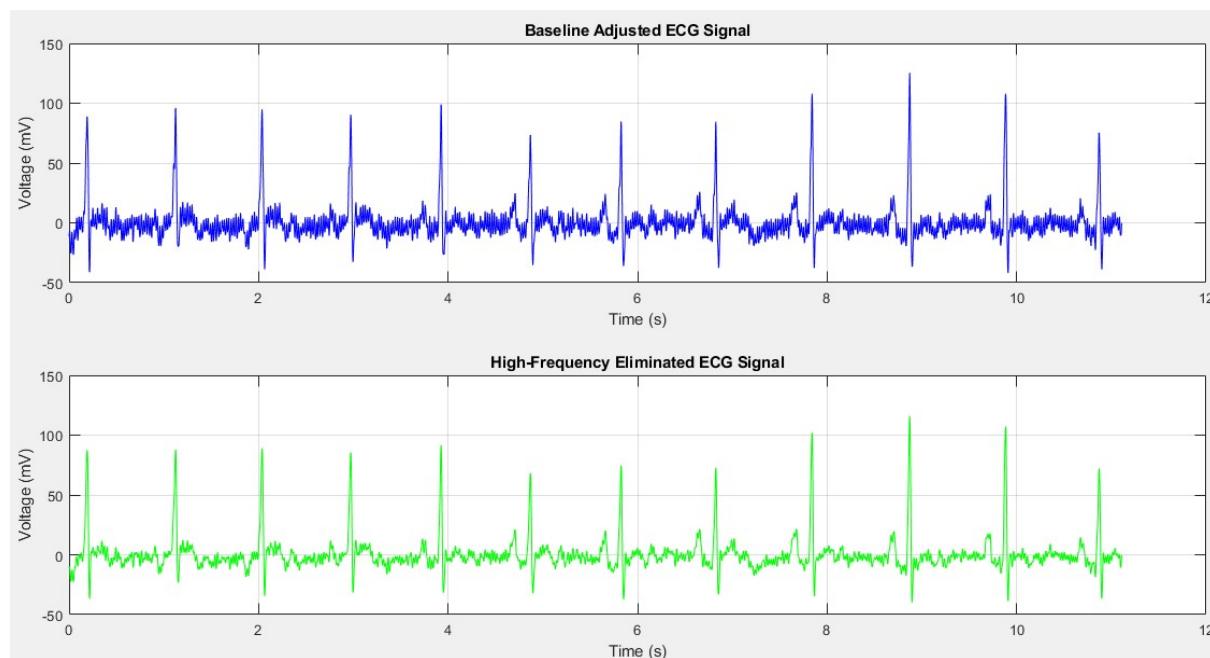
Le signal ECG contient des informations cliniquement significatives principalement dans la gamme de fréquences allant de 0,05 Hz à 150 Hz. Cependant, la plupart des informations essentielles du signal ECG sont contenues dans la bande de fréquence de 0,05 Hz à environ 40 Hz.

Pour le filtre passe-bas utilisé dans le traitement du signal ECG, la fréquence de coupure choisie est de 40 Hz. Cette fréquence de coupure est couramment utilisée pour éliminer les bruits de haute fréquence tout en préservant les principales caractéristiques du signal ECG, telles que les ondes P, QRS et T.

Nous avons choisi d'utiliser un filtre de Butterworth d'ordre 6. Les filtres de Butterworth sont connus pour leur caractéristique de réponse en fréquence plate au sein de la bande passante, garantissant ainsi l'absence de distorsion des signaux transitant à travers cette plage de fréquences.

Afin de mettre en œuvre ce filtre, nous avons employé la fonction `butter` « (6, fcutoff\_high / fn, 'low') » pour générer les coefficients du filtre passe-bas. Par la suite, nous avons appliqué ce filtre sur le signal ECG en employant la fonction « `filtfilt` » ce qui nous a permis de réduire au minimum le déphasage provoqué par le filtrage.

La figure III.12 représente le résultat du filtrage des basses fréquences appliqué au signal ECG.



**Figure III. 12 :** Filtrage du signal des bruits de hautes fréquences

On constate après ce filtrage que les bruits de haute fréquence, tels que les interférences de la ligne électrique (50/60 Hz) et les bruits de haute fréquence provenant de mouvements ou de l'électronique de mesure, sont atténués ou éliminés. Le signal ECG apparaîtra plus lisse et moins bruité, facilitant l'interprétation visuelle et l'analyse automatisée.

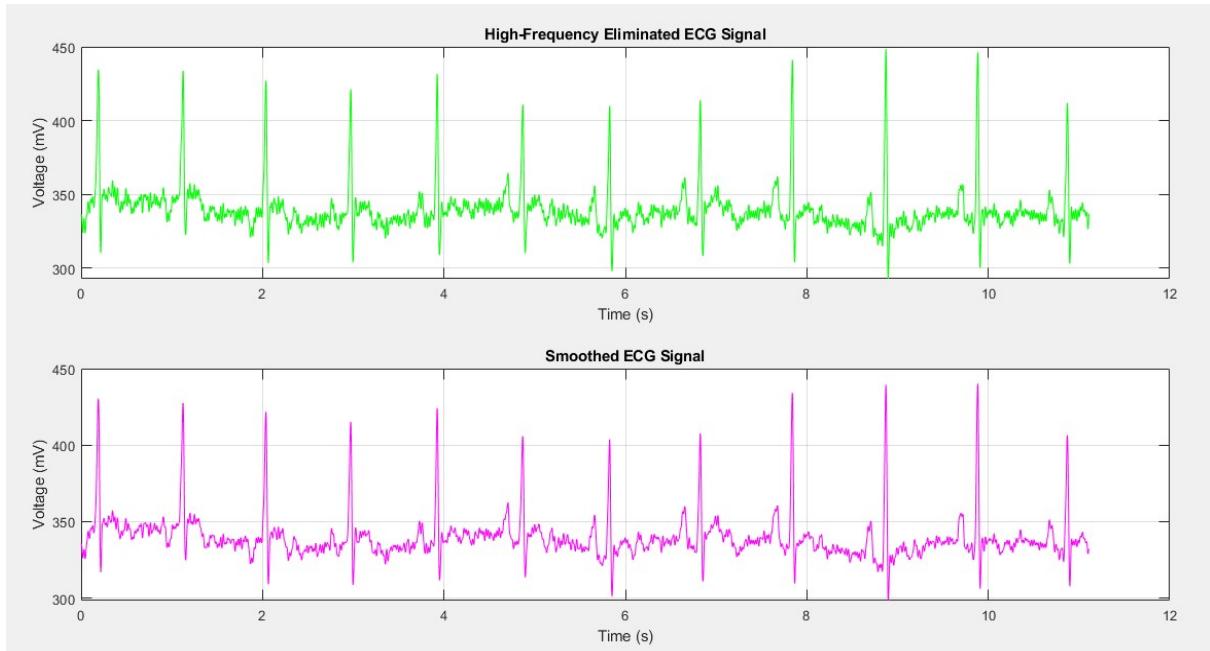
### III.3.3 Filtre de Lissage

L'étape de filtre de lissage est importante pour améliorer la qualité du signal ECG en réduisant le bruit et en atténuant les variations indésirables. Le filtre de lissage est appliqué après l'élimination des hautes fréquences pour adoucir davantage le signal et faciliter son interprétation ultérieure. Cette étape est essentielle car elle contribue à rendre le signal plus stable et plus régulier, ce qui facilite la détection précise des caractéristiques importantes du signal, telles que les pics R (maximale) et les pics S (minimale).

Le filtrage de lissage est réalisé en utilisant un filtre moyen mobile, également appelé moyenne glissante. Ce filtre calcule la moyenne des valeurs adjacentes sur une fenêtre de temps spécifiée, ce qui a pour effet de réduire les fluctuations rapides du signal et de créer une version plus douce et plus régulière du signal. La taille de la fenêtre du filtre moyen mobile est ajustée en fonction des besoins pour obtenir le degré de lissage souhaité. Une fenêtre plus grande produira un lissage plus important, tandis qu'une fenêtre plus petite préservera davantage les détails fins du signal.

La fonction `movmean` est utilisée pour appliquer le filtre moyen mobile au signal ECG. Cette fonction calcule la moyenne mobile sur une fenêtre de temps glissante spécifiée, ce qui permet d'obtenir une version lissée du signal. Le paramètre `window_size` contrôle la taille de la fenêtre du filtre moyen mobile. En ajustant cette valeur, on peut régler le niveau de lissage du signal en fonction des besoins spécifiques de l'analyse.

La Figure III.13 ci-dessous démontre l'effet de l'application du filtre de lissage sur le signal ECG.



**Figure III. 13 : Lissage du signal ECG**

Une fois que le filtre de lissage est utilisé, les fluctuations rapides et les pics de bruit de haute fréquence sont éliminées et atténuées, résultant en un signal plus stable et plus lisse. Les bruits indésirables, tels que les interférences électromagnétiques ou les bruits de mouvement, sont également réduits. Ceci simplifie la détection des caractéristiques essentielles du signal et améliore la précision des analyses ultérieures.

### III.3.3.4 Débruitage par ondelette (Wavelet Denoising)

Le débruitage par ondelettes est une technique avancée de traitement du signal utilisée pour réduire le bruit tout en préservant les caractéristiques importantes du signal ECG. Cette méthode est particulièrement efficace pour éliminer le bruit tout en conservant les détails fins du signal, ce qui en fait un choix populaire dans l'analyse des signaux physiologiques comme l'ECG.

#### III.3.3.4.1 Décomposition en Ondelettes

La première étape du débruitage par ondelettes consiste à décomposer le signal ECG en différentes échelles de résolution à l'aide d'une transformation en ondelettes. Les ondelettes sont des fonctions mathématiques qui permettent de décomposer un signal en différentes composantes fréquentielles à diverses échelles. Contrairement à la transformation de Fourier qui analyse un

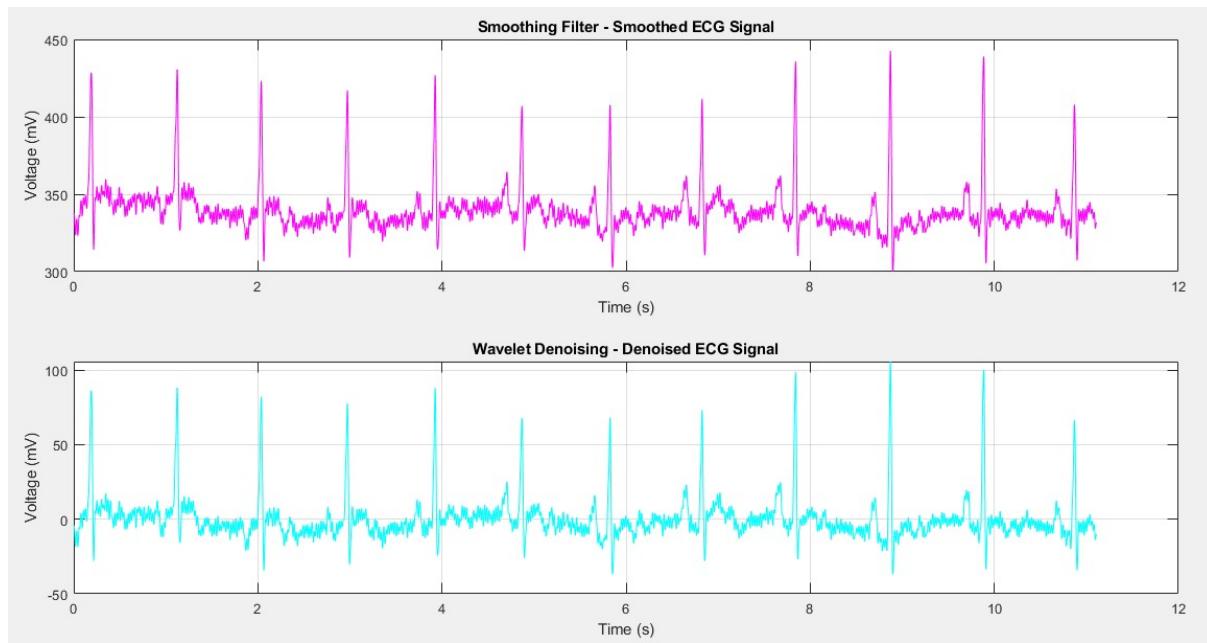
signal sur toute sa durée, la transformation par ondelettes permet une analyse à la fois temporelle et fréquentielle, offrant ainsi une meilleure localisation des caractéristiques du signal.

Le débruitage par ondelettes consiste à transformer le signal dans le domaine des ondelettes, à modifier les coefficients des ondelettes pour réduire le bruit, puis à transformer le signal modifié de retour dans le domaine temporel. Les étapes générales du processus sont les suivantes :

- **Transformation en ondelettes discrètes (DWT)** : Le signal ECG est décomposé en différentes composantes fréquentielles (niveaux de décomposition) en utilisant une base d'ondelettes appropriée (comme Daubechies, Symlet, etc.).
- **Seuillage des coefficients** : Les coefficients des ondelettes sont modifiés en appliquant une technique de seuillage pour éliminer ou réduire les coefficients correspondant au bruit. Les méthodes de seuillage courantes incluent le seuillage dur et le seuillage doux.
  - Seuillage dur : Les coefficients inférieurs à un certain seuil sont mis à zéro.
  - Seuillage doux : Les coefficients inférieurs à un certain seuil sont réduits proportionnellement.
- **Reconstruction du signal** : Le signal modifié est reconstruit en utilisant les coefficients des ondelettes seuillés, ce qui donne un signal ECG débruité.

Le signal ECG est décomposé en différentes composantes fréquentielles (niveaux de décomposition) en utilisant la base d'ondelettes « Symlet4 »

La figure III.14 représente le signal ECG après le débruitage par ondelette.



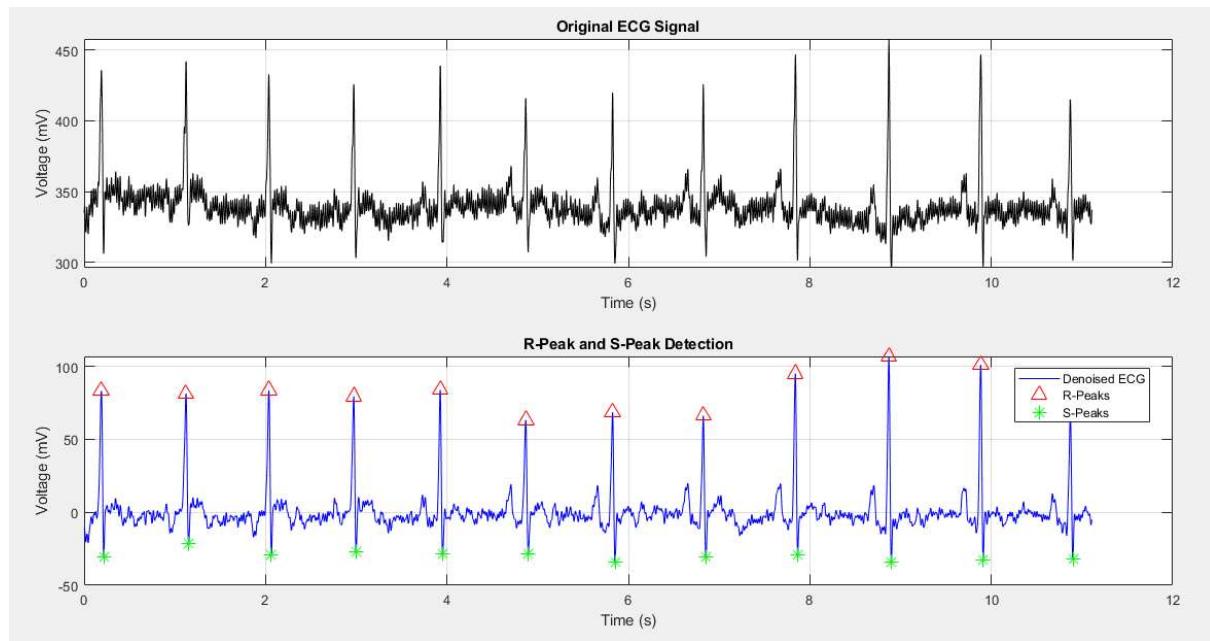
**Figure III. 14 :** Débruitage du signal ECG par ondelette

Le débruitage par ondelettes offre un compromis optimal entre la réduction du bruit et la préservation des détails du signal. En éliminant le bruit indésirable, cette méthode améliore la qualité du signal ECG, ce qui facilite son interprétation et son analyse ultérieure, notamment la détection des pics R et les pics S et la mesure des intervalles RR et SS.

### III.3.4 Extraction de rythme cardiaque

#### III.3.4.1 Détection des pics R et des pics S du complexe QRS

Une fois le signal ECG mis en forme et amélioré, il est prêt à être analysé ou exploité. Dans notre situation, nous cherchons à mesurer ou calculer le rythme cardiaque. Pour cela, nous avons utilisé la détection de pics (peaks) des ondes R pendant 10 secondes, puis nous avons effectué une simple multiplication pour calculer ce rythme pendant 1 minute.



**Figure III. 15 :** Détection des pics R et des pics S.

La détection des pics R peut être effectuée en recherchant les pics d'amplitude maximale dans le signal ECG. Ces pics correspondent aux moments où l'activité électrique du cœur est la plus intense, indiquant le début de la contraction ventriculaire.

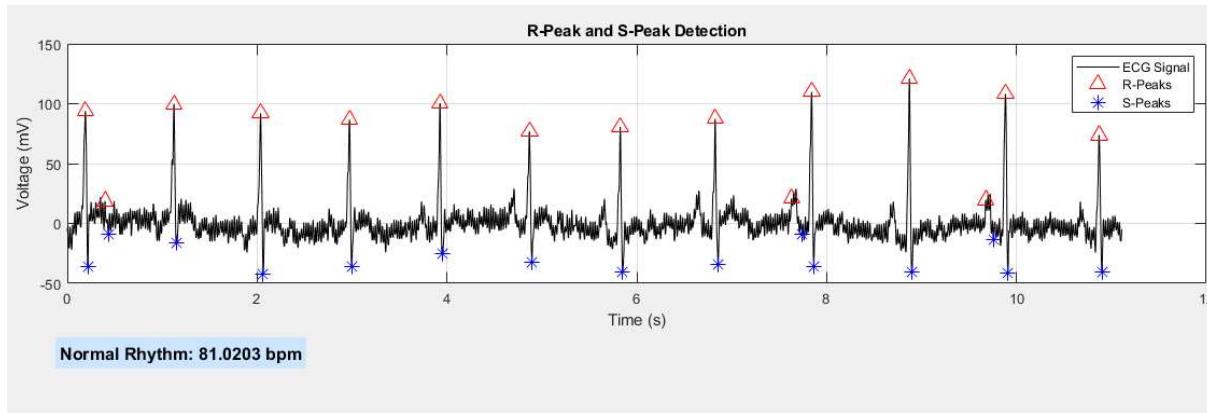
La détection des pics S peut être réalisée en recherchant les minima locaux dans le signal ECG juste après les pics R. Ces pics correspondent à une baisse rapide de l'amplitude du signal, marquant la fin de la dépolarisation ventriculaire et le début de la repolarisation. Les pics S sont des points critiques dans l'analyse ECG car ils fournissent des informations importantes sur l'état électrique du cœur.

### III.3.4.2 Classification des patients selon leurs rythmes

Après avoir effectué le calcul du rythme cardiaque, on a ajouté une boîte de message dans notre programme afin de classer les patients en fonction de leurs rythmes cardiaques :

- Les patients ayant une fréquence cardiaque comprise entre 60 et 100 bpm sont considérés comme ayant un rythme normal
- Les patients ayant une fréquence cardiaque inférieure à 60 bpm sont considérés comme en bradycardie

- Les patients ayant une fréquence cardiaque comprise entre 60 et 100 bpm sont considérés en normale.



**Figure III. 16 :** Détection des pics R et S et affichage du rythme cardiaque (Normal, tachycardie, bradycardie)

### III.4 Conclusion

Ce chapitre a démontré l'efficacité d'une chaîne de traitement numérique pour le signal électrocardiographique (ECG), de l'acquisition initiale à l'analyse finale des données. L'utilisation de matériels comme la carte AD8232 et Arduino pour capter les signaux ECG, suivie de techniques numériques de traitement a permis d'améliorer considérablement la qualité du signal. Les étapes essentielles, telles que l'ajustement de la ligne de base, l'élimination des hautes fréquences et le débruitage par ondelettes, ont abouti à une représentation claire et nette des caractéristiques du signal. La détection précise des pics R et S a facilité l'évaluation de la fréquence cardiaque et la classification des rythmes cardiaques, fournissant des informations précieuses pour la fonction cardiaque. Cette approche démontre que le traitement numérique est une méthode robuste et efficace pour l'analyse des signaux ECG, ouvrant des perspectives prometteuses pour des applications en télémédecine et en diagnostics à distance.

# **Conclusion générale**

### Conclusion générale

L'objectif principal de cette étude est d'explorer et d'optimiser les techniques d'acquisition et de traitement numérique appliquées aux signaux physiologiques, en particulier au signal électrocardiogrammes (ECG).

Les implications de cette étude sont à la fois pratiques et numériques. Malgré que la détection des signaux ECG est très difficile car ces signaux sont de faible amplitudes, les outils d'acquisition mis en œuvre nous ont permis de faire le prélèvement et l'enregistrement du signal ECG en temps réel. Les signaux ECG obtenus sont conformes et similaires aux signaux ECG connus théoriquement.

Comme la plus part des signaux physiologiques, le signal ECG est de faible amplitude et par conséquent l'exposition à l'effet des bruits devienne déterminante rendant ainsi le signal inexploitable et l'extraction d'informations médicales précises très difficile. Le recours aux techniques de traitement numérique du signal ECG devienne par conséquent inévitable.

L'optimisation des paramètres du traitement numérique du signal a permis d'améliorer la qualité du signal facilitant ainsi son exploitation et l'extraction d'informations médicales correctes. Plusieurs techniques de traitement numérique du signal ont été utilisées tels que le réglage de la ligne de base pour l'élimination des fluctuations basses fréquences, le filtrage des hautes fréquences, le lissage et le débruitage par ondelette. Ces techniques de traitement ont permis d'obtenir des signaux ECG propres et facile à exploiter pour l'extraction des informations médicales. Après le traitement numérique, les signaux ECG obtenus ont été utilisés pour l'extraction de la fréquence cardiaque et par conséquent le rythme cardiaque du patient à examiner. Ces résultats enrichissent la compréhension des techniques de traitement numériques des signaux physiologiques et confirment l'efficacité des approches de débruitage avancées dans le contexte clinique. D'un point de vue pratique, les méthodes développées peuvent être intégrées dans des dispositifs médicaux portables pour améliorer la surveillance continue des patients atteints de troubles cardiaques, permettant ainsi un diagnostic précoce et une intervention rapide.

Bien que cette recherche ait permis des avancées significatives, certaines limites doivent être prises en compte. La disponibilité et la variabilité des données cliniques utilisées pour la validation, ainsi que les conditions spécifiques de mesure, ont nécessité des ajustements constants de nos méthodes pour optimiser les résultats dans des contextes variables.

## **Conclusion générale**

---

Néanmoins, notre travail ouvre la voie à plusieurs perspectives prometteuses. L'intégration de l'intelligence artificielle pour l'automatisation de la détection des anomalies cardiaques à partir des signaux ECG traités représente une piste intéressante à explorer. De plus, l'optimisation continue des paramètres de traitement en fonction des caractéristiques individuelles des patients pourrait améliorer encore la précision diagnostique. Enfin, étendre notre approche à d'autres types de signaux physiologiques et à d'autres applications cliniques constitue une avenue de recherche future prometteuse.

En conclusion, cette étude a non seulement contribué à l'avancement des connaissances dans le domaine de l'acquisition et du traitement des signaux physiologiques, mais elle a également posé les fondations pour des développements futurs visant à améliorer les soins de santé personnalisés et à distance. Les résultats obtenus démontrent le potentiel des techniques de traitement numérique optimisées pour transformer la pratique clinique et offrir des avantages tangibles aux patients.

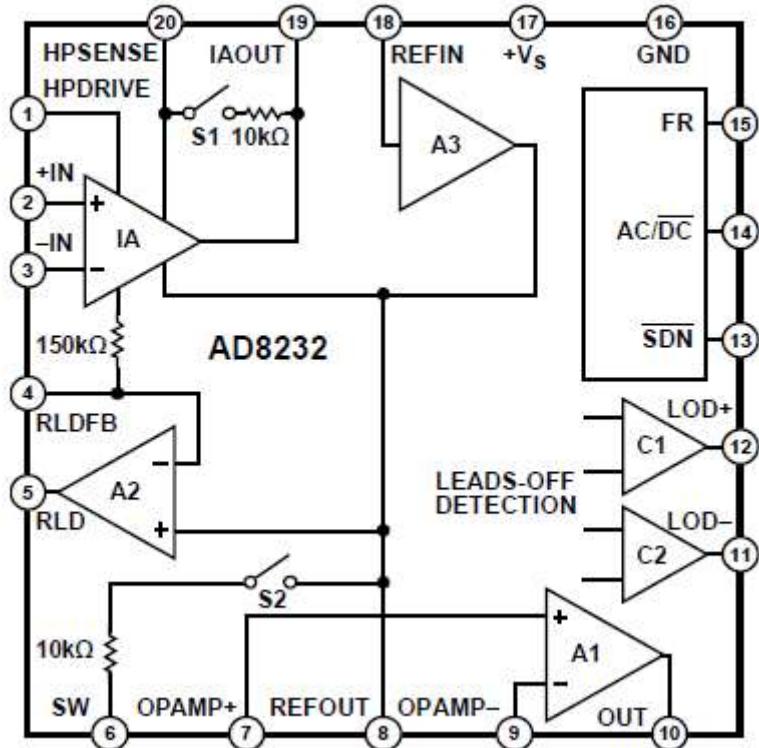
## Références bibliographique

- [1] A. Cabasson, « Estimation et Analyse des Intervalles Cardiaques », Sophia Antipolis, Nice, 2008.
- [2] « Généralités sur le cœur » , <https://www.sante-sur-le-net.com/maladies/cardiologie/generalites-coeur/> consulté le : 25 juillet 2020.
- [3] Mr Dib Nabil : « Analyse temporelle des différentes ondes du signal ECG en vue d'une reconnaissance de signatures de pathologies cardiaques », mémoire d'ingénieur, Université Abou bekra belkaid Tlemcen Algérie, Année 2009.
- [4] Ronald Nocua , « Conception et développement d'un system ambulatoire pour la mesure de l'activité du System Nerveux Autonome pour la surveillance de personnes âgées à domicile » , thèse de doctorat, Université Joseph Fourier – Grenoble I.
- [5] « Cycle cardiaque », [https://fr.wikipedia.org/wiki/Cycle\\_cardiaque](https://fr.wikipedia.org/wiki/Cycle_cardiaque) , consulté le 25 juillet 2020.
- [6] « Fréquence cardiaque », <https://defibrillateur.ooreka.fr/astuce/voir/453221/frequence-cardiaque> , consulté le 25 juillet 2020.
- [7] K.Si yahia et M.kaddour, « conception et réalisation d'un dispositif d'exploration fonctionnelle cardiovasculaire », mémoire Master, Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen, 2015/2016.
- [8] M. BELMEKHFI, « Mise au point d'un système de mesure de paramètres physiologiques à base d'un Smartphone Androïde », thèse de Magister, Université Mouloud Mammri Tizi Ouzou.
- [9] John G.Webster, « Medical instrumentation application and design », 4th edition, 2009.
- [10] Proakis, J. G., & Manolakis, D. G. (2006). Digital Signal Processing : Principles, Algorithms and Applications. Pearson.
- [11] KUSUMOTO, Fred M. ECG Interpretation : From Pathophysiology to Clinical Application. Berlin : Springer, 2009.
- [12] BIALEK, Janusz. Biomedical Signals : Origin and Dynamic Characteristics. Berlin : Springer, 2019.
- [13] WEBSTER, John G. Medical Instrumentation : Application and Design. Hoboken : Wiley, 2009.
- [14] GEDDES, Leslie A. et BAKER, Lawrence E. Principles of Applied Biomedical Instrumentation. New York : Wiley, 1989.
- [15] KUSUMOTO, Fred M. ECG Interpretation : From Pathophysiology to Clinical Application. Berlin : Springer, 2009.

- [16] SPARKFUN ELECTRONICS. SparkFun Single Lead Heart Rate Monitor - AD8232. 2021.  
Disponible à l'adresse : <https://www.sparkfun.com/products/12650>.
- [17] MARGOLIS, M. Arduino Cookbook. 3rd ed. Sebastopol : O'Reilly Media, 2020.
- [18] HAZARD, C. Mastering Arduino: A Project-Based Approach to Learning. 1st ed. Berkeley : Apress, 2019.
- [19] SHAMPINE, Lawrence F., REICHELT, Mark W. et DORMAND, John R. Solving ODEs with MATLAB. Cambridge : Cambridge University Press, 2022.
- [20] GIROUD, Emmanuel. Maîtrisez MATLAB : Guide pratique de programmation et d'utilisation. Paris : Dunod, 2018.

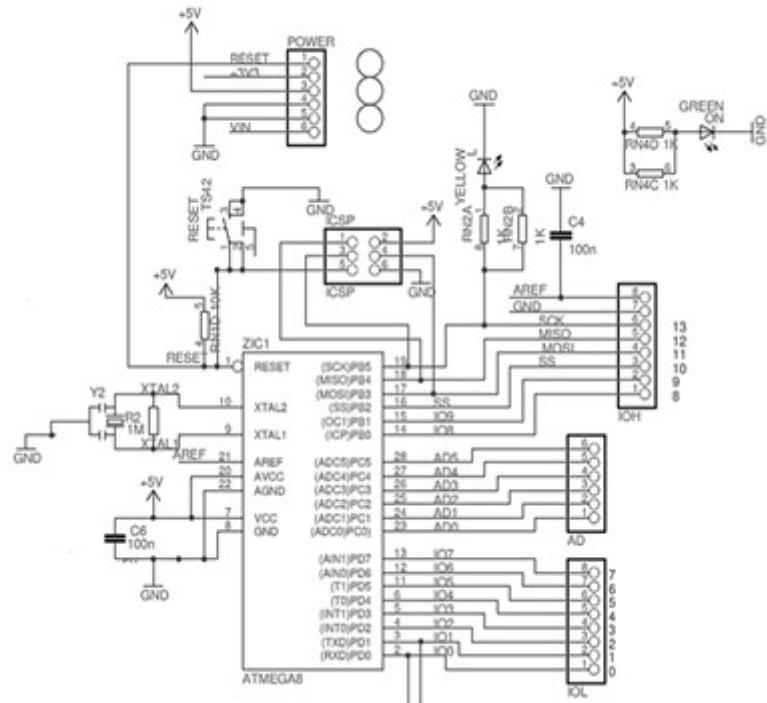
## Annexes

### FUNCTIONAL BLOCK DIAGRAM



### Annexe1

#### Schéma fonctionnel AD8232



## **Annexe2**

## Schéma fonctionnel Carte Arduino UNO