

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche
Scientifique
Université des Sciences et de la Technologie Houari Boumediene



Faculté de Génie Electrique

Domaine Sciences et Technologie

Filière : **Electronique**

Mémoire de Master

Spécialité : **Instrumentation**

Thème

**Contribution à la conception d'un système portable de
monitorage du signal ECG**

Encadré par :

Dr. MEZIANE Nacera

Prof. BOUZID Merouane

Présenté par : MIMOUNI Amine Ali Zine

KHELIFA Salim

Soutenu le:/...../....., devant le jury composé par :

.....	Président
.....	Examineur
.....	Encadreur
.....	Co-encadreur

Promotion : Juin 2022

Dédicace

Toutes les lettres et les mots ne sauraient traduire les sentiments de gratitude, d'amour, de respect et de reconnaissance...

Aussi, c'est tout simplement que je dédie cette Thèse à vous mes très chers Maman, Papa, ma sœur Nourelhouda, mon frère Salaheddine, ma Grand-mère et à tous mes proches.

Amine Ali Zine

Dédicace

Je dédie ce travail à :

*A mes chers parents, pour tous leurs sacrifices, leur amour,
leur tendresse, leur soutien et leurs prières tout au long de
mes études,*

A ma chère petite sœur Melissa,

A toute ma famille,

A tous mes ami(e)s et mes camarades.

SALIM

Remerciement

Nous voudrions tout d'abord remercier Dieu notre Créateur Tout puissant qui nous a accordé la santé, et donné le courage et la volonté d'accomplir et d'achever ce modeste travail.

Nous tenons à exprimer notre sincère gratitude à notre promotrice, Dr **N. Meziane** pour sa contribution à une expérience d'études supérieures enrichissante en nous accordant l'autonomie intellectuelle dans notre travail et en nous engageant dans de nouvelles idées. Notre reconnaissance s'adresse également à notre Co-promoteur Prof **M. Bouzid** pour ses conseils, son aide et pour le temps qu'il nous a accordé.

Nos sincères remerciements vont également à nos enseignants, amis, parents pour nous avoir fourni un soutien sans faille et des encouragements continus tout au long de nos années d'études et lors du processus de recherche et de rédaction de ce mémoire. Cette réalisation n'aurait pas été possible sans eux.

Nous tenons également à remercier les membres du jury pour leur gentillesse à évaluer ce travail.

Merci.

ملخص: الهدف الرئيسي من هذا المشروع هو المساهمة في تصميم نظام محمول مصمم لتصوير إشارة تخطيط القلب لمرضى القلب في المنزل. كجزء من هذا المشروع، سيتم اختبار وتقييم العديد من الأقطاب الكهربائية التجارية والجافة، المصممة في المختبر، من أجل مراقبة طويلة المدى. سيتم تثبيت الأقطاب الكهربائية على سترة صغيرة خاصة بواسطة Velcro. سيتم التقاط إشارة ECG إلكترونياً بواسطة دائرة AD8232 والتي ستعالج بيانات ECG قبل إرسالها إلى متحكم دقيق Arduino Nano للرقمنة. و بالتالي سيرسل هذا الأخير إشارة ECG المكتسبة إلى هاتف ذكي بفضل وحدة HC-06 Bluetooth لعرضها وتسجيلها.

الكلمات المفتاحية: نظام يمكن ارتداؤه، مراقبة، تصوير إشارة تخطيط القلب، سترة صغيرة، قطب كهربائي.

Résumé : L'objectif principal de ce projet est de contribuer à la conception d'un système portable destiné à la visualisation du signal ECG des patients cardiaques à domicile. Dans le cadre de ce projet, plusieurs électrodes commerciale et sèche, conçues au laboratoire, vont être testées et évaluées pour un monitoring à long-terme. Les électrodes seront montées sur une mini-veste spéciale au moyen de Velcro. Le signal ECG sera prélevé électroniquement par le circuit AD8232 qui procédera au traitement des données ECG avant de les envoyer vers une carte microcontrôleur Arduino Nano pour la numérisation. Cette dernière va envoyer le signal ECG acquis vers un smartphone du module Bluetooth HC-06 pour la visualisation et l'enregistrement de ce dernier.

Mots clés : Système portable, monitoring, ECG, mini-veste, électrode.

Abstract: The main objective of this project is to contribute to the design of a portable system intended for the visualization of the ECG signal of cardiac patients at home. As part of this project, several commercial and dry electrodes, designed in the laboratory, will be tested and evaluated for long-term monitoring. The electrodes will be mounted on a special mini-jacket by means of Velcro. The ECG signal will be picked up electronically by the AD8232 circuit which will process the ECG data before sending it to an Arduino Nano microcontroller board for digitization. The latter will send the acquired ECG signal to a smartphone with the HC-06 Bluetooth module for viewing and recording it.

Keywords: Wearable system, monitoring, ECG, mini-jacket, electrode.

Abréviations

MCV : Maladie cardio-vasculaire.

OMS : Organisation mondiale de la santé.

ECG : électrocardiogramme.

AVR : Amplified Voltage Right.

AVL : Amplified Voltage Left.

AVF : Amplified Voltage Foot.

EMG : électromyogramme.

HR-ECG : L'électrocardiogramme moyen à haute résolution.

VCG : Vectocardiogramme.

USIC : unités de soins intensifs de cardiologie.

BPM : Battement par minute.

ADC : Analog to Digital Converter.

GND : Ground.

SDN : ShutDown.

RA : Right Arm Electrode.

LA : Left Arm Electrode.

LED : light-emitting diode.

DC : Direct Current.

E/S : Entrées/Sortie.

PWM : Pulse Width Modulation.

SRAM: Static Random-Access Memory.

EEPROM: Electrically Erasable Programmable Read Only Memory.

TTL : Time To Live.

SPI : Serial Peripheral Interface.

I2C : Inter Integrated Circuit Bus.

FDTI : Future Technology devices international.

IDE : Integrated Development Environment.

USB : Universal Serial Bus.

VCC : Voltage at the Common Collector.

CC : Constant Current.

CV : Constant Voltage.

MIT : Massachusetts Institute of Technology.

MAC : Media Access Control.

Table des matières

Introduction Générale	1
Chapitre 1 Généralités sur l'électrocardiogramme	
1.1 Introduction.....	3
1.2 Système cardio-vasculaire	3
1.3 Cœur	3
1.3.1 Anatomie du cœur	3
1.3.2 Fonctionnement électrique du cœur	4
1.3.3 Potentiel d'action.....	5
1.4 Électrocardiogramme.....	6
1.4.1 Interprétation de l'ECG	7
1.4.2 Techniques d'acquisition de l'ECG	8
1.4.3 Fréquence cardiaque.....	11
1.4.4 ECG normal : principales valeurs numériques	12
1.4.5 Caractéristiques fréquentielles du signal ECG	13
1.5 Électrodes utilisées en cardiologie	13
1.5.1 Électrodes Gel	13
1.5.2 Électrodes sèches	15
1.6 Conclusion	16
Chapitre 2 Système sans fils autonome de monitoring du signal ECG	
2.1 Introduction.....	17
2.2 Système d'acquisition sans fils du signal ECG.....	17
2.3 Module ECG: AD8232.....	17
2.3.1 Broches de l'AD8232	18
2.3.2 Caractéristiques de l'AD8232 [25]	19
2.4 Filtrage.....	19
2.4.1 Composants nécessaires à la conception du filtre	20
2.4.2 Simulation du filtre.....	20
2.5 Arduino Nano.....	21
2.5.1 Caractéristiques techniques de l'Arduino Nano [28]	21
2.5.2 Entrées et sorties [28]	22
2.5.3 Branchement de l'Arduino Nano avec le AD8232.....	22
2.5.4 Communication	23
2.5.5 Programmation.....	23
2.5.6 Serial Plotter.....	24
2.6 Module Bluetooth HC-06.....	24
2.6.1 Caractéristiques [29].....	25
2.6.2 Broches du module HC-06 [29]	25
2.6.3 Branchement du module HC-06 avec l'Arduino Nano.....	26
2.6.4 Configuration du module HC-06	26
2.7 Schéma électrique globale du système	27
2.8 Alimentation	27
2.8.1 Batterie.....	28
2.8.2 Chargeur TP4056	28
2.8.3 Élévateur de tension MT3608.....	29
2.9 Conclusion	30

Chapitre 3 Conception du système portable de monitoring du signal ECG

3.1 Introduction	31
3.2 Conception de l'application Android	31
3.2.1 Partie d'initialisation de l'écran et vérification de la connectivité du Bluetooth	32
3.2.2 Contenu de l'écran de l'application " ECG Monitor "	32
3.2.3 Affichage des appareils Bluetooth disponibles à proximité.....	33
3.2.4 Sélection d'un appareil Bluetooth et le Stockage de son Adresse MAC	34
3.2.5 Appui sur le bouton connecter	35
3.2.6 Acquisition et stockage des données reçues par l'application "ECG Monitor" via Bluetooth.....	35
3.2.7 Affichage du tracé de l'ECG sur le Canevas	36
3.2.8 Notification en cas de fréquence cardiaque anormale.....	37
3.2.9 Stockage des données reçues de l'ECG dans une période choisie par l'utilisateur	37
3.2.10 Emplacement des fichiers enregistrés	38
3.3 Conception hardware du système portable de monitoring du signal ECG	39
3.3.1 Conception du débardeur portable	39
3.3.2 Le boîtier	41
3.4 Conclusion	43

Chapitre 4 Tests expérimentaux et résultats

4.1 Introduction.....	44
4.2 Protocole de test	44
4.3 Sujets de test.....	44
4.4 Signaux ECG enregistrés.....	45
4.4.1 Mouvement vers le haut	46
4.4.2 Mouvement vers l'avant	47
4.4.3 Mouvement de torsion.....	48
4.4.4 Mouvement de toux.....	49
4.4.5 Mouvement de Bâillement.....	50
4.4.6 Évaluation des électrodes <i>Labo</i>	51
4.5 Rythme cardiaque au repos.....	53
4.6 Évaluation de confort	54
4.7 Discussions des résultats.....	56
4.8 Conclusion	56

Conclusion Générale	57
----------------------------------	-----------

Références bibliographiques	58
--	-----------

Liste des figures

Figure 1.1 : Anatomie du cœur.....	4
Figure 1.2 : Système électrique du cœur	5
Figure 1.3 : Différentes phases du potentiel d'action.....	6
Figure 1.4 : Ondes d'un électrocardiogramme (ECG)	7
Figure 1.5 : Dérivations bipolaires	8
Figure 1.6 : Dérivations unipolaires	9
Figure 1.7 : Dérivations précordiales	9
Figure 1.8 : Électrode de surveillance en gel ECG	13
Figure 1.9 : Circuit électrique équivalent de l'interface peau-gel-électrode.....	14
Figure 1.10 : Échantillons d'électrodes sèches (Rigides, souples et en tissu).	15
Figure 2.1 : Schéma synoptique du système portable de monitoring du signal ECG.....	17
Figure 2.2 : Module ECG - AD8232.....	18
Figure 2.3 : Circuit électrique du filtre.....	19
Figure 2.4 : Réponse fréquentielle du filtre passe bande sous le logiciel Proteus.	20
Figure 2.5 : Carte Arduino Nano.....	21
Figure 2.6 : Interface Arduino IDE	24
Figure 2.7: Module HC-06	25
Figure 2.8 : Programme de configuration du HC-06.....	26
Figure 2.9 : Schéma électrique globale du système	27
Figure 2.10 : Schéma synoptique de l'alimentation rechargeable.....	27
Figure 2.11 : Batterie lipo.....	28
Figure 2.12: Module de charge TP4056.....	28
Figure 2.13 : MT3608	29
Figure 3.1 : Ensemble des regroupements qui composent l'application Android développée	31
Figure 3.2 : Bloc de l'initialisation de l'écran.....	32
Figure 3.3 : Demande d'activation du Bluetooth du téléphone dans le cas où il est désactivé	32
Figure 3.4 : Contenu de l'écran de l'application	33
Figure 3.5 : Bloc d'affichage des appareils Bluetooth disponibles à proximité.....	33
Figure 3.6 : Appareils Bluetooth disponibles à proximité.....	34
Figure 3.7 : Bloc de sélection du Bluetooth désiré.....	34
Figure 3.8 : Contenu de l'écran de l'application après la sélection de l'appareil Bluetooth....	34
Figure 3.9 : Bloc du protocole de connexion avec l'appareil Bluetooth.....	35
Figure 3.10 : Bloc des procédures exécutées à chaque intervalle du Clock1	35
Figure 3.11 : Bloc d'affichage du tracé de l'ECG.....	36
Figure 3.12 : Affichage du tracé de l'ECG sur le Canevas de l'application	36
Figure 3.13 : Notification affichée sur l'écran dans le cas d'une fréquence cardiaque élevée	37
Figure 3.14: Etapes à suivre pour faire un enregistrement sur une période donnée par l'utilisateur :.....	37
Figure 3.15 : Vue à l'intérieur d'un fichier « ECG.cvs »	38
Figure 3.16: Emplacement des fichiers enregistrés.....	38
Figure 3.17: Dispositif embarqué vue de : A) l'Extérieur, B) l'Intérieur.....	40
Figure 3.18: Velcro femelle attachée au dispositif embarqué	41
Figure 3.19: Electrode sèche attachée au velcro	41
Figure 3.20: Conception du boîtier dans le logiciel « Fusion 360 »	42
Figure 3.21: Vue de l'intérieur du boîtier.....	42
Figure 3.22: Vue de l'extérieur du boîtier fermé.....	42

Figure 4.1 : Électrodes sèches utilisées	45
Figure 4.2 : Électrodes réalisées par nos collègues	46
Figure 4.3 : Électrodes commerciale utilisées	46
Figure 4.4: Signaux ECG obtenus avec les 7 types d'électrodes pour le mouvement vers le haut : sujet 4 de test.	47
Figure 4.5 : Signaux ECG obtenus avec mouvement vers l'avant avec les 7 types d'électrodes, pour un sujet de test.....	48
Figure 4.6 : Signaux ECG obtenus avec mouvement de torsion avec les 7 types d'électrodes pour un sujet de test.....	49
Figure 4.7 : Signaux ECG établis en toussant, avec les 7 types d'électrodes pour un sujet de test	50
Figure 4.8 : Signaux ECG obtenus avec mouvement de bâillement avec les 7 types d'électrodes pour un sujet de test.....	51
Figure 4.9 : Signaux ECG obtenus avec les d'électrodes <i>Labo</i> de diamètre de 20 mm pour un sujet de test	52
Figure 4.10 : Signaux ECG obtenus avec les d'électrodes <i>Labo</i> de diamètre de 30 mm pour un sujet de test	53
Figure 4.11 : Peau irritée d'un sujet de test après avoir porté les électrodes commerciales en gel sur une durée de 24 heures	55

Liste des tableaux

Tableau 1.1 : Récapitulatif d'un ECG normal.....	12
Tableau 2.1 : Description des broches de l'AD8232.....	18
Tableau 2.2: Branchement de l'AD8232 avec l'Arduino Nano.....	23
Tableau 2.3 : Broches du module HC-06 et leurs fonctions	25
Tableau 2.4 : Branchement du module HC-06 avec la carte Arduino Nano.....	26
Tableau 2.5 : Commandes utilisées pour la configuration du module Bluetooth HC 06.....	26
Tableau 4.1 : Informations sur les sujets testés intervenant dans l'étude pilote	44
Tableau 4.2 : Caractéristiques des électrodes sèches utilisées	45
Tableau 4.3 : Valeurs du rythme cardiaque.....	53
Tableau 4.4 : Fréquence cardiaque moyenne et écart type des 4 sujets de test.....	54
Tableau 4.5 : Résultat du test de confort du débardeur	54
Tableau 4.6 : Résultat d'évaluation de confort selon le type des électrodes testées.....	55

Introduction Générale

Au cours de ces dernières décennies, le nombre de personnes qui meurent de maladies cardiovasculaires (MCV) ne cesse d'augmenter, principalement en raison des modes de vie malsains qui prévalent dans la société d'aujourd'hui, notamment le tabagisme, l'inactivité physique, l'obésité, le stress, etc. [1]

En Algérie, selon les dernières données publiées par l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS) en 2020, le nombre de décès total par maladie coronarienne a atteint 54547, représentant 29,46% du total des décès enregistrés, soit 1 personne sur 4 est décédée d'une maladie coronarienne, ces statistiques placent l'Algérie à la 45ème place mondiale [2].

De plus, les MCV ont un impact énorme sur l'économie du pays en raison du coût élevé des services de santé, des médicaments et de la perte de productivité due aux décès. De 2016 à 2017, cette énorme charge sanitaire et économique a coûté aux États-Unis environ 363 milliards de dollars par an [3].

La détection précoce des maladies cardiovasculaires peut être une question de vie ou de mort pour des milliers de personnes qui ne réalisent peut-être pas qu'elles courent un risque de contracter cette maladie potentiellement mortelle. En effet, les chances de survie peuvent être augmentées si les MCV sont diagnostiquées à un stade précoce, certaines maladies peuvent être complètement guéries, tandis que d'autres seulement enrayerées partiellement. Dans le cas d'un diagnostic précoce, le traitement est également plus facile, la qualité de vie est maintenue et les risques liés à la maladie sont prévenus [4]. Cependant, pour que cela soit réalisable, l'activité cardiaque du patient doit être surveillée en permanence.

L'objectif principal de ce projet consiste à réaliser un dispositif embarqué qui mesure l'activité cardiaque du patient puis de l'envoyer vers une application Android développée pour être affichée et enregistrée en temps réel.

Ce mémoire est organisé en quatre chapitres comme suit :

- **Chapitre 1.** Généralités sur l'électrocardiogramme :

Dans ce chapitre, nous présentons des notions de base sur le fonctionnement du système cardio-vasculaire et une étude bibliographique sur l'électrocardiogramme ainsi que les électrodes utilisées en cardiologie.

- **Chapitre 2.** Système sans fils autonome de monitoring du signal ECG :

Dans ce chapitre, nous avons abordé l'aspect technique des composants nécessaires à l'acquisition du signal ECG, à sa numérisation et à son envoi par Bluetooth à un appareil Android.

- **Chapitre 3.** Conception du système portable de monitoring du signal ECG

Dans ce chapitre, nous présentons les groupements principaux du design de notre application Android et les étapes suivies pour la conception et la réalisation du dispositif embarqué pour l'acquisition continue du signal électrocardiogramme (ECG).

- **Chapitre 4.** Tests expérimentaux et résultats

Dans ce chapitre, nous présentons les différents tests expérimentaux effectués et les résultats d'application de notre système portable de monitoring du signal ECG.

Nous terminerons ce mémoire par une conclusion générale et des perspectives futures.

Chapitre 1

Généralités sur l'électrocardiogramme

1.1 Introduction

La physiologie du cœur est étudiée en mesurant l'activité électrique du cœur en effectuant un test électrocardiogramme. Ce test se fait avec un dispositif électronique qui permet de recueillir le signal électrocardiogramme (ECG) et de l'afficher, pour être observée par un médecin et de déterminer la régularité de l'activité électrique du cœur.

Ce signal est obtenu grâce à des électrodes qui permettent de détecter les biopotentiels causés par les cellules musculaires et nerveuses. Ils agissent comme des capteurs pour convertir le flux ionique du corps à travers l'électrolyte en un courant électrique.

Dans ce chapitre, nous présentons des notions de base sur le fonctionnement du système cardio-vasculaire et une étude bibliographique sur l'électrocardiogramme ainsi que les électrodes utilisées en cardiologie.

1.2 Système cardio-vasculaire

Le système cardiovasculaire, également appelé système circulatoire, assure la circulation continue du sang dans le corps. Par conséquent, il peut fournir de l'oxygène et des nutriments aux cellules et aux tissus, et expulser les déchets vers les reins et le dioxyde de carbone vers les poumons.

Le système se compose de l'organe de pompage, le cœur auquel on va s'intéresser plus particulièrement et d'un réseau continu et fermé de tubes qui permettent le transport du sang (veines et artères).

1.3 Cœur

Le cœur est un muscle creux appelé myocarde, il a 4 cavités (2 oreillettes et 2 ventricules). Il dispose d'une activité électrique produite par le tissu nodal. Cette activité lui permet de s'auto-contracter afin d'assurer sa principale fonction de pomper et d'éjecter le sang aux autres organes du corps humain.

1.3.1 Anatomie du cœur

D'un point de vue externe, le cœur ressemble à une pyramide triangulaire ferme et rouge, dont le sommet est antérieur (vers l'avant) et la base est postérieure et droite. Il se situe dans le thorax entre les deux poumons [5]. La figure 1.1 illustre l'anatomie du Cœur.

D'un point de vue interne, le cœur se divise en 2 parties séparées par le sillon auriculo-ventriculaire [5].

1.3.1.1 Cavités droites

L'oreillette droite est une cavité lisse, étirée à ses deux extrémités, où se joignent la veine cave inférieure et la veine cave supérieure. Le ventricule droit à la forme d'un tronc et se trouve à côté du ventricule gauche.

1.3.1.2 Cavités gauches

Le ventricule gauche a une forme cylindrique qui lui procure une masse plus importante que celle des autres cavités. Il communique avec l'artère principale du corps (aorte) à travers l'orifice aortique. La valve mitrale fait la jonction entre le ventricule gauche et l'oreillette gauche qui reçoit quatre veines pulmonaires (2 veines pulmonaires droites supérieures et inférieures et 2 veines pulmonaires gauche supérieures et inférieures).

Chaque oreillette communique avec le ventricule inférieur par un orifice, appelé orifice auriculo-ventriculaire. Les oreillettes sont séparées par le septum auriculaire, et les ventricules sont séparés par le septum interventriculaire. Le sang y circule donc dans un seul sens.

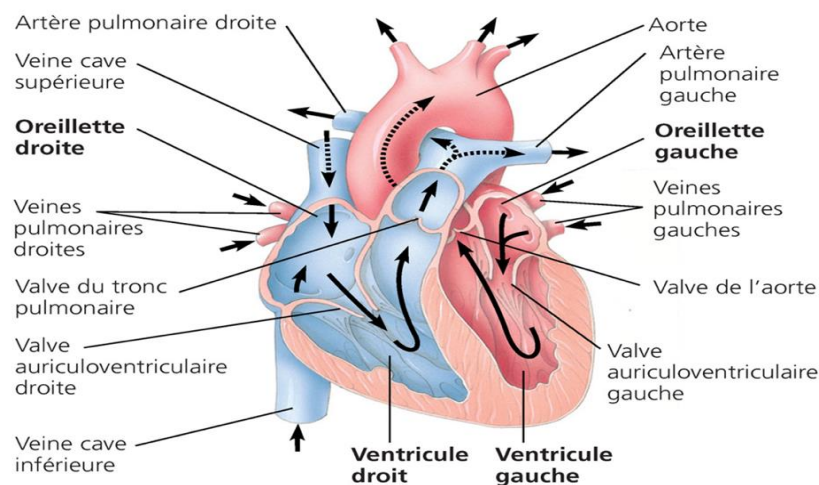


Figure 1.1 : Anatomie du cœur [6]

1.3.2 Fonctionnement électrique du cœur

Le système électrique, présenté dans la figure 1.2, assure la contraction du cœur en produisant un influx électrique suffisant à l'élévation du potentiel d'action des cellules du myocarde [7]. Ces dernières sont liées par des jonctions qui permettent à l'influx électrique de circuler entre elles. Ainsi, une stimulation à un point précis du myocarde conduira à la stimulation de l'ensemble de ses cellules.

Ce système [7] comprend un nœud qui se situe en haut de l'oreillette droite, appelé Nœud SINUSAL. Il génère les impulsions électriques responsables du rythme cardiaque et de la contraction rythmique de l'oreillette droite. L'impulsion se diffuse à toute la paroi de cette cavité et à l'oreillette gauche à travers un réseau de fibres conductrices.

Après avoir progressé dans les deux oreillettes, l'impulsion se trouve à la base des deux ventricules où elle pénètre dans le Nœud ARICULO-VENTRICULAIRE afin de la ralentir pour la propager dans les deux ventricules à travers le FAISCEAU de HIS. Ce faisceau se compose d'un tronc et de deux branches, la branche droite destinée au ventricule droit, la branche gauche destinée au ventricule gauche. Cette dernière est divisée en deux hémibranches, l'hémibranche antérieure gauche et l'hémibranche postérieure gauche. Elles se rejoignent en un seul réseau, nommé RESEAU de PURKINJE, pour être distribué à tout le myocarde ventriculaire.

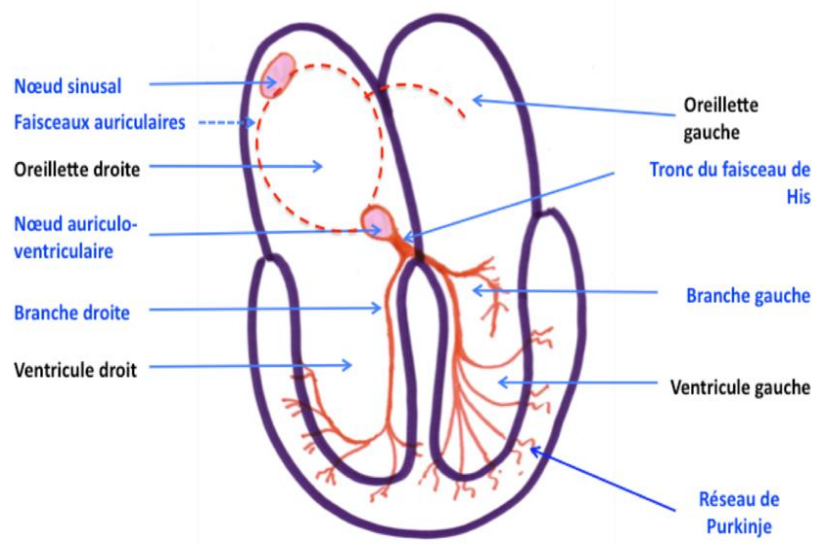


Figure 1.2 : Système électrique du cœur [7]

1.3.3 Potentiel d'action

Les variations de potentiel électrique enregistrées de part et d'autre de la membrane des cellules cardiaques aux différentes phases du cycle cardiaque sont fonction de la différence de distribution des ions entre les milieux intra et extra cellulaire et des flux ioniques.

Les potentiels d'action correspondent à des changements de potentiel membranaire provoqués par une série de mouvements ioniques à travers la membrane cellulaire. Ces mouvements d'ions se produisent dans les canaux ioniques ayant différentes inerties d'ouverture (canal sodique, canal potassique et canal calcique) et génèrent des courants électriques. Durant

le potentiel de repos, la cellule enregistre une polarité négative à l'intérieure et positive à l'extérieure, sa valeur est de -90mV dans les fibres ventriculaires et dans le faisceau de HIS, et de -60mV dans le nœud SINUSAL et le nœud ARICULO-VENTRICULAIRE.

Le potentiel d'action se déroule en plusieurs phases (figure 1.3) :

- Phase 0 : L'entrée en masse des ions Na^+ à travers les canaux sodiques polarise l'intérieur de la cellule en positive et l'extérieur en négatif, soit la phase de dépolarisation brusque.
- Phase 1 : Fermeture des canaux sodiques et entrée de ions de chlorures Cl^- (phase de repolarisation initiale).
- Phase 2 : Entrée d'ions Ca^{++} , ce qui dépolarise la cellule (phase de dépolarisation maintenue), elle s'observe que dans les fibres ventriculaires et celle du système his-purkinje.
- Phase 3 : Désactivation des canaux calcique et ouverture des canaux potassique pour la sortie des ions K^+ ramenant le potentiel membranaire à sa valeur de repos (phase de repolarisation terminale).
- Phase 4 : Les cellules du tissu nodal présentent une dépolarisation lente et spontanée et progressive (phase de potentiel de repos ou diastole électrique) [8].

Notons que la dépolarisation des cellules, représentant la systole et la diastole, signifie leur repolarisation.

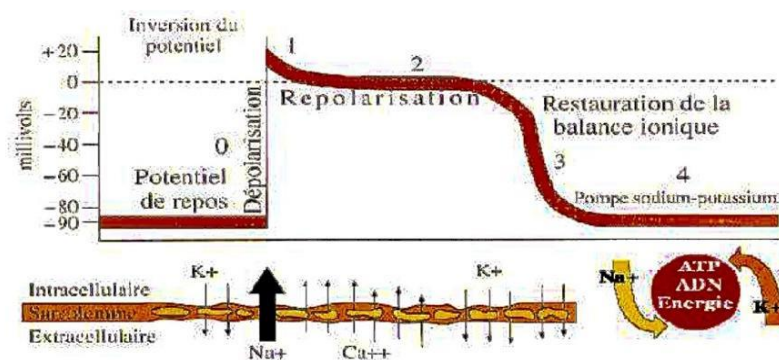


Figure 1.3 : Différentes phases du potentiel d'action [9]

1.4 Électrocardiogramme

L'ECG est un enregistrement graphique de l'activité électrique du cœur recueilli par des électrodes cutanées placées à des points spécifiques. Il peut se faire en situation de repos ou

d'effort. De plus, l'ECG est prescrit en cas de troubles cardiaques ou pour assurer la surveillance d'une pathologie déjà définit.

1.4.1 Interprétation de l'ECG

L'ECG est généralement rapporté sur du papier millimétré avec des petits carreaux de 1 mm de côté réalisant de plus grands carreaux de 5mm de côté, et délimité par des lignes en gras. L'échelle est de 10 mm pour 1mV et 1 mm pour 0.04s, soit une vitesse de déroulement de 25mm/s.

L'ECG comporte un certain nombre d'informations (figure 1.4) [10] :

- L'onde P : indique la dépolarisation des oreillettes.
- L'intervalle PR : est le temps entre le début de l'onde P et le début du complexe QRS. Il représente la conduction auriculo-ventriculaire.
- Complexe QRS : dépolarisation ventriculaire, l'onde Q est la première composante négative du complexe, l'onde R est la composante positive et l'onde T est la seconde composante positive.
- Le segment ST : correspond à une brève période pendant laquelle aucune impulsion ne peut traverser le myocarde. Elle commence à la fin de l'onde S et se termine au début de l'onde T.
- L'onde T : représente la repolarisation du myocarde ventriculaire.
- L'onde U : peut suivre l'onde T. Elle traduirait la repolarisation ventriculaire lente.

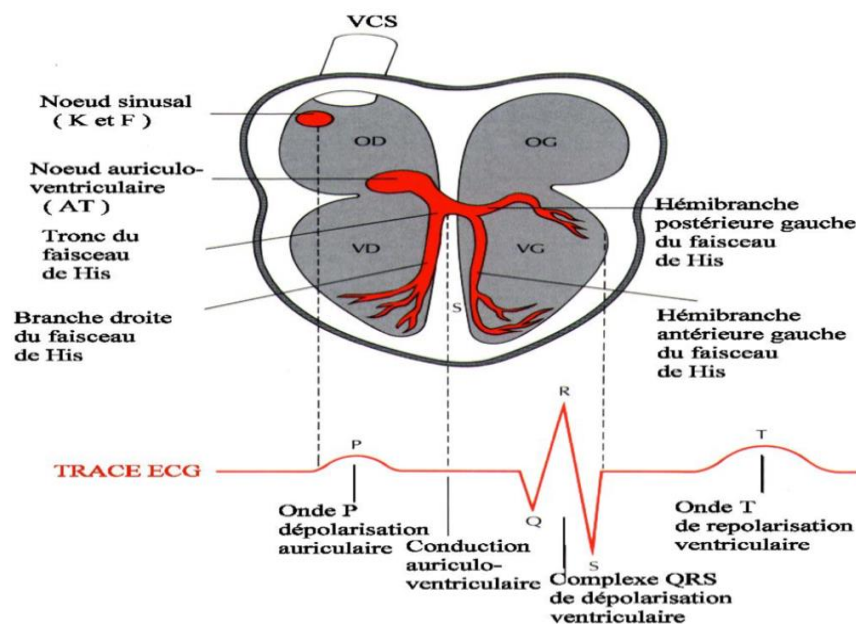


Figure 1.4 : Ondes d'un électrocardiogramme (ECG) [11]

1.4.2 Techniques d'acquisition de l'ECG

Il existe diverses méthodes de recueil du signal ECG. Elles diffèrent selon le but du diagnostic et l'état du patient. On distingue :

1.4.2.1 Dérivations (ECG Classique)

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 [12]. Un ECG standard comporte douze dérivations divisées en trois types :

a) Dérivations bipolaires

Appelées aussi dérivations d'Einthoven, elles sont en nombre de trois :

- 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 1.5).

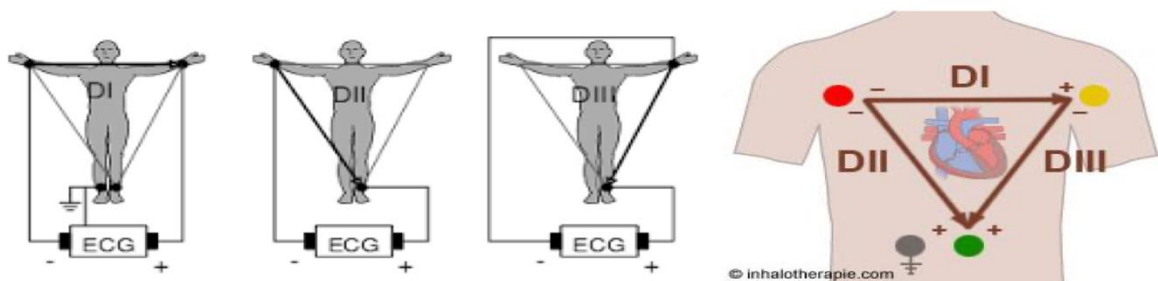


Figure 1.5 : Dérivations bipolaires [12]

b) Dérivations unipolaires (figure 1.6)

Appelées aussi les dérivations de Goldberger (figure 1.6) qui a utilisé les mêmes électrodes qu'Einthoven, où chaque électrode est considérée comme un pôle positif, et les deux autres électrodes étant des références négatives :

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

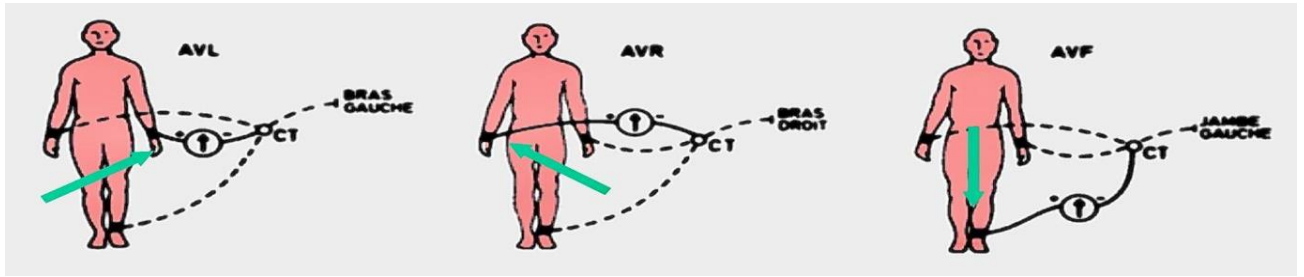


Figure 1.6 : Dérivations unipolaires [12]

Notons que l'axe des dérivations bipolaires et unipolaires est l'axe frontal.

c) Dérivations précordiales

Elles sont appelées aussi les dérivations de Wilson (figure 1.7). L'axe de ces dérivations est l'axe horizontal. Ces dérivations sont au niveau thoracique avec l'utilisation des électrodes de type ventouse. La position de chaque électrode est comme suit :

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

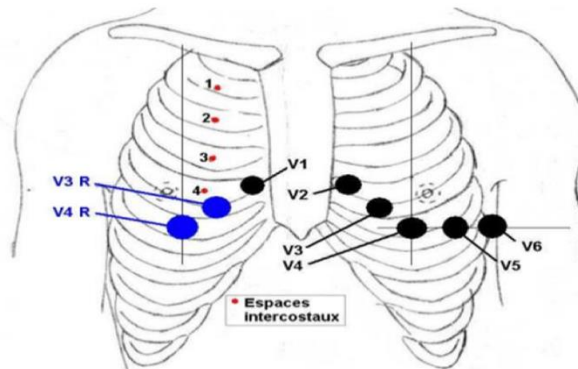


Figure 1.7 : Dérivations précordiales [12]

1.4.2.2 Électrocardiogramme ambulateur d'Holter

L'enregistrement Holter a été développé par Holter en 1961 [13]. Il est principalement utilisé pour détecter la présence d'arythmies et de modifications du segment ST-T dans les 24 heures. Les enregistreurs sont soit analogiques ou numériques.

Jusqu'à récemment, le principal inconvénient des systèmes numériques était le manque de résolution, qui est lié à l'utilisation d'algorithmes de compression numérique. Ces algorithmes peuvent stocker des données dans une mémoire dont la capacité est limitée à quelques mégaoctets. L'ECG Holter est considéré comme un outil très efficace pour diagnostiquer les arythmies transitoires [13].

1.4.2.3 Électrocardiogramme à haute résolution moyenné

La qualité de l'enregistrement ECG dépend des performances du système d'acquisition, du taux d'échantillonnage du signal et de la présence d'interférences du muscle pectoral (EMG). La présence de perturbations devient un enjeu majeur lorsque les études portent sur des phénomènes électro-physiologiques complexes, produisant des phénomènes transitoires de faible amplitude et de haute fréquence, comme les potentiels tardifs.

L'électrocardiogramme moyen à haute résolution (HR-ECG) (1972) [13] est largement utilisé pour enregistrer les potentiels tardifs non détectables sur les ECG standards. Dans cette technique, l'utilisation de la moyenne du signal élimine les interférences qui se produisent pendant l'enregistrement. On considère que le signal d'interférence est un bruit aléatoire et que le signal ECG est périodique [13].

1.4.2.4 Vectocardiogramme

L'ECG est la projection du signal cardiaque en deux dimensions (amplitude, temps). Le Vectocardiogramme (VCG) permet une représentation spatiale (sur trois plans), ce qui détermine plus simplement et plus précisément les anomalies. Le VCG utilise un système de dérivation orthogonal (Frank), qui réduit le nombre d'électrodes à sept, et recueille trois signaux au lieu de douze signaux pour le cas de dérivation 2D [14].

1.4.2.5 ECG d'effort

Un ECG d'effort consiste à effectuer un ECG en faisant marcher le patient sur un tapis roulant. Ce test est indiqué chez les patients suspectés d'angor d'effort (ou angine de poitrine est la

manifestation d'un déséquilibre entre les apports et les besoins du cœur en oxygène.). Il permet de vérifier que l'ECG change lors de l'effort et déterminer le seuil auquel apparaît la douleur et les changements électriques [14].

1.4.2.6 Electrocardioscope

Appelé aussi scope, il permet une surveillance continue de l'ECG. C'est un appareil simple, non invasif et fiable. Dans lequel, les électrodes doivent être positionnées : rouge sur l'épaule droite, jaune sur l'épaule gauche et noir à la place de V5, ou sur le manubrium sternal. Il sert à la surveillance des patients en réanimation. Dans les unités de cardiologie de soins intensifs (USIC), il doit être connecté à un scope central situé au poste de travail ou muni d'un enregistreur [11].

1.4.3 Fréquence cardiaque

La fréquence cardiaque [12] est le nombre de cycle cardiaque durant une minute. On peut également la calculer par l'utilisation de l'Électrocardiogramme et voir si le rythme est régulier ou non. La fréquence cardiaque (HR) est égale à :

$$HR = \frac{60}{\text{durée en seconde de l'intervalle RR}}, \quad (1.1)$$

et se mesure en battement par minute (BPM).

Elle diffère selon :

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

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

1.4.4 ECG normal : principales valeurs numériques

- L'onde P normale a un axe en D2, sa durée normale est inférieure à 110 ms (en pratique 120 ms).
- Le QRS normal a un axe compris entre -45 et $+110^\circ$. En pratique, les cardiologues du monde entier utilisent des valeurs arrondies de -30 à $+90^\circ$. Sa durée est de l'ordre de 80 ms, en pratique on ne réagit que pour des valeurs pathologiques de plus de 120 ms.
- La fréquence cardiaque normale de repos de l'adulte est entre 60 et 100 BPM.
- En pratique : si l'intervalle RR est égal à un grand carreau, la fréquence est de 300 BPM, pour une valeur de deux grands carreaux, elle est de 150 BPM, etc. La formule est $HR = 300/\text{nombre de grands carreaux séparant deux QRS}$.
- L'intervalle PR, de début de l'onde P au début du complexe QRS, est entre 120 et 200 ms. Il explore la totalité de la conduction depuis la sortie de l'onde du nœud sinusal jusqu'aux extrémités du réseau de Purkinje et pas seulement la traversée du nœud atrioventriculaire.
- L'intervalle QT, du début de l'onde Q à la fin de l'onde T, explore la durée de la repolarisation [12].

Le tableau 1.1 résume les principales valeurs numériques d'un ECG normal.

Tableau 1.1 : Récapitulatif d'un ECG normal [10]

Onde, intervalle	Valeurs normales
Fréquence cardiaque	60-100 BPM
Durée de P	<120 ms
Axe de P	60°
Amplitude de P	< 2,5 mm
PR	120-200ms
Durée de QRS	80-100 ms, en pratique 80-120 ms
Axe de QRS	-45 à $+110^\circ$, en pratique -30 à $+90^\circ$
Onde Q physiologique	< 1/3 amplitude QRS et < 40 ms de durée
QT (variable avec FC)	< 440 ms à 60 BPM

1.4.5 Caractéristiques fréquentielles du signal ECG

Les caractéristiques du signal cardiaque permettent de déterminer les paramètres du système de conditionnement (principalement un filtrage et une amplification), nécessaire à l'acquisition du signal ECG.

Pour un rythme cardiaque de 30 à 180 BPM, la fréquence est de 0,5 à 3,0 Hz. En général, la gamme de fréquence développée des signaux cardiaques est de [0,05, 150] Hz, avec des amplitudes allant de 0,75 à 4 mV crête à crête [13].

1.5 Électrodes utilisées en cardiologie

1.5.1 Électrodes Gel

Les électrodes Gel, présentées dans la figure 1.8, sont les électrodes les plus utilisées en cardiologie. Ils sont manufacturés à partir d'argent et de chlorure d'argent (Ag/AgCl). En effet, le sel binaire AgCl, recouvrant les électrodes Ag, est très stable lors du changement de la tension et du courant qui survient au mouvement, ce qui va permettre une mesure correcte du potentiel dans ce cas [15].

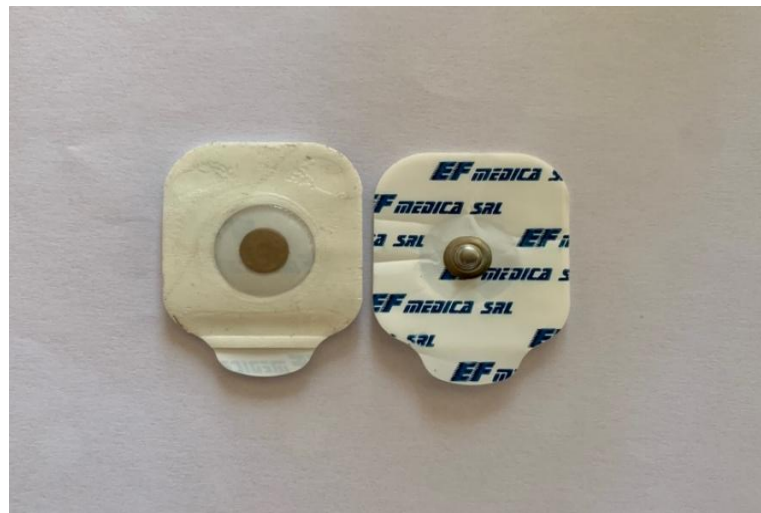


Figure 1.8 : Électrode de surveillance en gel ECG

Pour avoir une meilleure conduction entre l'électrode et la peau, on ajoute une couche d'un matériau entre eux appelé "gel conductive". Ce dernier peut être adhésive afin de stabiliser mécaniquement l'électrode sur la peau [15]. Le circuit électrique équivalent de l'interface peau-gel-électrode est montré dans la figure 1.9.

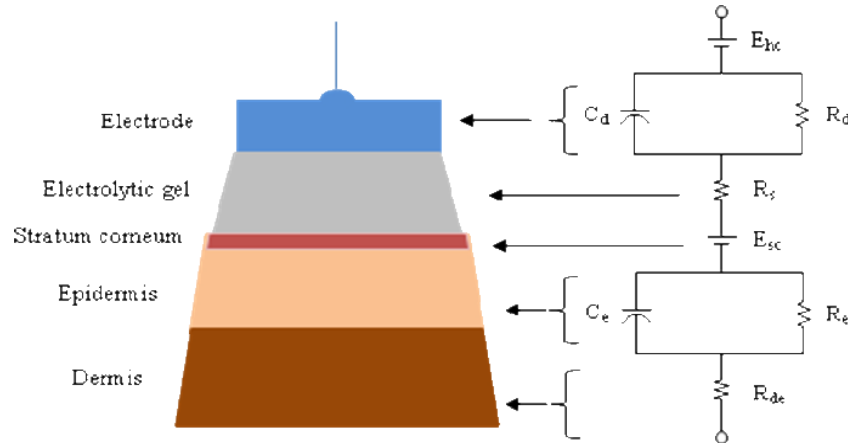


Figure 1.9 : Circuit électrique équivalent de l'interface peau-gel-électrode [16].

L'électrode peut être modélisée par un nombre de résistances et de capacités, impliquant une réponse en fréquence de l'électrode. L'impédance d'électrode est proportionnelle à l'inverse de la fréquence [17]. Par exemple, l'impédance d'une électrode typique d'Ag/AgCl à 1kHz est la moitié de la même électrode à 100 Hz.

Ce modèle peut être compliqué en considérant que la peau ne présente pas une impédance uniforme. En effet, l'impédance de la peau peut varier de 100% dans un espace de quelques millimètres. Elle dépend aussi de la température et de la fréquence. D'autre part, souvent l'impédance d'une électrode peut dégrader les performances de l'amplificateur. Ainsi, un gel ionique est introduit sur la peau pour mieux adhérer l'ensemble électrode/peau. Il permet une adaptation d'impédance entre l'électrode et la peau, et peut être une source de bruit au cas où un mauvais gel est utilisé [13].

Bien que l'utilisation d'adhésifs et de gels puisse réduire la résistance de couplage et ainsi fournir un meilleur signal, les inconvénients possibles incluent : une irritation cutanée (nouveau-nés/prématurés, brûlures cutanées pour personnes âgées), une préparation spéciale avant la mesure et des limitations liées aux câbles de connexion [18]. De plus, si une surveillance à long terme est effectuée, les électrodes de gel doivent être remplacées à différents endroits de la peau après plusieurs heures d'utilisation [19]. En effet, la qualité du signal se détériore progressivement lorsque le gel électrolytique se déshydrate, pour cette raison ce sont des électrodes jetables.

On trouve aussi que l'utilisation répétée de ce type d'électrodes peut entraîner une dermatite de contact allergique. Certains rapports de dermatite de contact allergique provenant d'électrodes de surveillance ECG ont montré des réactions positives à plus d'un composant (gel et adhésif) contenu dans les électrodes [20].

1.5.2 Électrodes sèches

Cette dénomination est due à l'absence de solution ou de gel électrolytique sur les électrodes. Les électrodes sèches représentent une bonne alternative aux électrodes gel, car elles sont plus adaptées pour de nombreuses applications de détection de la santé à long terme, comme dans la mesure de la variabilité de la fréquence cardiaque pendant un effort physique, et la gestion des maladies chroniques.

Leur mise en pratique n'a pas encore été utilisée dans des applications cliniques de routine, mais grâce à la flexibilité de leurs utilisations, elles peuvent aider les patients qui habitent loin de l'hôpital, sans interrompre leurs activités de la vie quotidienne, et apporter du confort et de la biocompatibilité pour tous les types de patients, en particulier les personnes âgées et handicapée. De plus, les soins extrahospitaliers réduisent le coût élevé des soins hospitaliers de longue durée [20], [21].

Avec l'avancement de la technologie, plusieurs types d'électrodes sèches ont été développés. La figure 1.10 montre des échantillons d'électrodes sèches, classés comme : (a) matériaux rigides (disques métalliques), (b) matériaux souples/flexibles (polymères conducteurs et mousses) et (c) électrodes en tissu [20].

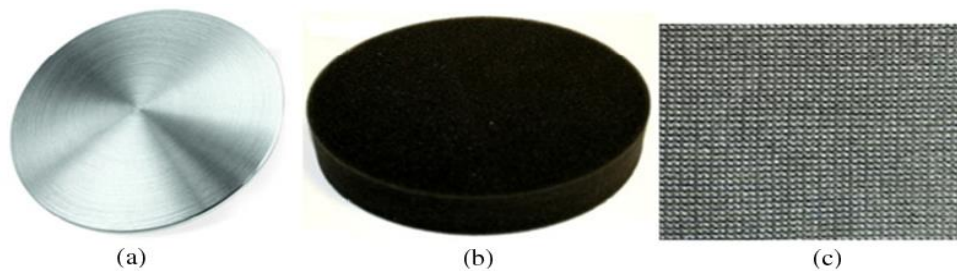


Figure 1.10 : Échantillons d'électrodes sèches (Rigides, souples et en tissu).

Chaque type d'électrode sèche possède ses propres avantages et inconvénients, qui sont résumés comme suit :

1.5.2.1 Électrodes sèches en matériau rigide

L'inox est le plus utilisé dans la fabrication de ce type d'électrodes vu sa disponibilité, son prix et ses bonnes propriétés électriques. Les électrodes sèches actifs en acier inoxydable donnent les meilleurs résultats et réduisent considérablement les artefacts (Anomalies qui s'ajoutent sur les tracés ECG mais ne proviennent pas du cœur) de mouvement [22], [23].

1.5.2.2 Électrodes sèches en matériau souple/flexible

Ce type d'électrode sèche est caractérisé par un contact d'interface électrode-peau stable. Grâce à sa souplesse et à sa flexibilité, l'électrode s'adapte rapidement à la forme du corps, car elle se déplace par rapport à la peau, ce qui réduit les artefacts de mouvement [20].

1.5.2.2 1.5.2.3 Électrodes sèches en tissu

Ce type d'électrode sèche intégrée au tissu représente une amélioration dans le volume et la stimulation cutanée (irritation de la peau) sur les électrodes en gel. Cependant, un signal de moins bonne qualité est produit en raison de la forte impédance des électrodes à la peau et des artefacts de mouvement [20], [23].

1.6 Conclusion

A travers ce chapitre, nous avons résumé le fonctionnement du système cardio-vasculaire et défini l'électrocardiogramme, son interprétation et l'emplacement des électrodes. Nous avons aussi présenté les deux principaux types d'électrodes utilisées en cardiologie, à savoir les électrodes gel et les électrodes sèches.

Dans le prochain chapitre, nous présenterons le principe du conditionnement du signal ECG, son traitement, sa numérisation et sa transmission par Bluetooth, afin de réaliser un système sans fil de monitoring du signal ECG.

Chapitre 2

Système sans fils autonome de monitoring du signal ECG

2.1 Introduction

Le signal capté par les électrodes est généralement bruité et faible en amplitude et ne peut pas être interprété par un praticien. Il nécessite donc un certain traitement pour le rendre interprétable afin de le numériser et de l'envoyer à travers une technologie sans fil. L'objectif est de mettre en œuvre une surveillance médicale à distance (télésurveillance) afin de réduire la charge sur les hôpitaux et les centres de diagnostic, en libérant les lits d'hôpitaux à des patients dont l'état de santé nécessite un suivi au sein de l'établissement.

Dans ce chapitre, nous présentons l'aspect technique des composants nécessaires à l'acquisition du signal ECG, à sa numérisation et à son envoi par Bluetooth à un appareil Android.

2.2 Système d'acquisition sans fils du signal ECG

Le schéma de la figure 2.1 illustre les outils que nous avons utilisés pour réaliser notre système portable de monitoring du signal ECG. L'acquisition du signal se fait grâce à des électrodes (commerciales et sèches). Ce signal va être ensuite conditionné, filtré et enfin numériser pour être transmis par Bluetooth au smartphone Android de l'utilisateur qui pourra le visualiser et l'enregistrer afin qu'il puisse être examiné à distance.

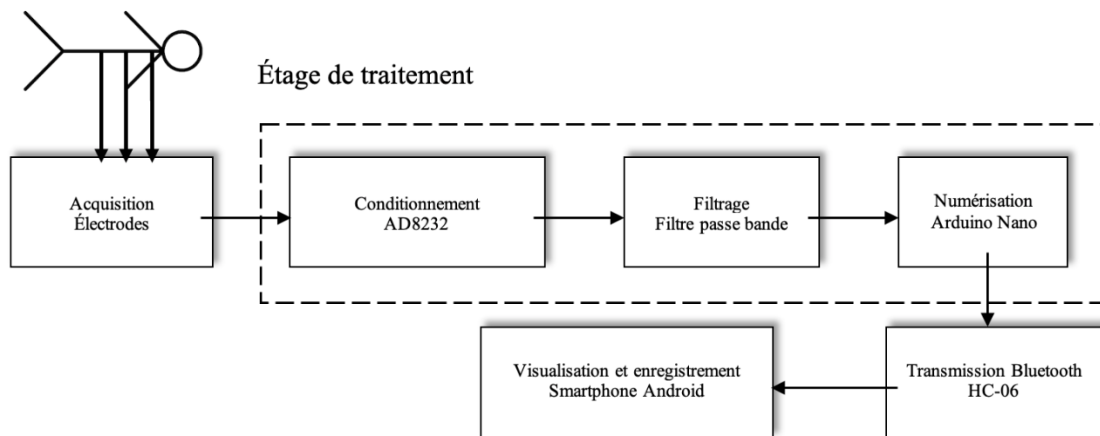


Figure 2.1 : Schéma synoptique du système portable de monitoring du signal ECG

2.3 Module ECG: AD8232

L'AD8232 (Figure 2.2) est un bloc de conditionnement pour le signal ECG et autres signaux physiologiques tels que l'électromyogramme et l'électroencéphalogramme. Il est conçu pour convertir le signal faible et bruyant recueilli par les électrodes en un signal de plus forte intensité et filtré qui peut être facilement lu par un convertisseur analogique-numérique (ADC) à basse résolution [24].

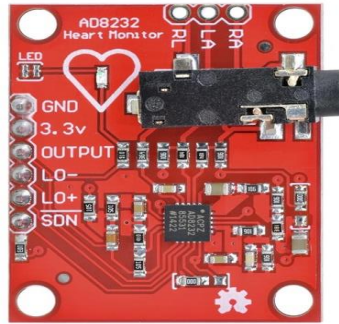


Figure 2.2 : Module ECG - AD8232.

2.3.1 Broches de l'AD8232

Les broches de l'AD823, ainsi que leurs descriptions, sont données dans le tableau 2.1.

Tableau 2.1 : Description des broches de l'AD8232.

Broche	Description
GND	Masse
3.3v	Alimentation de 3.3v
Output	Sortie analogique du module.
LO-	Détecte si l'électrode est connectée. LO- est à l'état haut.
LO+	Détecte si l'électrode est connectée. LO+ est à l'état haut.
SDN	La broche d'arrêt sert à envoyer le capteur AD8232 en mode veille, afin de consommer un courant faible.
RA (Bras droit)	Électrode biomédicale rouge (entrée). Entrée négative de l'amplificateur d'instrumentation.
LA (Bras gauche)	Électrode biomédicale jaune (entrée). Entrée positive de l'amplificateur d'instrumentation.
RL (Jambe droite)	Électrode biomédicale verte (entrée).
Connecteur Jack d'électrode biomédicale ECG 3,5 mm	Combine les connexions des électrodes RA, LA, RL.

2.3.2 Caractéristiques de l'AD8232 [25]

- Tension de fonctionnement 3,3 V.
- Sortie analogique.
- Détection de l'état du branchement des électrodes.
- Broche d'arrêt.
- Indicateur LED.
- Fiche Jack 3,5 mm
- Taille : 3,5 cm x 3 cm

2.4 Filtrage

Dans le but de limiter la bande passante du signal ECG recueilli avec l'AD8232, nous avons ajouté un filtre passe-bande qui n'est que la cascade d'un filtre passe-bas passif du premier ordre de fréquence de coupure FL avec un filtre passe-haut actif de même ordre avec une fréquence de coupure FH (figure 2.3).

La bande passante de fréquence s'étale de 0,05 jusqu'à 300 Hz, de sorte que le système soit adapté aux analyses pédiatriques et à la détection des arythmies cardiaques. La capacité d'entrée laisse passer les fréquences supérieures à 0.05Hz. La capacité de retour atténue les fréquences supérieures à 300Hz et le gain est le rapport entre la résistance de feedback (R_f) et la résistance d'entrée (R_i).

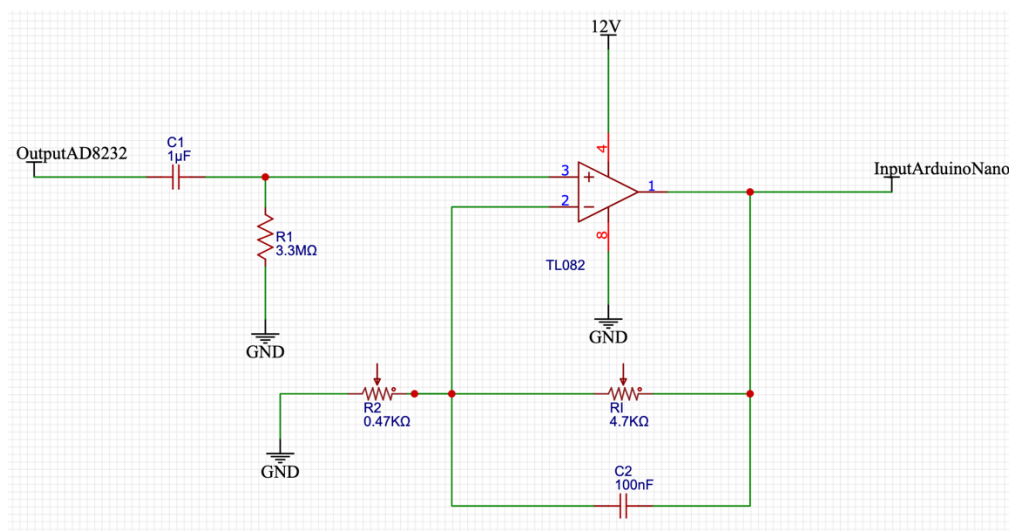


Figure 2.3 : Circuit électrique du filtre

Les valeurs des fréquences de coupure ainsi que le gain sont calculées selon les équations suivantes [26] :

$$FL = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi[3.3 \times 10^6][10^{-6}]} = 0.05Hz \quad (2.1)$$

$$FH = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi[4.7 \times 10^3][10^{-7}]} \approx 300Hz \quad (2.2)$$

$$G2 = \frac{Rf}{Ri} = \frac{4.7}{0.47} = 10 \quad (2.3)$$

Le gain total est le produit entre $G1=10$ qui représente le gain de l'AD8232 [27] et le gain du filtre calculé précédemment soit :

$$G = G_1 \times G_2 = 10 \times 100 = 1000 \quad (2.4)$$

2.4.1 Composants nécessaires à la conception du filtre

- Amplificateur opérationnel TL082.
- 3 Résistances : $3.3M\Omega$, $4.7K\Omega$, $0.47k\Omega$.
- 2 capacités : $100nF$, $1\mu F$.
- Alimentation pour l'amplificateur.

2.4.2 Simulation du filtre

La simulation du filtre passe bande, sous le logiciel Proteus, est rapportée dans la figure 2.4.

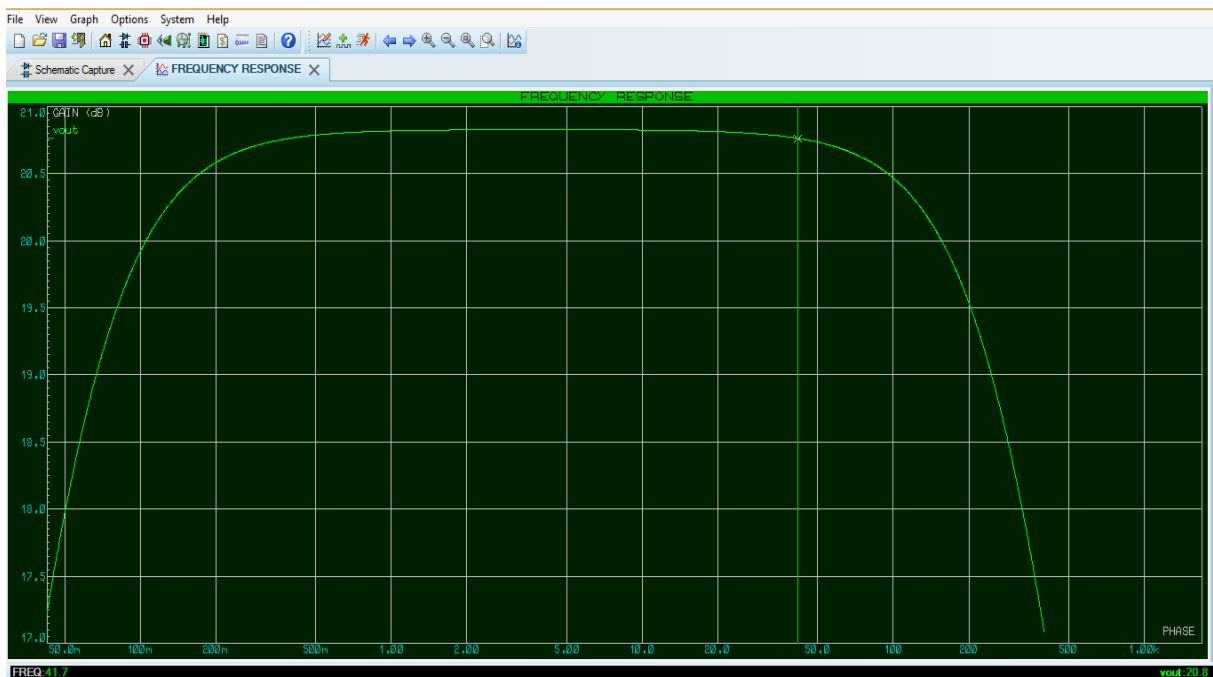


Figure 2.4 : Réponse fréquentielle du filtre passe bande sous le logiciel Proteus.

Notons que :

- Le filtre passe haut présente une atténuation d'environ 3dB/déc, pour $FL = 0.05$ Hz.
- Le filtre passe bas présente une atténuation d'environ -3dB/déc, pour $FH = 300$ Hz.

2.5 Arduino Nano

Pour la numérisation du signal ECG, nous avons choisi le module Arduino. Il s'agit de cartes électroniques au format réduit (ArduinoUno, Arduino Méga, Arduino Nano, Lily Pad, Arduino Leonardo, etc.), basées, pour la plupart, sur un microcontrôleur de la marque Atmel AVR, qui permet de stocker et d'exécuter le programme. Ces cartes proposent des extensions sur l'aspect matériel (Open Hardware), ainsi que sur l'aspect logiciel (Open Source) afin de les adapter aux différents projets.

Dans notre projet, nous avons opté pour la carte ArduinoNano (figure 2.5) pour son accessibilité du point de vue prix, sa taille réduite, sa facilité d'utilisation, ainsi que sa programmation sans limite.

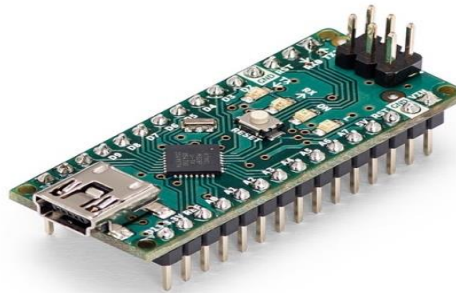


Figure 2.5 : Carte Arduino Nano

2.5.1 Caractéristiques techniques de l'Arduino Nano [28]

- Microcontrôleur ATmega 328.
- Architecture AVR
- Tension d'entrée 7-12V.
- Tension de service 5V.
- Courant DC par broches E/S 40mA.
- Consommation d'énergie 19mA.
- 22 entrées sorties numériques dont 6 PWM.
- 8 entrées analogiques (résolutions 10 bits).
- 32 Ko de mémoire flash dont 2KB sont utilisés par le bootloader.
- 2 Ko de SRAM (Static Random-Access Memory).

- 1 Ko d'EEPROM (Electrically Erasable Programmable Read Only Memory).
- Fréquence d'horloge 16 MHz.
- Taille 18× 45mm.
- Poids 7g.

2.5.2 Entrées et sorties [28]

- L'Arduino Nano dispose de 14 broches numériques à 5 Volts qui peuvent fournir ou recevoir un maximum de courant de 40mA. Elles sont utilisées comme entrée ou sortie, en utilisant les fonctions `pinMode()`, `digitalWrite()` et `digitalRead()`. Certaines broches ont des fonctions spécialisées :

Série : 0 (RX) et 1 (TX). Utilisées pour recevoir (RX) et transmettre (TX) des données séries TTL.

Interruptions externes : 2 et 3. Ces broches peuvent être configurées pour déclencher une interruption, avec la fonction `attachInterrupt()`.

PWM : 3, 5, 6, 9, 10 et 11. Fournit une sortie PWM 8 bits avec la fonction `analogWrite()`.

SPI: 10 (SS), 11 (MOSI), 12 (MISO), 13 (SCK). La communication SPI, qui, bien que fournie par le matériel sous-jacent, n'est actuellement pas incluse dans le langage Arduino.

LED : 13. Lorsque la broche est de valeur HIGH, la LED est allumée, lorsque la broche est de valeur LOW, elle est éteinte.

- Ce microcontrôleur a 8 entrées analogiques, fournissant 10 bits de résolution (soit 1024 valeurs différentes). Par défaut, ils mesurent de la terre à 5 volts, mais il est possible de modifier l'extrémité supérieure de leur plage à l'aide de la fonction `analogReference()`. Les broches analogiques 6 et 7 ne peuvent pas être utilisées comme broches numériques. Les fonctions des broches sont données :

- I2C : A4 (SDA) et A5 (SCL). Prise en charge de la communication I2C (TWI) à l'aide de la bibliothèque `Wire`.

AREF : Tension de référence pour les entrées analogiques. Utilisée avec `analogReference()`.

Reset : Cette broche est mise à la valeur LOW pour réinitialiser le microcontrôleur.

2.5.3 Branchement de l'Arduino Nano avec le AD8232

Le branchement de l'AD8232 avec le microcontrôleur Arduino Nano est expliqué dans le tableau 2.2.

Tableau 2.2: Branchement de l'AD8232 avec l'Arduino Nano

AD8232	Arduino Nano
GND	GND
3.3V	3V3
OUTPUT	A0
LO-	D7
LO+	D6
SDN	D5

Il est important de noter que, généralement, la broche SDN n'est pas utilisée car les données du capteur ECG doivent être prises en continu. Cependant, nous allons la programmer pour que le module passe en mode veille lorsque les électrodes sont retirées, réduisant ainsi sa consommation en courant.

2.5.4 Communication

L'Arduino Nano dispose d'un certain nombre de fonctionnalités pour communiquer avec un ordinateur, un autre Arduino ou d'autres microcontrôleurs [28]. L'ATmega328 fournit une communication série UART TTL (5V), qui est disponible sur les broches numériques 0 (RX) et 1 (TX). Un FTDI FT232RL sur la carte canalise cette communication série via USB et les pilotes FTDI (inclus avec le logiciel Arduino) fournissent un port com virtuel au logiciel sur l'ordinateur.

Le logiciel Arduino comprend un moniteur série qui permet d'envoyer des données textuelles simples vers et depuis la carte Arduino. Une bibliothèque Software Serial permet une communication série sur l'une des broches numériques du Nano. L'ATmega328 prend également en charge la communication I2C (TWI) et SPI. Le logiciel Arduino comprend aussi une bibliothèque Wire pour simplifier l'utilisation du bus I2C.

2.5.5 Programmation

L'IDE (Environnement de Développement Intégré) est un logiciel qui permet de programmer le microcontrôleur de la carte Arduino Nano. Il permet d'éditer, de compiler et de téléverser les programmes appelés sketch (croquis) par Arduino. Ces programmes sont écrits en C ou C++. Le logiciel Arduino IDE intègre le concept d'un "sketchbook" : un endroit réservé pour stocker les programmes de plus, il est livré avec une bibliothèque logicielle appelée "Wiring" qui facilite beaucoup les opérations d'entrée/sortie courantes. Il contient aussi un moniteur et un

traceur série pour l’affichage (Serial Plotter). L’interface du logiciel se présente dans la figure 2.6 comme suit :

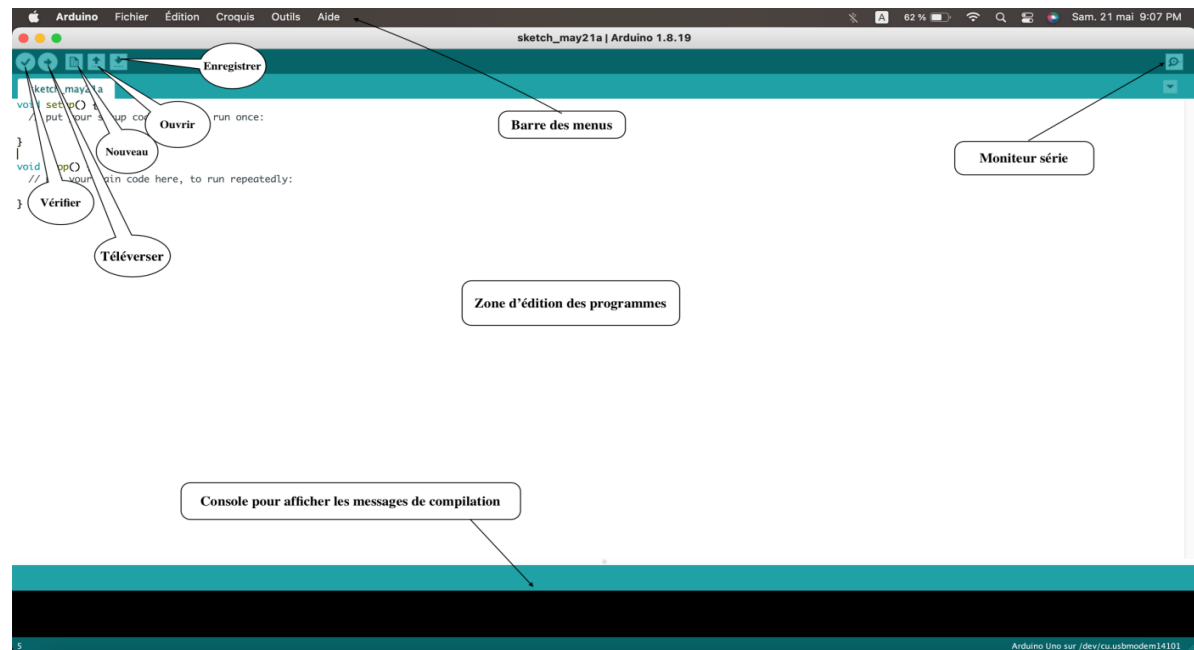


Figure 2.6 : Interface Arduino IDE

Pour créer un programme exécutable, il suffit de définir les deux fonctions suivantes :

- **Setup ()** : une fonction exécutée une fois au démarrage d'un programme et qui permet d'initialiser les paramètres.
- **Loop ()** : une fonction appelée à plusieurs reprises jusqu'à l'arrêt de la carte.

2.5.6 Serial Plotter

Le Serial Plotter, surveille les données échangées entre l'Arduino et le système informatique hôte via le câble USB connecté. Le Serial Plotter d'Arduino est censé être utile pour afficher des graphiques basés sur les données transférées depuis le capteur.

2.6 Module Bluetooth HC-06

Le module Bluetooth HC-06 (figure 2.7) peut être utilisé comme esclave uniquement. Il est de classe 2, conçu pour permettre une communication série (l'information est transmise octet par octet) à un microcontrôleur et à d'autres appareils compatibles Bluetooth.



Figure 2.7: Module HC-06

2.6.1 Caractéristiques [29]

- Protocole Bluetooth: Bluetooth 2.0+ EDR standard.
- Protocole USB : USB v1.1/2.0.
- Fréquence de fonctionnement : bande de fréquence ISM 2,4 GHz.
- Mode de modulation : Gauss Frequency Shift Keying.
- Puissance d'émission : $\leq 4\text{dBm}$.
- Sensibilité : $\leq -84\text{ dBm}$ à 0,1 % de taux d'erreur sur les bits.
- Vitesse de transmission : 2,1 Mbps (max)/160 kbps (asynchrone) ; 1 Mbps/1 Mbps (synchrone).
- Fonction de sécurité : Authentification et cryptage.
- Configuration prise en charge : port série Bluetooth (majeur et mineur).
- Tension d'alimentation : +3,3 VCC 50 mA.
- Température de fonctionnement : -20 à 55°C.
- Taille : 36,5 x 16 mm
- Poids : 4g.

2.6.2 Broches du module HC-06 [29]

Le tableau 2.3 englobe les broches dont dispose le module HC-06 et résume leur description.

Tableau 2.3 : Broches du module HC-06 et leurs fonctions

Broche	Description
VCC	Elle sert à alimenter le module.
GND	Masse commune du circuit.
TX	Elle transmet en série et convertit les signaux reçus sans fil.
RX	Le module Bluetooth HC-06 reçoit les données à transmettre de cette broche.

Le module dispose d'une LED qui clignote en rouge pour indiquer que le module n'est pas connecté à un appareil. Une fois connecté, la LED cesse de clignoter.

2.6.3 Branchement du module HC-06 avec l'Arduino Nano

Le tableau 2.4 montre le branchement du module HC-06 avec l'Arduino Nano.

Tableau 2.4 : Branchement du module HC-06 avec la carte Arduino Nano

HC-06	Arduino Nano
VCC	5V
GND	GND
TX	RX
RX	TX

2.6.4 Configuration du module HC-06

Le module HC-06 nécessite une programmation (figure 2.8) afin de personnaliser ses paramètres.

```
#include <SoftwareSerial.h>
SoftwareSerial HC06(2, 3);
void setup() {
  //Initialisation du moniteur serie
  Serial.begin(9600);
  Serial.println("ENTER AT Commands:");
  //Initialisation du port serie bluetooth
  HC06.begin(9600);
}
void loop() {
  //Ecriture de donnée du HC-06 sur le moniteur serie
  if (HC06.available()) {
    Serial.write(HC06.read());
  }
  //Ecriture de donnée du moniteur serie sur le HC-06
  if (Serial.available()) {
    HC06.write(Serial.read());
  }
}
```

Figure 2.8 : Programme de configuration du HC-06

Pour tester la communication, on tape "AT" dans le monitor série de l'IDE Arduino. On sélectionne le bon baud rate (9600) et les deux "NL et CR" dans les options de communication. Le module répond OK. Le tableau 2.5 contient les commandes et les nouveaux paramètres du module.

Tableau 2.5 : Commandes utilisées pour la configuration du module Bluetooth HC 06

Commande	Description	Réponse du module
AT	Test de communication	OK
AT+VERSION	Version du logiciel	3.0-20170609
AT+NAME=ECG	Configuration du nom du module	OKsetname

AT+PSWD : »1111 «	Configuration du mot de passe	OKsetPIN
-------------------	----------------------------------	----------

Le module HC 06 peut être directement branché aux broches TX et RX de la carte Arduino Nano. Dans ce cas, il n'est pas nécessaire d'inclure la bibliothèque SoftwareSerial.h dans le programme. Mais, au moment du téléversement du programme, RX et TX doivent être déconnectées pour éviter une erreur.

2.7 Schéma électrique globale du système

Le schéma électrique du système global est illustré dans la figure 2.9

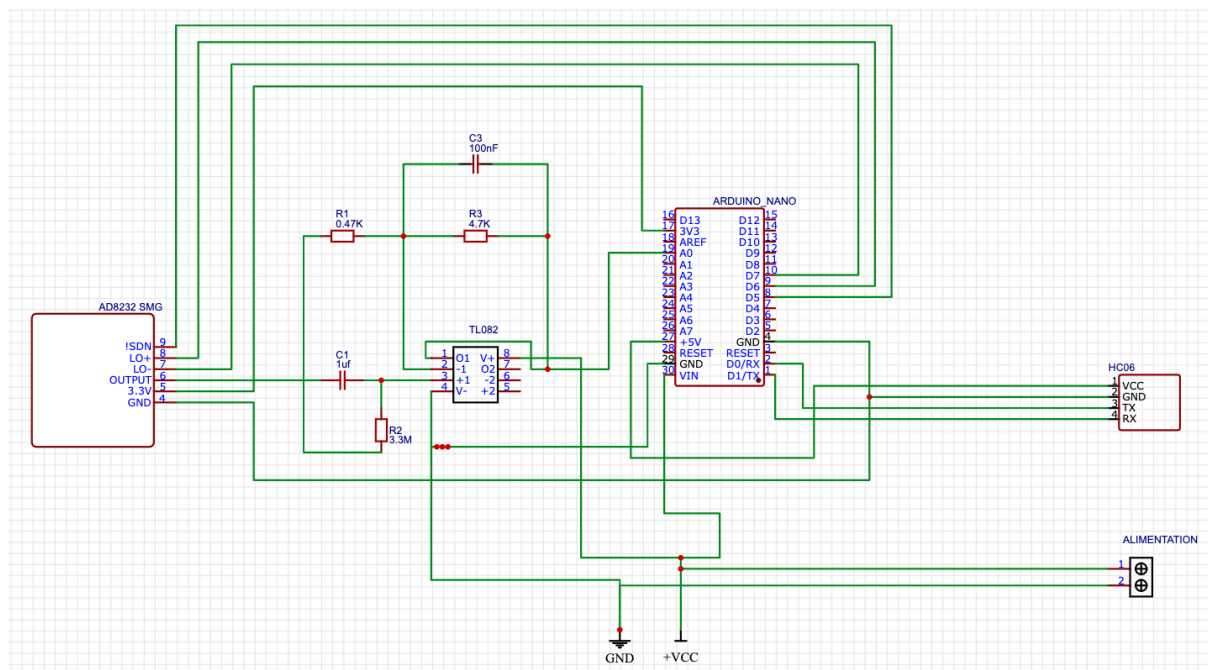


Figure 2.9 : Schéma électrique globale du système

2.8 Alimentation

Le schéma de la figure 2.10 montre les modules dont nous avons utilisé pour réaliser notre système d'alimentation rechargeable, et par conséquent, complètement autonome.

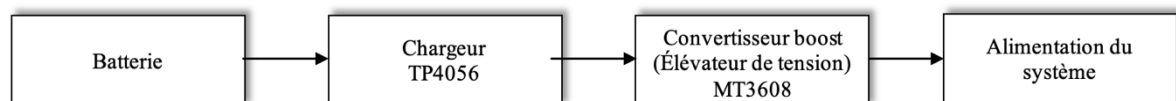


Figure 2.10 : Schéma synoptique de l'alimentation rechargeable

2.8.1 Batterie

Nous avons utilisé une batterie (figure 2.11) au lithium-ion polymère (également appelées "lipo" ou "lipoly") car elle est mince, légère et puissante. Sa sortie varie de 4,2 V lorsqu'elle est complètement chargée à 3,7 V. Elle a une capacité de 1800 mAh.



Figure 2.11 : Batterie lipo

2.8.2 Chargeur TP4056

Le module TP4056 (figure 2.12) est conçu pour charger des batteries rechargeables au lithium en utilisant la méthode de charge à courant constant / tension constante (CC/CV) [30]. En plus de charger en toute sécurité une batterie au lithium, le module fournit également la protection nécessaire requise par les batteries au lithium, grâce au circuit intégré du régulateur de charge TP4056 Li-Ion et un circuit intégré de protection séparé. Le chargeur peut être alimenté par un câble micro USB ou par les connexions IN+ et IN-. La source d'alimentation doit pouvoir fournir au moins 1A pour que le chargeur puisse charger correctement une batterie connectée.

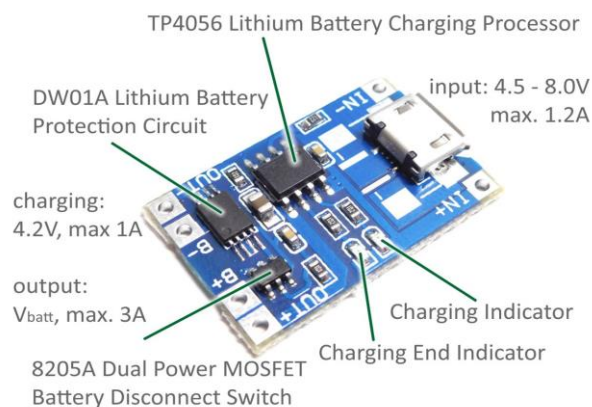


Figure 2.12: Module de charge TP4056

2.8.2.1 Spécifications

- Port micro USB.
- Protection contre les décharges excessives - empêche la batterie d'être déchargée en dessous de 2,4 V, un niveau de tension minimum sain pour la batterie.
- Si une batterie connectée a été déchargée en dessous de 2,4 V, le module coupera l'alimentation de sortie de la batterie jusqu'à ce que la tension de la batterie ait été rechargée au-dessus de 3,0 V.
- Protection contre la surcharge.
- Protection contre les surintensités et les courts-circuits, le module coupe la sortie de la batterie si le taux de décharge dépasse 3A.
- Protection de démarrage progressif limite le courant d'enclenchement
- Charge de ruissellement (reconditionnement de la batterie) si le niveau de tension de la batterie connectée est inférieur à 2,9 V, le module utilise un courant de charge de ruissellement de 130 mA.

2.8.3 Élévateur de tension MT3608

Le circuit Booster de tension dc-dc [31] permet d'augmenter une tension comprise entre 2 à 24V dans une plage comprise entre 5 et 28V 2A (max) (figure 2.13). Dans notre système, il servira à booster la tension d'entrée de la batterie de 3.7V en une tension de sortie de 12V nécessaire à l'alimentation du filtre (TL082) et de l'Arduino.

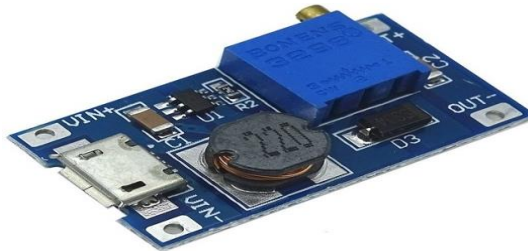


Figure 2.13 : MT3608

2.8.3.1 Spécifications

- Tension d'entrée : 2-24 V.
- Tension de Sortie : 5-28 V potentiomètre ajustable.
- Courant de Sortie : 2A (MAX).
- Fréquence de Commutation : 1.2 MHz.
- Efficacité : 93%.
- Température de Fonctionnement : -40° à + 85°C.

- Taille : 36 x 17 x 14 mm.
- Entrée : Prise micro USB et pastilles à souder.

2.9 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons abordé les caractéristiques techniques de différents étages pour la réalisation de notre système portable autonome de monitoring du signal ECG. Il s'agissait du module ECG AD8232 pour le conditionnement, la conception du filtre, l'Arduino NANO pour la numérisation et le module HC-06 pour la transmission Bluetooth ainsi que son alimentation rechargeable.

Dans le prochain chapitre, nous présenterons la programmation de l'application Android et la réalisation pratique de notre projet.

Chapitre 3

Conception du système portable de monitoring du signal ECG

3.1 Introduction

Une complémentarité doit être établie entre le design, la conception hardware et la programmation software, afin de garantir une bonne utilisation et une fiabilité du dispositif embarqué dans la vie quotidienne de l'utilisateur et son maniement pratique et facile.

Dans ce chapitre, nous présentons les principaux groupements du design de notre application Android, nommée " ECG Monitor ", et les étapes suivies pour la conception et la réalisation du dispositif embarqué, soit le "Wearable Device" pour l'acquisition continue du signal électrocardiogramme (ECG).

3.2 Conception de l'application Android

L'application Android "ECG Monitor" a été développée dans l'environnement « MIT App Inventor ». C'est un environnement de développement d'applications Android, créé par Google et actuellement géré par le Massachusetts Institute of Technology (MIT). C'est un environnement open source, gratuit et accessible en ligne. Il compte au total 14,9 millions d'utilisateurs depuis sa création en 2012.

Notre application "ECG Monitor" est composée de plusieurs regroupements complémentaires, dont chacun d'entre eux gère une fonction bien spécifique. La figure 3.1 présente l'ensemble des regroupements qui composent l'application Android développée.

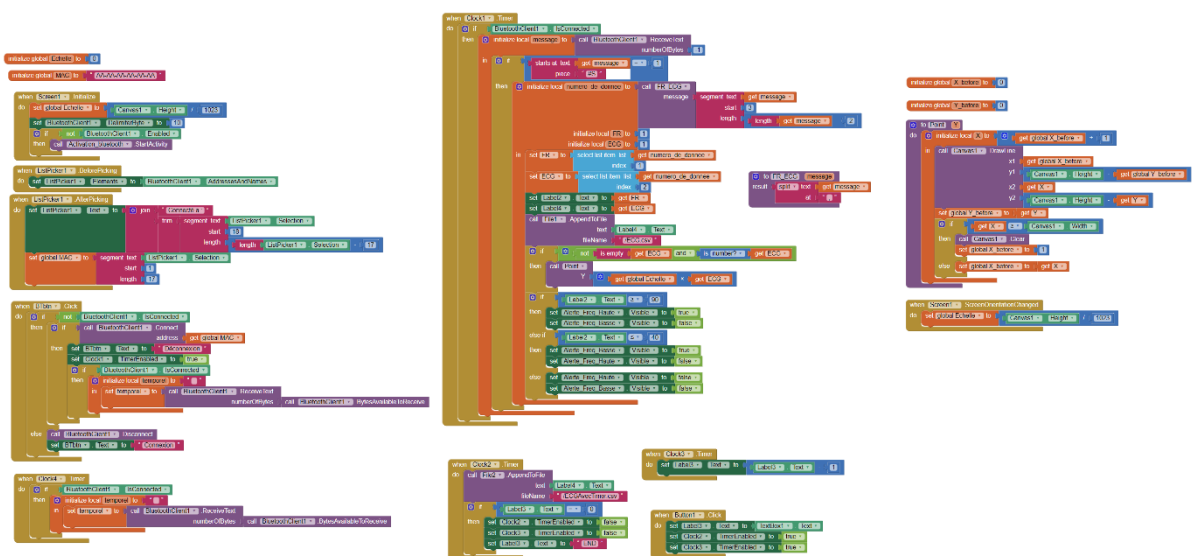


Figure 3.1 : Ensemble des regroupements qui composent l'application Android développée

Les principales parties qui composent notre application Android "ECG Monitor" sont les suivantes :

3.2.1 Partie d'initialisation de l'écran et vérification de la connectivité du Bluetooth

Dès l'ouverture de l'application sur le téléphone, le bloc « When Screen1. Initialize » (figure 3.2) est exécuté.

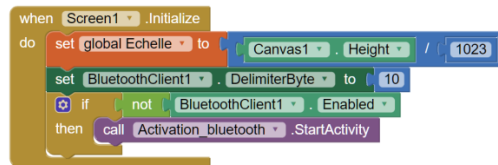


Figure 3.2 : Bloc de l'initialisation de l'écran

Ce dernier va établir la procédure suivante pour initialiser l'écran :

Choisir l'échelle du graphe en divisant la hauteur de l'espace du dessin (qui change d'un appareil à un autre) défini sur 1023 selon la résolution de l'Arduino.

Fixer l'octet de délimitation à utiliser lors de la transmission d'un nombre négatif pour le paramètre « numberOfBytes » lors de l'appel de « ReceiveText ».

Vérifier si le Bluetooth de l'appareil est activé, si non demander son activation en appelant « StartActivity ». La figure 3.3 présente la demande d'activation du Bluetooth du téléphone dans le cas où il est désactivé.

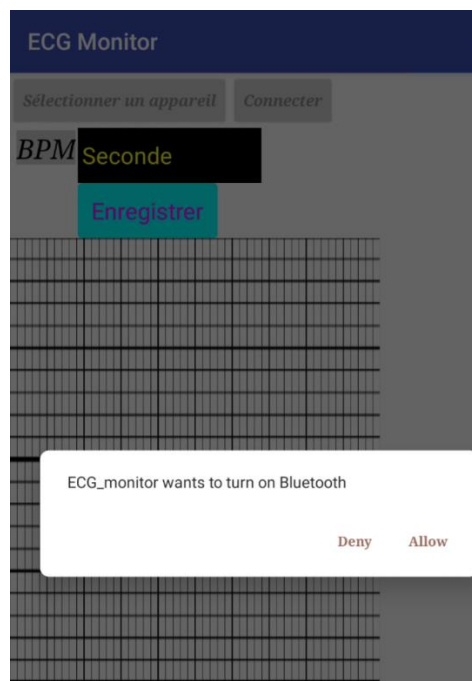


Figure 3.3 : Demande d'activation du Bluetooth du téléphone dans le cas où il est désactivé

3.2.2 Contenu de l'écran de l'application " ECG Monitor "

L'écran de notre application (figure 3.4) contient les éléments suivants :

- Nom de l'application : ECG Monitor.
- Bouton « Sélectionner un appareil » : utilisé pour sélectionner l'appareil Bluetooth à connecter.
- Bouton « Connecter » : utilisé pour établir une connexion Bluetooth avec l'appareil déjà choisi.
- Etiquette « BPM » : représente l'emplacement où sera affiché à côté (à gauche) la valeur des battements par minute.
- Etiquette « Seconde » : elle permet à l'utilisateur d'introduire un numéro entier de secondes pour faire un enregistrement temporisé.
- Bouton « Enregistrer » : il permet de démarrer l'enregistrement temporisé.
- Le Canevas : représente l'espace où il y aura l'affichage du signal ECG, en temps réel.

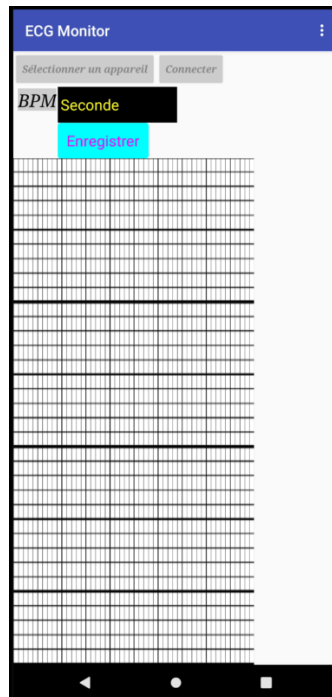


Figure 3.4 : Contenu de l'écran de l'application

3.2.3 Affichage des appareils Bluetooth disponibles à proximité

Le bloc « When Sélectionner un appareil. BeforePicking » (Figure 3.5) est exécuté lors de l'appui sur le ListPicker « Sélectionner un appareil ».



Figure 3.5 : Bloc d'affichage des appareils Bluetooth disponibles à proximité

Cela va permettre d'ouvrir une liste dans un autre écran (Figure 3.6) contenant les adresses MAC suivies par les noms des appareils déjà appairés avec le smartphone.

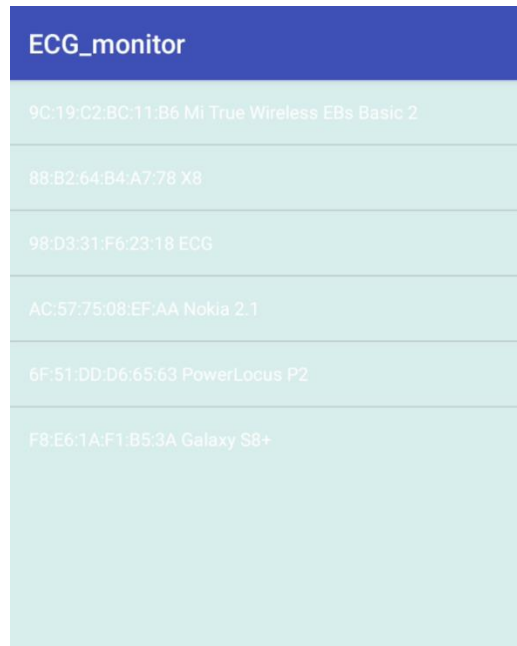


Figure 3.6 : Appareils Bluetooth disponibles à proximité

3.2.4 Sélection d'un appareil Bluetooth et le Stockage de son Adresse MAC

Le bloc "When Sélectionner un appareil. AfterPicking" dans la figure 3.7 est exécuté lorsque l'utilisateur sélectionne l'appareil auquel il désire se connecter. Une fois sélectionné, le texte du listpicker devient « connecté à : (+ nom du Bluetooth) », comme présenté dans la figure 3.8. Il permet aussi de stocker l'adresse MAC du dispositif dans une variable nommée « global MAC ».

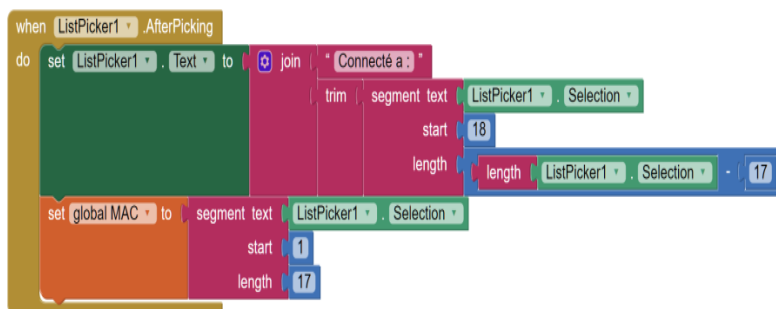


Figure 3.7 : Bloc de sélection du Bluetooth désiré

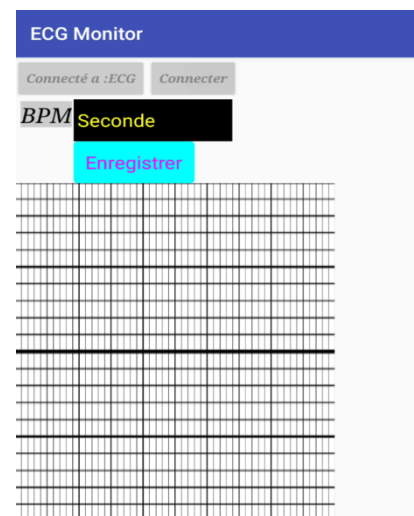


Figure 3.8 : Contenu de l'écran de l'application après la sélection de l'appareil Bluetooth

3.2.5 Appui sur le bouton connecter

Le Bloc « when BTbtn.Click » est exécuté lors de l'appui sur le bouton « Connecter » (figure 3.4). Il vérifie en premier lieu si une connexion à un périphérique Bluetooth a été établie. Dans le cas contraire, le texte de ce bouton devient « connexion ».

Si le Bluetooth n'est pas connecté, alors le bloc « call BluetoothClient1.Connectaddress » (figure 3.9) connecte le smartphone à l'adresse contenue dans la variable « global MAC », le texte du bouton précédent devient alors « Déconnexion » et le timer1 est déclenché. Le nombre d'octets reçus de l'Arduino est stocké dans une variable de type texte appelée « temporel ».

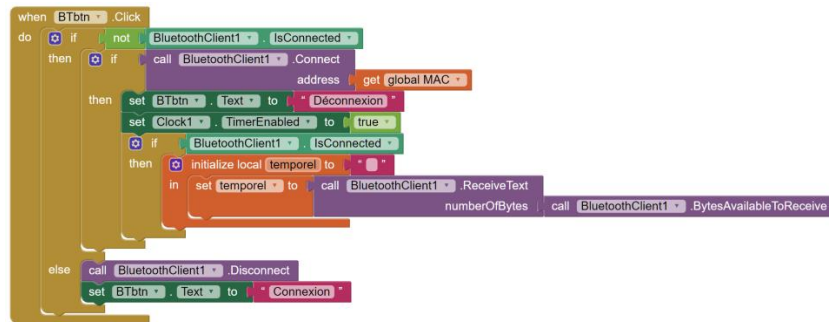


Figure 3.9 : Bloc du protocole de connexion avec l'appareil Bluetooth

3.2.6 Acquisition et stockage des données reçues par l'application "ECG Monitor" via Bluetooth

Lors du déclenchement du Clock1 (minuteur), le procédé vérifie que le Bluetooth est bien connecté à chaque intervalle du Clock1. Dans le cas où l'appareil s'est déconnecté, une notification sera affichée, sinon il va poursuivre l'envoi de la donnée. La figure 3.10 présente

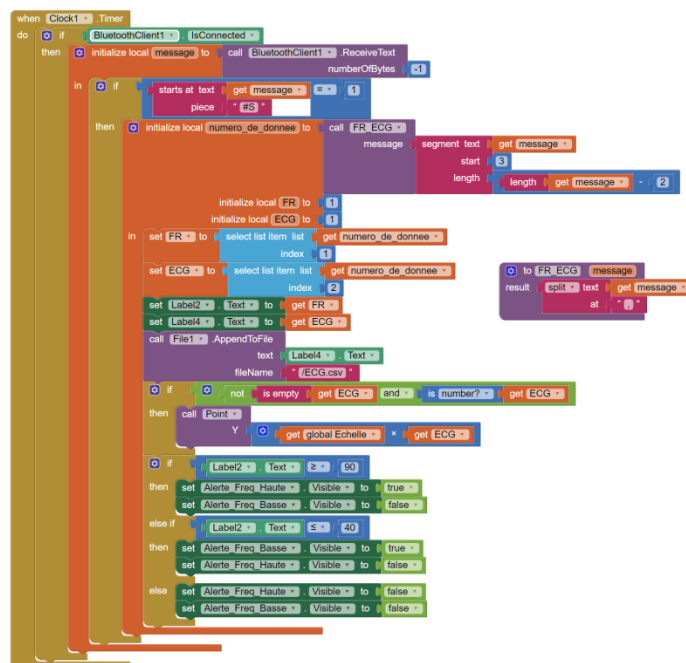


Figure 3.10 : Bloc des procédures exécutées à chaque intervalle du Clock1

le bloc des procédures exécutées à chaque intervalle du Clock1, où se trouve “Initialise Local” qui va créer une variable pour stocker la donnée reçue sous le nom “message”. Celle-ci va être convertie en forme de texte, puis une autre vérification sera lancée pour vérifier la bonne réception et le stockage de la donnée.

Une fonction (split text) est utilisée pour diviser le texte selon la taille du message et prendre les segments de la donnée envoyée qui représente la fréquence cardiaque et le signal cardiaque ECG. Ils seront mis dans deux variables: une variable «FR» qui contient la fréquence cardiaque et qui sera affichée, et une autre variable « ECG » qui comprend la valeur du signal cardiaque numérisé. Celle-ci est multipliée par l'échelle et sert de point Y pour le graphe grâce à la procédure « Point ».

La valeur de l'ECG est stockée dans un fichier csv (Excel) nommé « ECG.csv » en utilisant le bloc «AppendToFile» d'une façon illimitée (en continu) et il s'arrêtera seulement si le Bluetooth est déconnecté.

3.2.7 Affichage du tracé de l'ECG sur le Canevas

Deux variables sont initialisées à zéro pour stocker les points X et Y antérieurs, comme le montre la figure 3.11. Le premier bloc sert à engager la procédure point pour avoir le Y. La méthode « DrawLine » permet de tracer les points Xn et Yn qui sont mis dans les deux variables déclarées au début, ensuite de tracer Xn+1 et Yn+1 et de joindre Yn et Yn+1. Quand le point X devient supérieur à la largeur de l'écran, une méthode « clear » est appelée pour effacer le canevas et remettre le point X à 1 (au début de l'écran). Cela va afficher le tracé de l'ECG sur le canevas de l'application comme le montre la figure 3.12.

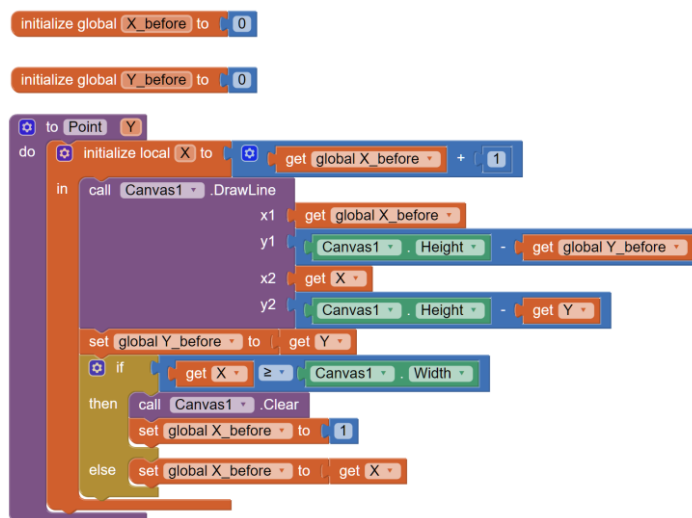


Figure 3.11 : Bloc d'affichage du tracé de l'ECG

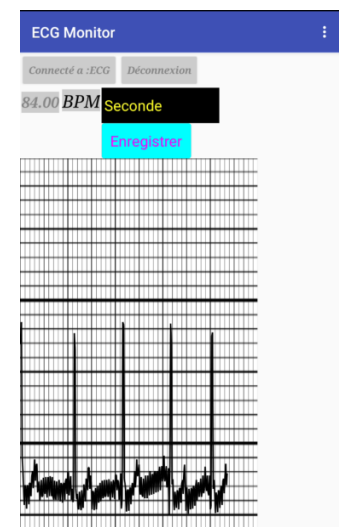


Figure 3.12 : Affichage du tracé de l'ECG sur le Canevas de l'application

3.2.8 Notification en cas de fréquence cardiaque anormale

En cas de détection d'une fréquence cardiaque anormale (figure 3.13), une notification unique sera affichée pour chacun des deux cas : pour une fréquence cardiaque "bpm: Beats per minute" basse (≤ 40 bpm) ou haute (≥ 90 bpm). Le but est de notifier au patient son état de santé probablement critique. La figure 3.13 représente la notification affichée sur l'écran dans le cas d'une fréquence cardiaque élevée.

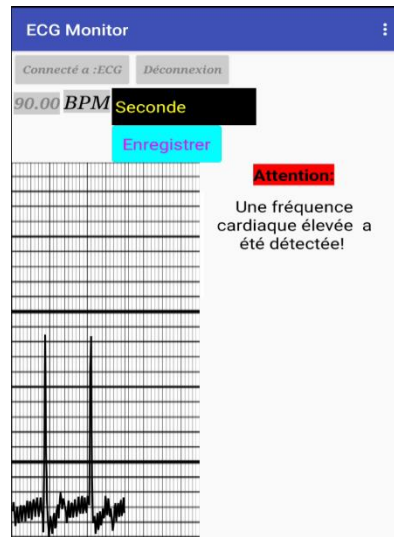


Figure 3.13 : Notification affichée sur l'écran dans le cas d'une fréquence cardiaque élevée

3.2.9 Stockage des données reçues de l'ECG dans une période choisie par l'utilisateur

Dans le cas où le patient veut stocker toutes les valeurs de l'ECG sur une période spécifique, il fait entrer le temps de mesure qu'il désire en secondes dans l'étiquette « Seconde » (Figure 3.4). Par exemple, pour effectuer une mesure de 1 minute on fait entrer la valeur 60 qui représente 60s comme le montre la figure 3.14 (A), puis on clique sur le bouton enregistrer.

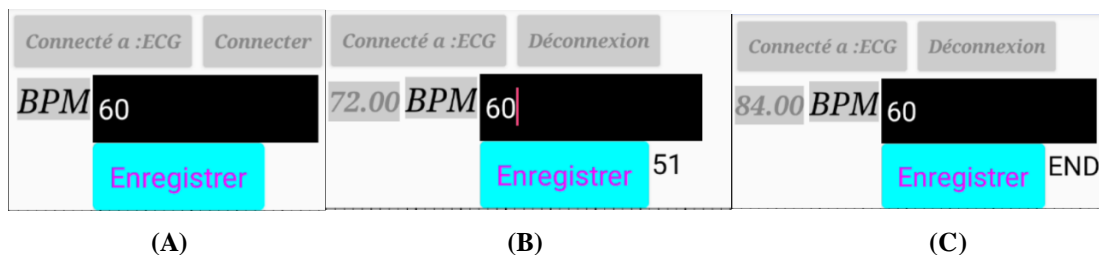


Figure 3.14 : Etapes à suivre pour faire un enregistrement sur une période donnée par l'utilisateur :

A) Exécution de l'enregistrement pour 60s, B) Compte à rebours de 60 à 0, C) Fin de l'enregistrement à 0.

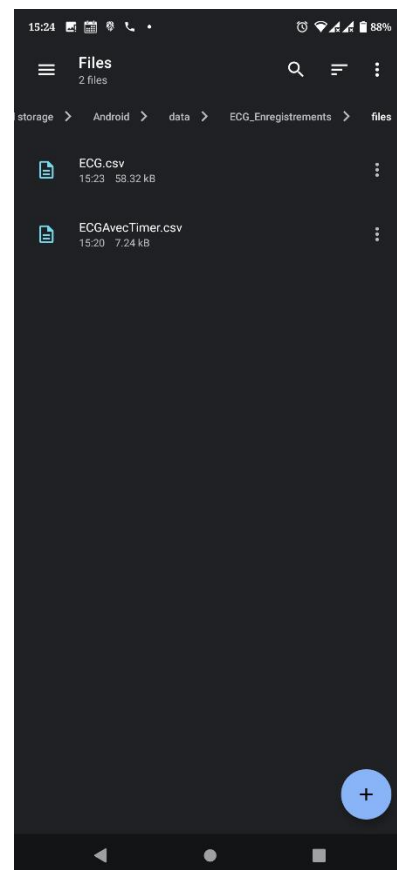
Ceci va faire démarrer 2 autres timers (clock 2 et clock 3) en parallèle; clock 3 va faire le compte à rebours (figure 3.14 (B)) jusqu'à 0 (dans notre exemple de 60 à 0) où il affichera "END" signifiant la fin de la procédure (figure 3.14 (C)). Le timer clock 2 va stocker toutes les valeurs de l'ECG à chaque intervalle pendant la période spécifiée par l'utilisateur, et cet enregistrement nommé « ECGAvecTimer.csv » se fera dans un fichier en format « .cvs » séparé du 1er fichier de durée illimitée intitulé « ECG.csv ». A la fin, les horloges 2 et 3 seront désactivées.

3.2.10 Emplacement des fichiers enregistrés

L'enregistrement de toutes les valeurs de l'ECG acquises par l'application sera mis dans des fichiers de format « .cvs » (figure 3.15) de types « Excell » avec la possibilité d'être manipulé par l'application « Matlab ». Ils seront nommés selon le type d'enregistrement (voir 3.2.6 et 3.2.9). L'emplacement des fichiers se situe dans le chemin « internalsharedstorage/Android/data/ECG_Enregistrements/files », comme le montre la figure 3.16.

A48057	502				
	A	B	C	D	E
48052	508				
48053	508				
48054	511				
48055	507				
48056	506				
48057	502				
48058	510				
48059	505				
48060	511				
48061	508				
48062	511				
48063	500				
48064	505				
48065	513				
48066	509				
48067	516				
48068	513				
48069	521				
48070	524				
48071	523				
48072	520				

**Figure 3.15 : Vue à l'intérieur d'un fichier
« ECG.cvs »**



**Figure 3.16: Emplacement des fichiers
enregistrés**

3.3 Conception hardware du système portable de monitoring du signal ECG

Dans ce qui suit, nous allons présenter la partie hardware de notre système embarqué conçu :

3.3.1 Conception du débardeur portable

Après avoir examiné les différentes propriétés des tissus disponibles, nous avons conçu un débardeur (84% Polyester et 16% Spandex) monté avec des électrodes sèches (avec la possibilité de changer les électrodes par n'importe quel autre type). Les électrodes sont reliées à un boîtier portable miniature, contenant le hardware nécessaire pour la capture du signal ECG et l'envoi en temps réel de toutes les données vers l'application Android déjà conçue pour la visualisation et le stockage des données ECG. Le dispositif portable a été réalisé de façon à répondre aux besoins essentiels, cités ci-après :

3.3.1.1 Légèreté et confort : afin de faciliter l'utilisation régulière du dispositif et pouvoir le porter avec aisance sous les habits de tous les jours. Le Spandex est doux au toucher, léger, confortable à porter et ne se plie pas. Son matériau est mince et sèche plus rapidement que les tissus ordinaires.

3.3.1.2 Anti-Transpiration : La transpiration est un phénomène naturel de notre corps qui nous rafraîchit lorsqu'il fait chaud ou lors d'un effort physique. L'accumulation de la sueur cause la réduction de l'impédance de la peau et l'augmentation des artefacts. Le polyester et le Spandex assurent la circulation convenable de l'air et refroidit la peau. Bien que, le Spandex n'absorbe pas l'humidité, le polyester évacue la transpiration, c'est pour cela qu'il est considéré comme un matériau idéal pour les tenues sportives. Un autre avantage d'utilisation pendant une longue durée, est que le Spandex ne se décompose pas au contact des huiles corporelles, de la sueur, des lotions ou des détergents.

3.3.1.3 Positionnement des électrodes et flexibilité d'utilisation

Le bon emplacement des électrodes est essentiel pour l'acquisition correcte du signal ECG. Nous avons effectué des ouvertures permettant de placer les électrodes afin d'avoir une dérivation DII qui forme le triangle d'Einthoven (voir 1.4.2.1.A) où on a utilisé 2 électrodes sèches de mesure (Rouge et Jaune) et une autre de référence (Verte). Les figures 3.17 (A) et (B) montrent le dispositif vu de l'extérieur et de l'intérieur respectivement.



Figure 3.17: Dispositif embarqué vue de : A) l'Extérieur, B) l'Intérieur

Nous avons utilisé du velcro scratch (figure 3.18) qui est formé de deux bandes (mâle et femelle) qui s'agrippent l'une à l'autre, pour pouvoir maintenir les électrodes en place sans bouger, ce qui va limiter l'artefact de mouvement, et sans l'utilisation de colle ou autre adhésive ce qui assure la possibilité de lavage. Les électrodes peuvent être attachées et détachées en toute facilité avec le scratch (figure 3.19).

Vu que le Spandex épouse parfaitement la peau, et grâce à sa flexibilité et sa caractéristique d'élasticité exceptionnelle (peut s'étirer et se rétracter lorsqu'il est relâché), il permet aux électrodes d'être placées fermement au-dessus de la peau.



Figure 3.18: Velcro femelle attachée au dispositif embarqué

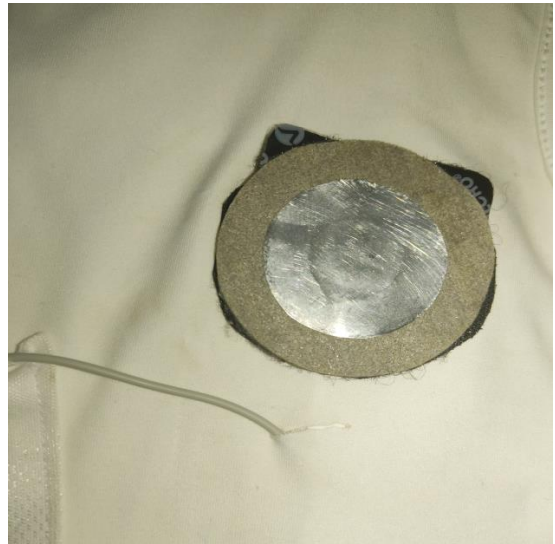


Figure 3.19: Electrode sèche attachée au velcro

3.3.1.4 Couvrir les fils et ne pas les laisser toucher la peau de l'utilisateur

Afin d'éviter les irritations et l'inconfort qui peuvent survenir lorsque le fil touche la peau, on a cousu un canal au milieu du dispositif embarqué (figure 3.17 (B)), ce qui permet aussi de couvrir totalement les fils sauf la partie qui s'attache aux électrodes comme le montre la figure 3.17 (A). Ce canal réduit également la flexion des fils pendant le mouvement. Les fils ont été choisis pour leur fiabilité.

3.3.2 Le boîtier

Afin d'optimiser au maximum l'espace, le boîtier, contenant la partie hardware, a été conçu par le logiciel « Fusion 360 » et imprimé avec une imprimante 3D. La figure 3.20 représente sa conception avec le logiciel « Fusion 360 ».

Le boîtier contient les composants suivants : Le filtre passe-bande réalisé, l'Arduino nano, le Bluetooth HC-06, l'AD8232, l'élévateur de tension, la batterie, le chargeur et le switch. Une vue de l'intérieur du boîtier est représentée dans la figure 3.21.

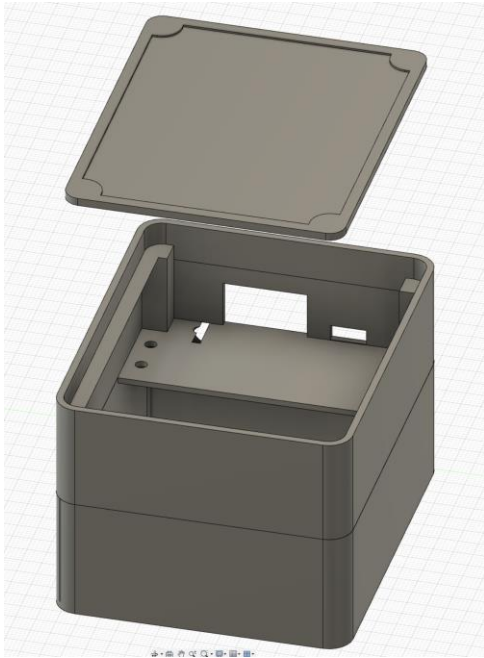


Figure 3.20: Conception du boîtier dans le logiciel « Fusion 360 »

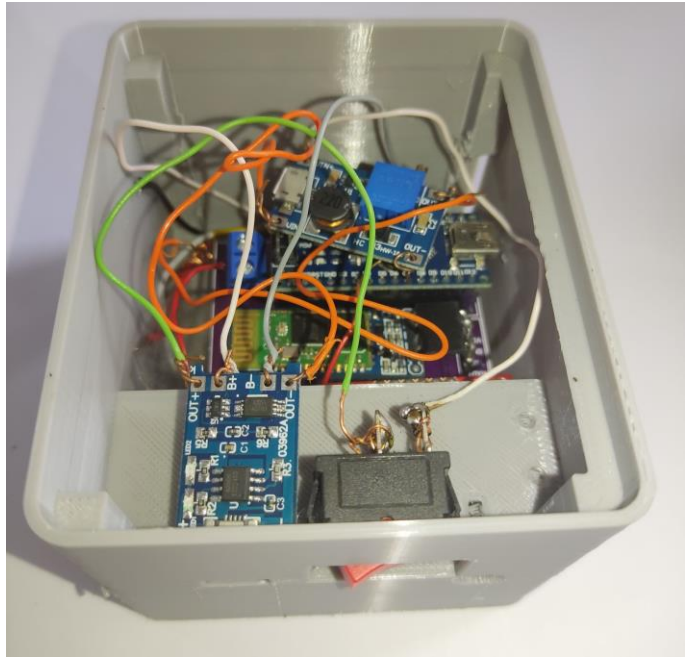


Figure 3.21: Vue de l'intérieur du boîtier

Nous avons conçu des ouvertures dans le boîtier pour relier la fiche usb de type « usb micro B » afin de charger la batterie, le switch pour allumer et éteindre le dispositif embarqué et une autre ouverture pour relier le connecteur Jack 3.5mm de l'AD8232 provenant du débardeur mobile comme le montre la figure 3.22.

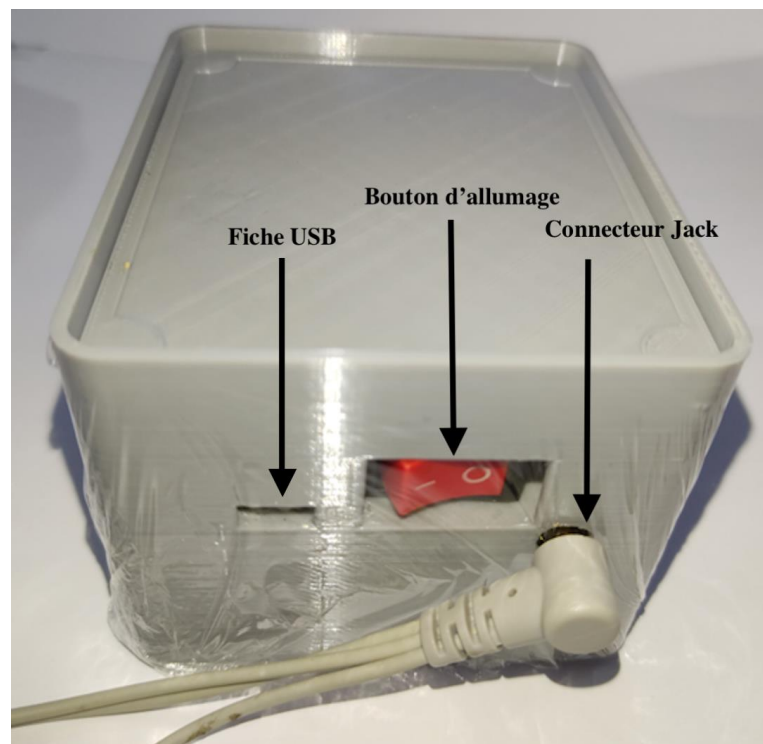


Figure 3.22: Vue de l'extérieur du boîtier fermé

En utilisant la batterie, nous avons obtenu une durée maximale d'utilisation sans interruption de 8h19mn, avec un temps de chargement de 2h15mn via l'USB du PC. Ceci permet une longue durée d'utilisation avec une seule charge. A titre complémentaire, nous avons établi un signal lumineux rouge indiquant la charge de la batterie et un autre bleu signalant la fin de la charge. Le boîtier pèse grammes et a une surface de 8.8cm x 7.3cm et une hauteur de 5.8cm, il est entouré d'un film protecteur transparent pour le protéger de la sueur, des liquides et de l'humidité, susceptibles de détériorer les composants.

3.4 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons exposé les principales parties qui composent notre application Android "ECG Monitor" permettant de tracer et d'enregistrer les données obtenues par le biais du dispositif embarqué. Ce dispositif a été conçu et réalisé de façon à répondre aux besoins essentiels pour une utilisation confortable, pratique et agréable.

Nous avons aussi présenté le boîtier imprimé en 3d, ses composants, caractéristiques et sa durée d'utilisation maximale.

Dans le prochain chapitre nous aborderons les différents tests expérimentaux effectués et les résultats obtenus.

Chapitre 4

Tests expérimentaux et résultats

4.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous présentons les différents tests expérimentaux effectués et les résultats d'application de notre système portable de monitoring du signal ECG. En effet, nous avons conduit une étude pilote où nous avons sélectionné quatre participants comme sujets de test auxquels on a demandé d'effectuer certains mouvements selon un protocole bien définie et d'évaluer par la suite l'efficacité et le confort de tout le système de monitoring embarqué débardeur/électrodes/circuits-électroniques. De plus, nous discutons de tous les résultats d'application obtenus.

4.2 Protocole de test

Nous avons demandé aux sujets de test d'effectuer des mouvements contrôlés imitant les activités de la vie quotidienne [20] :

- Levez les mains au-dessus de la tête et touchez le bout des doigts (mouvement vers le haut).
- Tendez les bras devant le corps, puis reculez-les (mouvement vers l'avant).
- Faire pivoter le corps d'un côté à l'autre au niveau des hanches une fois (mouvement de torsion).
- Toux.
- Bâillement.

D'autre part, des séquences de 30s ont été enregistrées avec plusieurs types d'électrodes sèches afin d'analyser l'impact des mouvements précédents sur le signal ECG capté, d'évaluer le temps mis par l'AD8232 pour récupérer le signal ECG et de choisir l'électrode sèche qui convient le mieux au système portable d'acquisition du signal ECG.

Le programme développé du rythme cardiaque a été testé en comparant sa valeur avec celle mesurée en parallèle avec un oxymètre commerciale de marque microlife.

4.3 Sujets de test

Les tests ont été effectués sur quatre sujets de tranche d'âge allant de 22 ans à 56 ans (tableau 4.1). Les sujets, qui ne présentent aucune maladie cardiovasculaire, ont répondu à la fin des tests à une évaluation du confort du débardeur portable et des électrodes utilisées.

Tableau 4.1 : Informations sur les sujets testés intervenant dans l'étude pilote

Sujet N°	Genre	Age	Poids (Kg)	Taille (Cm)
1	Masculin	22 ans	83	179
2	Masculin	56 ans	65	169
3	Féminin	54 ans	73	165
4	Masculin	26 ans	62	178

4.4 Signaux ECG enregistrés

Les signaux ECG ont été obtenus à l'aide de plusieurs types d'électrodes sèches de diamètre différent (figure 4.1), conçues à base de trois feuilles métalliques différentes (Argent, Titanium, Acier inoxydable) et à base d'éponge conductrice. Les caractéristiques des électrodes utilisées dans les tests sont données dans le tableau suivant :

Tableau 4.2 : Caractéristiques des électrodes sèches utilisées

Électrode N°	Diamètre	Conducteur	Nom de l'électrode
Électrode 1	60mm	Argent	Ag
Électrode 2	60mm	Éponge	Sp
Électrode 3	60mm	Titanium	Ti
Électrode 4	60mm	Acier inoxydable	Sp
Électrode 5	25mm	Chlorure d'argent	Or

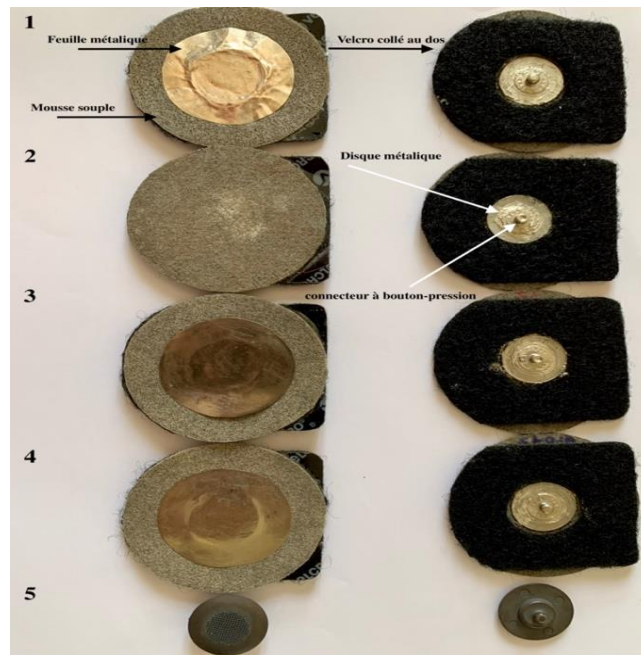


Figure 4.1 : Électrodes sèches utilisées

D'autres tests ont été réalisés avec deux types d'électrodes (figure 4.2) conçues par nos camarades de promotion à la faculté Génie Électrique de l'USTHB [32]. Ces deux types d'électrodes, que nous avons appelées "*Labo*" ont deux diamètres différents (20 mm et 30 mm).



Figure 4.2 : Électrodes réalisées par nos collègues

Par ailleurs, d'autres tests ont été aussi réalisés avec deux autres types d'électrodes commerciales (figure 4.3) à base de caoutchouc conducteur (sèche) et de gel (Ag/AgCl).

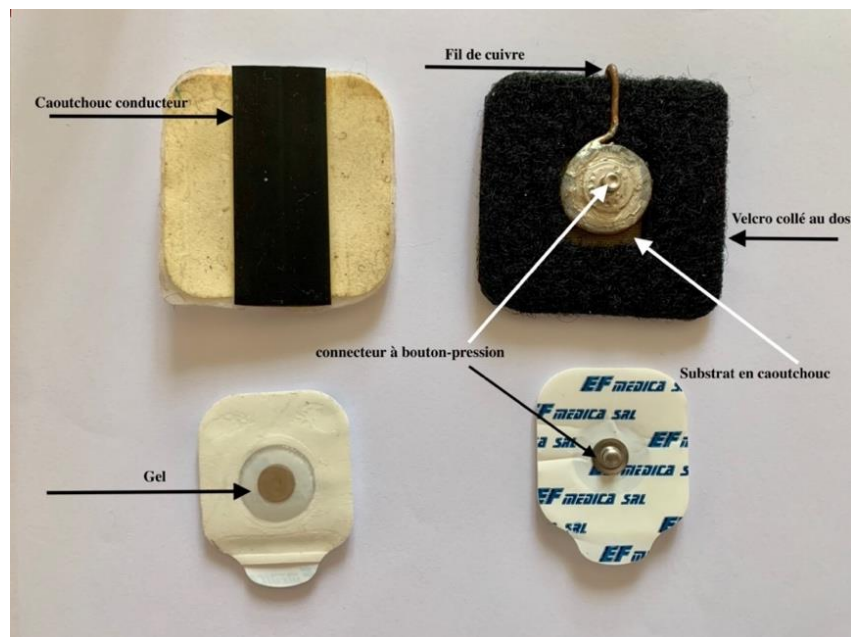


Figure 4.3 : Électrodes commerciale utilisées

Les électrodes gel ont été testées en dernière position afin d'éviter des réactions causées par les restes de gel sur la peau des sujets de tests.

4.4.1 Mouvement vers le haut

Dans cette partie, nous présentons les signaux ECG obtenus avec les sept types d'électrodes utilisées correspondant au mouvement vers le haut, et ce pour un seul sujet de test (figure 4.4).

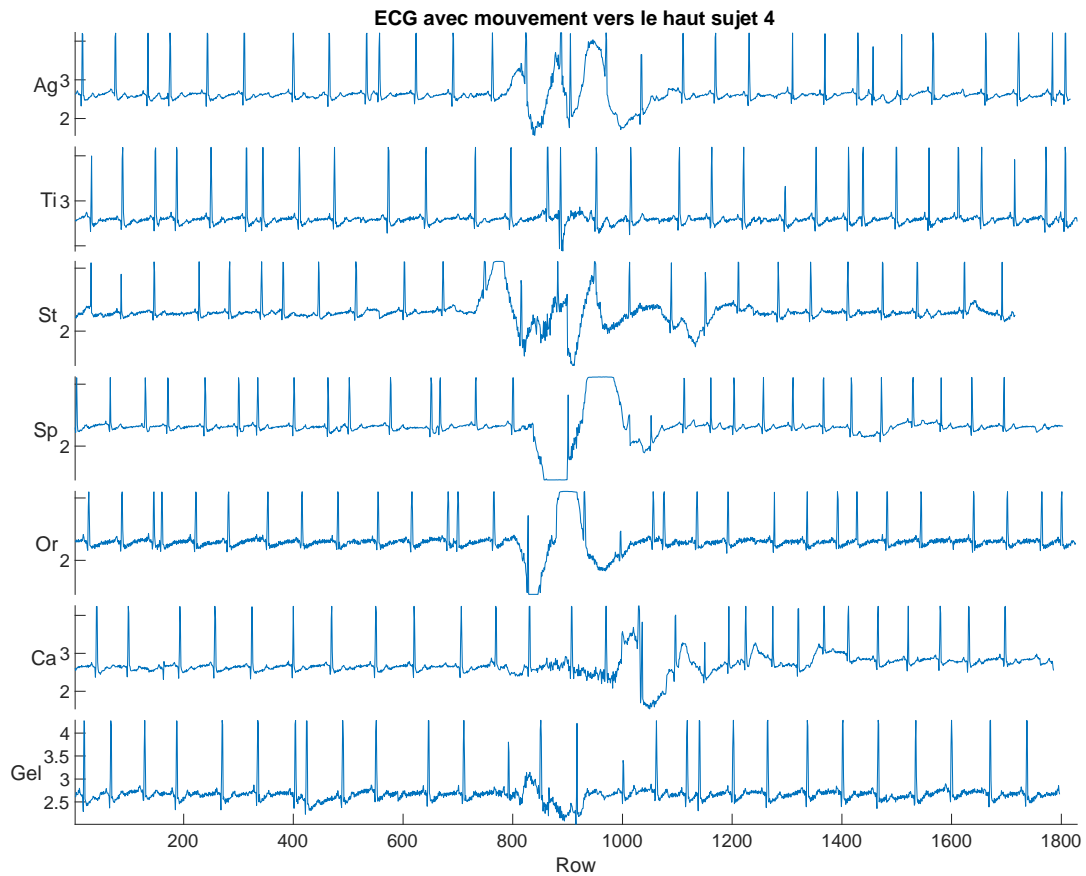


Figure 4.4: Signaux ECG obtenus avec les 7 types d'électrodes pour le mouvement vers le haut : sujet 4 de test.

En analysant l'allure des signaux ECG, nous remarquons que les meilleurs résultats ont été obtenus avec les électrodes Argent (Ag), titanium (Ti), chlorure d'argent (Or) et caoutchouc (Ca), contrairement aux électrodes éponge (Sp) et acier inoxydable (St) qui ont donné un artefact supérieur.

4.4.2 Mouvement vers l'avant

La figure 4.5 illustre les signaux ECG, enregistrés avec les sept types d'électrodes utilisées, correspondants au mouvement vers le haut pour un seul sujet de test.

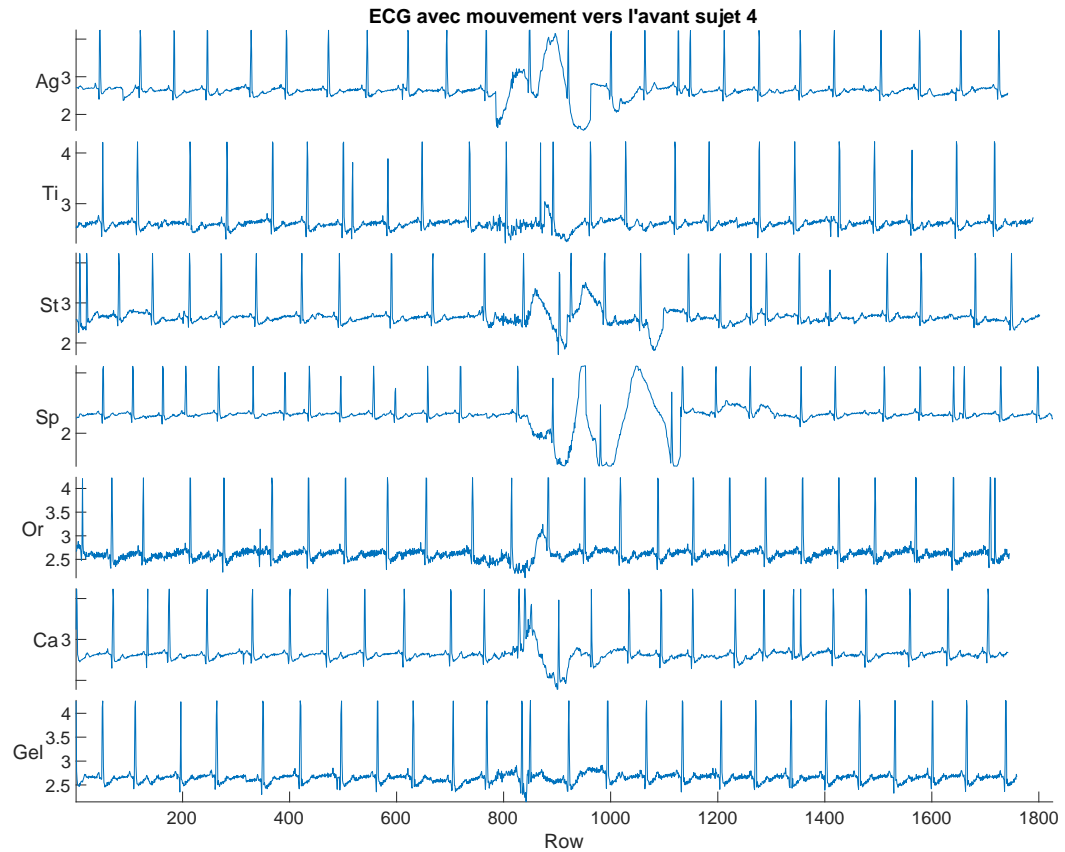


Figure 4.5 : Signaux ECG obtenus avec mouvement vers l'avant avec les 7 types d'électrodes, pour un sujet de test

Cette figure montre que les électrodes titanium (Ti), acier inoxydable (St), caoutchouc (Ca) et Chlorure d'argent (Or) ont données un inferieur comparé aux électrodes argent (Ag) et éponge (Sp).

4.4.3 Mouvement de torsion

Les signaux ECG obtenus en effectuant un mouvement de torsion d'un sujet de test sont rapportés dans la figure 4.6.

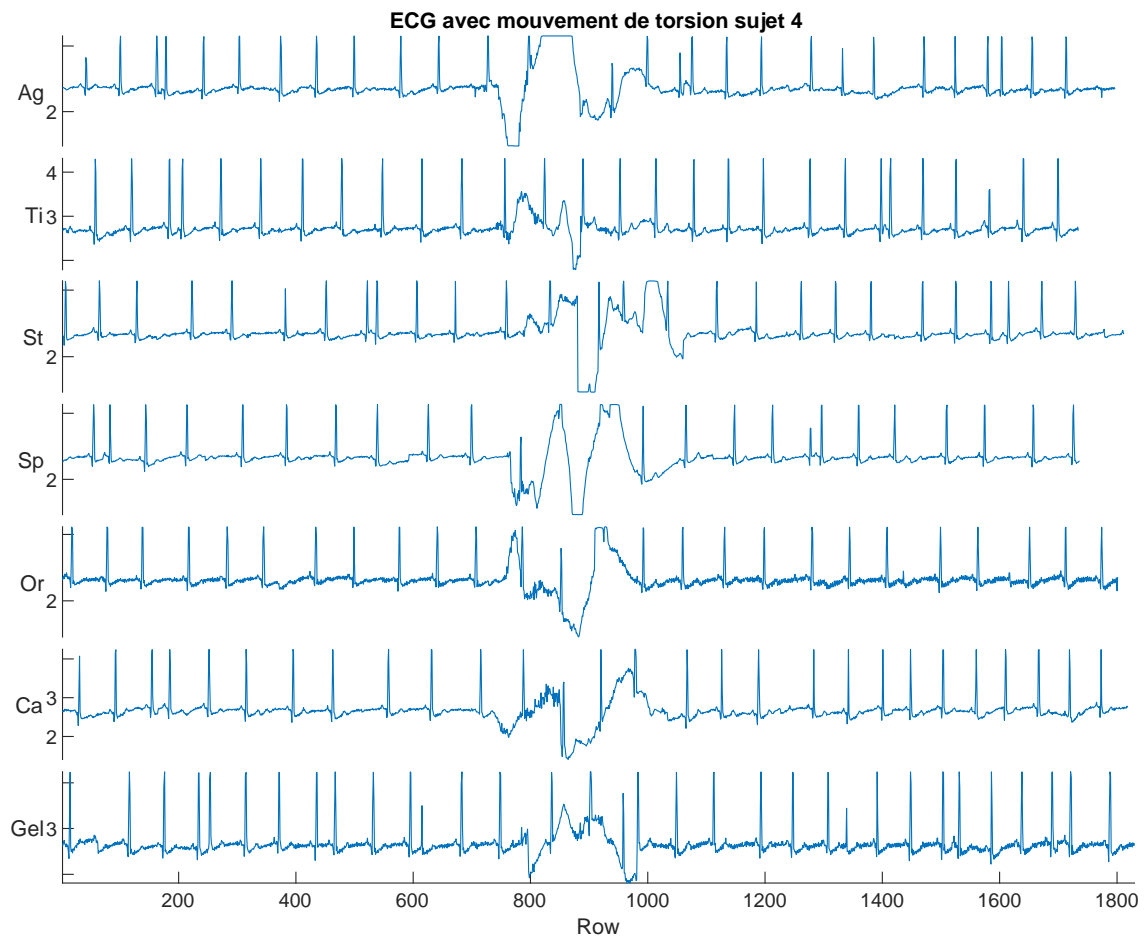


Figure 4.6 : Signaux ECG obtenus avec mouvement de torsion avec les 7 types d'électrodes pour un sujet de test

Les électrodes argent (Ag) et titanium (Ti) ont montré un artefact supérieur comparé aux électrodes acier inoxydable (St), éponge (Sp), chlorure d'argent (Or) et caoutchouc (Ca).

4.4.4 Mouvement de toux

Les signaux ECG du sujet 4 en toussant sont montrés dans la figure 4.7.

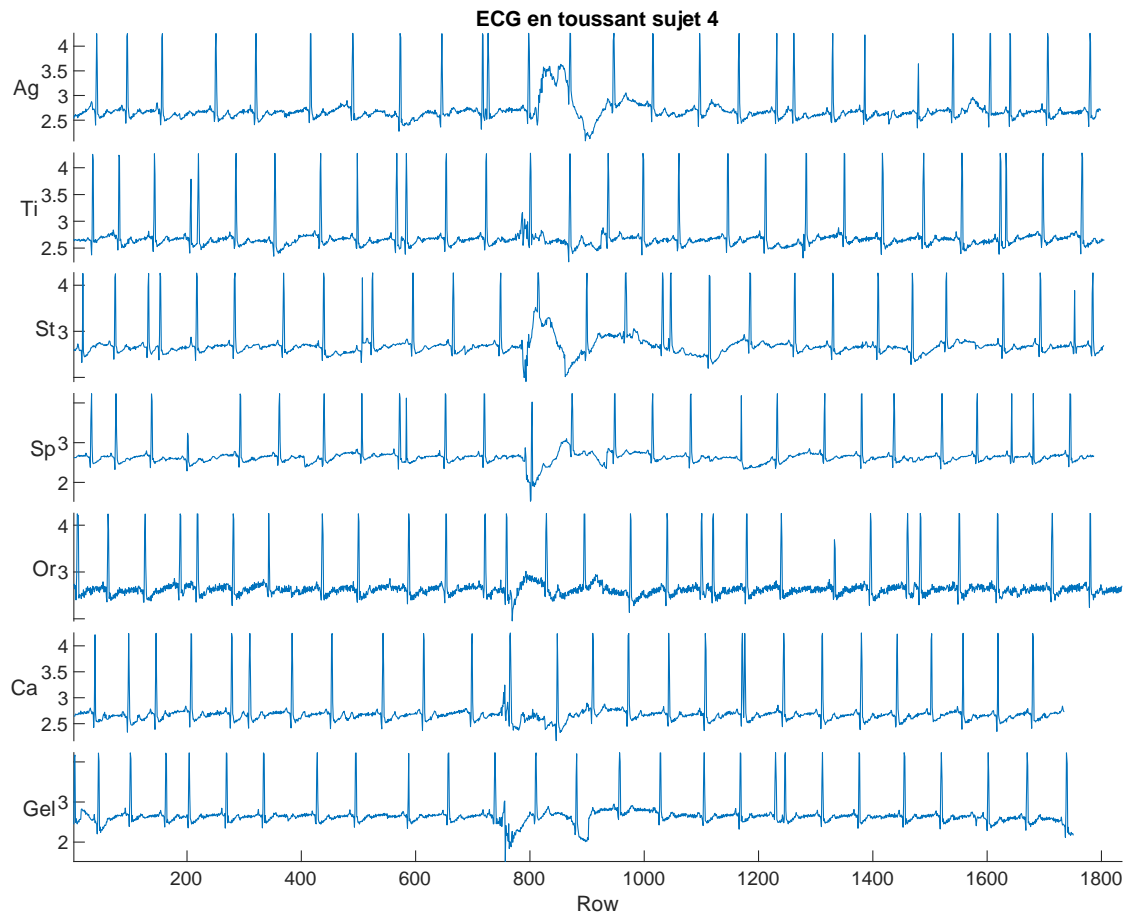


Figure 4.7 : Signaux ECG établis en toussant, avec les 7 types d'électrodes pour un sujet de test

Cette figure montre que toutes les électrodes ont enregistré un signal ECG avec un artefact assez faible car ce mouvement de toux est modéré. En effet, il ne nécessite pas le déplacement des membres du corps, mais les électrodes argent (Ag) et titanium(Ti) se démarquent avec un artefact plus faible.

4.4.5 Mouvement de Bâillement

La figure 4.8 présente les signaux ECG d'un sujet, obtenus en effectuant le dernier mouvement (Bâillement).

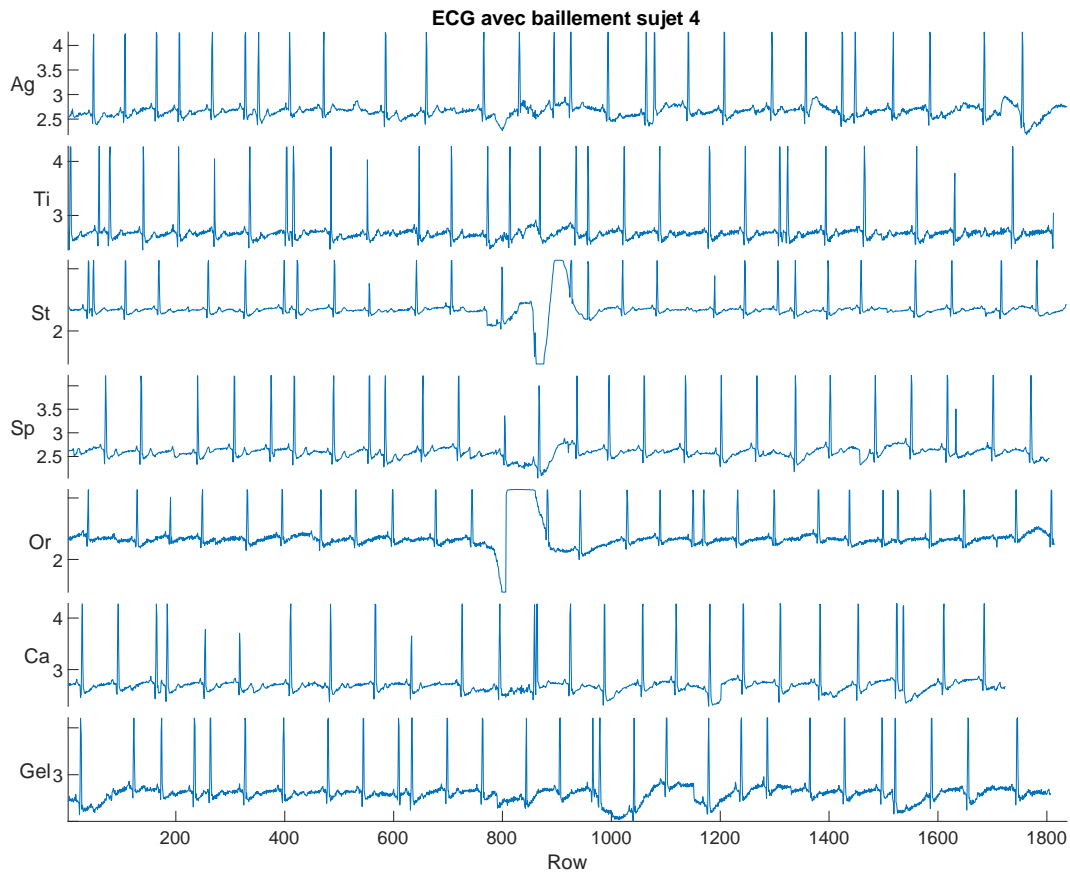


Figure 4.8 : Signaux ECG obtenus avec mouvement de bâillement avec les 7 types d'électrodes pour un sujet de test

Selon le même principe que le mouvement précédent (toux), le bâillement est un mouvement aussi modéré et donc l'artefact est plus faible pour les électrodes argent (Ag), titanium (Ti), éponge (Sp) et caoutchouc (Ca).

4.4.6 Évaluation des électrodes *Labo*

Les électrodes réalisées par nos collègues de promotion, appelées *Labo*, ont été testées uniquement sur les sujets disponibles au moment des tests (sujets 1 et 4). Les tests ont été réalisés avec le même protocole de mouvements déjà décrit précédemment. Rappelons que les électrodes *Labo* se présentent en deux diamètres de 20 mm et de 30 mm.

Les figures 4.9 et 4.10 montrent les signaux ECG obtenus avec les électrodes *Labo* de diamètres 20 mm et 30 mm, respectivement. Le même protocole de test a été respecté ; c.-à-d., les sujets de tests ont été appelés à effectuer les mouvements : vers le haut, vers l'avant, de torsion, de tous et enfin de bâillement.

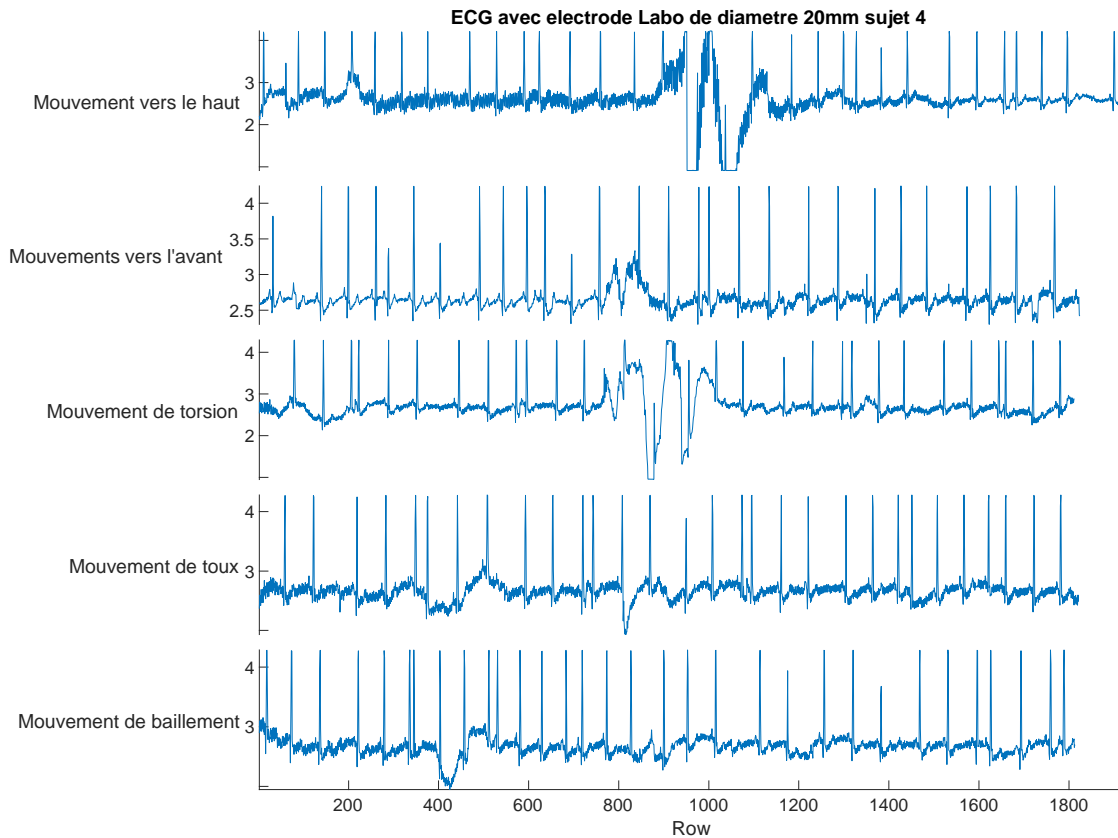


Figure 4.9 : Signaux ECG obtenus avec les d'électrodes *Labo* de diamètre de 20 mm pour un sujet de test

Pour le même sujet 4 de test, ces électrodes vont être comparées avec celle au chlorure d'argent (Or) car leur diamètre est proche (20mm et 25mm respectivement), pour le mouvement vers le haut le signal capté avec les électrodes Or est nettement moins bruité et l'artefact est plus petit à vue d'œil, concernant le mouvement vers l'avant le résultat est similaire, le type Or a un artefact inférieur aussi pour le mouvement de torsion et enfin concernant les deux derniers mouvements (toux et bâillement) l'artefact est similaire mais on remarque la présence de plus de bruit sur l'ECG acquis avec les électrodes Labo.

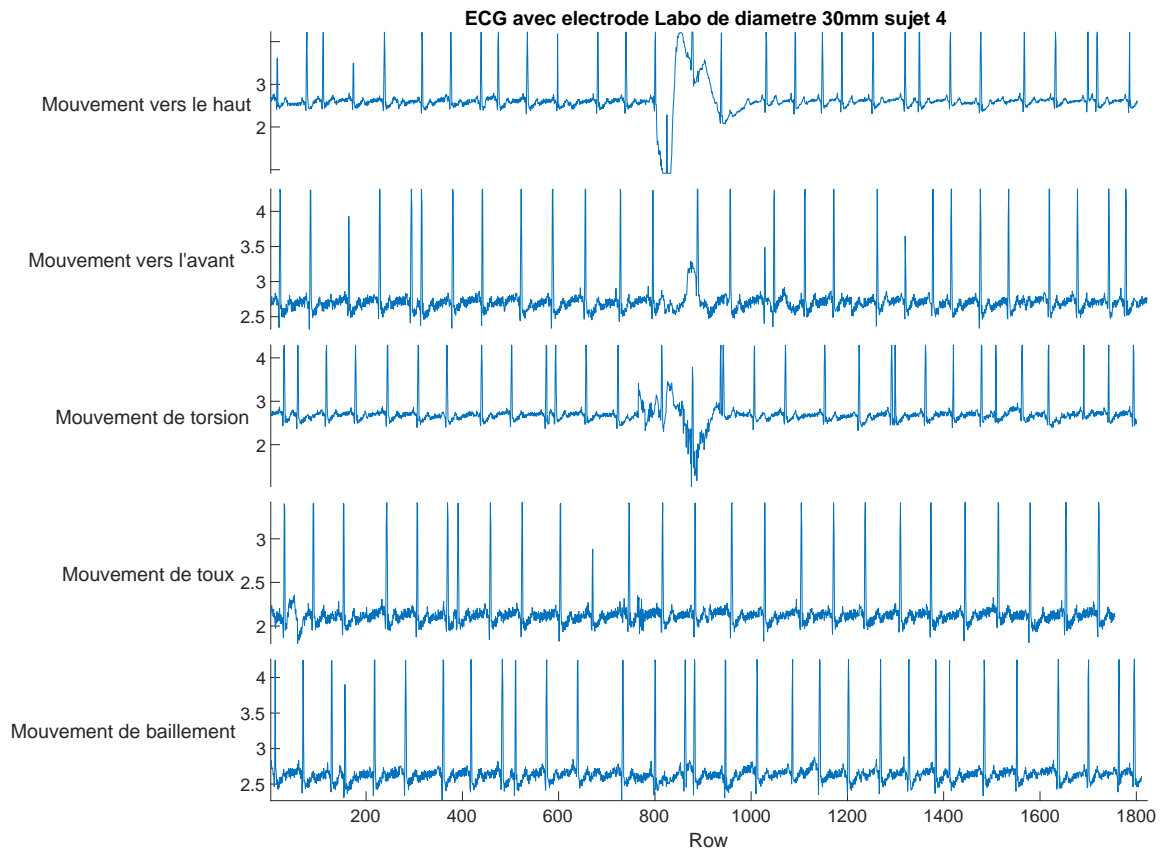


Figure 4.10 : Signaux ECG obtenus avec les d'électrodes *Labo* de diamètre de 30 mm pour un sujet de test

Cette figure montre que les électrodes *Labo*, avec un diamètre de 30 mm, donnent un artefact inférieur que celui donné par les électrodes éponge (Sp) et chlorure d'argent (Or) pour le mouvement vers le haut. Par contre, pour le mouvement vers l'avant, elles ont eu de meilleurs résultats que les électrodes argent (Ag), acier inoxydable (St), éponge (Sp) et caoutchouc (Ca). Concernant le mouvement de torsion, nous avons constaté que l'artefact est supérieur en utilisant les électrodes argent (Ag), éponge (Sp) et acier inoxydable (St). Pour le mouvement de toux et bâillement, les résultats des électrodes sont semblables puisque ces des mouvements modérés.

4.5 Rythme cardiaque au repos

Les rythmes cardiaques de chaque sujet de test ont été pris au repos, avant chaque mouvement du protocole décrit précédemment en utilisant les différents types d'électrodes sèches et commerciales. Les valeurs calculées par notre algorithme (chiffres en Noir) et celles mesurées par l'oxymètre (en Rouge) sont rapportées dans le tableau 4.3 pour un seul sujet de test.

Tableau 4.3 : Valeurs du rythme cardiaque

Sujet 4										
	Artefact vers le haut		Artefact vers l'avant		Artefact de torsion		Toux		Bâillement	
Ag	69 bpm	67bpm	71 bpm	69bpm	68 bpm	67bpm	72 bpm	73bpm	69bpm	68bpm
Ti	68 bpm	70bpm	68 bpm	66bpm	70 bpm	68bpm	68 bpm	68bpm	72bpm	68bpm
St	71 bpm	70bpm	67 bpm	65bpm	69 bpm	70bpm	71bpm	70bpm	67bpm	69bpm
Or	72 bpm	74bpm	69 bpm	71bpm	70 bpm	70bpm	66 bpm	65bpm	69bpm	70bpm
Sp	72 bpm	78bpm	67 bpm	65bpm	70 bpm	71bpm	65 bpm	70bpm	69bpm	68bpm
Ca	68 bpm	71bpm	65 bpm	66bpm	69 bpm	68bpm	72 bpm	74bpm	70bpm	71bpm
Gel	65 bpm	64bpm	64 bpm	65bpm	69 bpm	68bpm	67 bpm	65bpm	68bpm	69bpm

Les mêmes calculs des rythmes cardiaques ont été faits pour le reste des sujets de test. Par la suite, nous avons calculé la valeur moyenne et l'écart type (l'erreur) des fréquences cardiaques calculées par notre programme afin de définir le BMP moyen et l'erreur. Le tableau 4.4 énumère les valeurs de bpm moyen et l'erreur de l'ensemble de sujets de test intervenant dans l'étude.

Tableau 4.4 : Fréquence cardiaque moyenne et écart type des 4 sujets de test

	Sujet 1	Sujet 2	Sujet 3	Sujet 4
Moyenne \pm Écart type	78 \pm 4,47	75,65 \pm 7,73	67,97 \pm 2,45	68,74 \pm 2,18
Fréquence cardiaque	78 \pm 4	76 \pm 8	69 \pm 2	69 \pm 2

4.6 Évaluation de confort

Une évaluation de confort lors des tests a été menée. Durant les tests, l'ensemble des sujets ont été questionnés pour évaluer le degré de confort senti lors du port des électrodes et du débardeur portable. Trois des sujets ont porté le débardeur environs une heure et un des sujets l'a mis pendant 24 heures. Les résultats sont rapportés dans le tableau 4.5.

Tableau 4.5 : Résultat du test de confort du débardeur

Degré de confort	Sujet 1	Sujet 2	Sujet 3	Sujet 4
Très inconfortable				
Inconfortable			*	
Confortable	*	*		*
Très confortable				

Un sujet de test ayant porté le débardeur sur une durée de 24h l'a trouvé confortable durant la journée mais peu confortable pour dormir. En effet, il l'a trouvé un peu serré et, en général, les gens préfèrent les vêtements larges pour dormir. Le même sujet a aussi trouvé que le système (débardeur, électrodes et électronique) faisait transpirer spécialement lors des journées de forte chaleur (comme le jour du test), mais en contrepartie, il a trouvé que le tissu absorbait bien la chaleur. Notons aussi, que durant la période de déroulement des tests, le climat des lieux de tests était très chaud allant de 39 à 42 °C.

Les sujets ont aussi été questionnés sur le type d'électrode avec lequel il se sentait le mieux ; les résultats sont rapportés dans le tableau suivant :

Tableau 4.6 : Résultat d'évaluation de confort selon le type des électrodes testées

Type d'électrode	Sujet 1	Sujet 2	Sujet 3	Sujet 4
Avec feuille métallique	*			
Avec éponge conductrice			*	*
Orbital		*		
Caoutchouc conducteur				
Gel				

D'autre part, un des sujets a porté les électrodes commerciales en gel pour une durée de 24 heures. Il a constaté l'apparition de rougeur et des restes de colle sur la peau (figure 4.11). Ce qui a provoquée donc une irritation de la peau.



Figure 4.11 : Peau irritée d'un sujet de test après avoir porté les électrodes commerciales en gel sur une durée de 24 heures

4.7 Discussions des résultats

- Nous avons remarqué que lorsqu'on augmente la tension d'alimentation de 5V à 12V, le phénomène de saturation des amplificateurs lors des tests de mouvements s'est remarquablement réduit ; donc moins de perte de battements cardiaques était observée.
- Le module AD8232 a pour avantage de se stabiliser immédiatement après la fin du mouvement.
- Les électrodes Argent (Ag) nous semblent les plus mieux adaptées à notre système car elles ont donné les meilleurs enregistrements dans la plupart des tests. De plus, cette analyse est faite en s'appuyant sur l'étude des tableaux de calculs des fréquences cardiaques et de leurs valeurs moyennes ainsi que les erreurs engendrées (écart type).
- Le programme du BPM de calcul de fréquences cardiaques développé fonctionne correctement au repos.

4.8 Conclusion

Les résultats expérimentaux, que nous avons obtenus des différents tests et des phases d'évaluation de confort, confirment la simplicité et la facilité d'utilisation de notre système portable de monitoring sans fil du signal électrocardiogramme ECG. Le système que nous avons conçu a prouvé son efficacité dans le suivi à distance du rythme cardiaque des patients, tout en exerçant leurs activités de la vie quotidienne. Le monitoring est réalisé en envoyant des enregistrements ECG au médecin traitant à n'importe quel moment afin de rester à jour et prêt à toute urgence qui peut survenir à tout moment sans se déplacer vers des hôpitaux ou des cliniques privées. Ainsi, notre système a prouvé qu'il peut assurer une télésurveillance cardiaque ou bien satisfaire le contexte de l'E-santé.

Conclusion Générale

Les maladies cardio-vasculaires sont les causes les plus répandues de décès dans la plupart des pays développés. C'est peut-être prévisible, mais il est difficile de savoir quand exactement. De plus, il est difficile de suivre tous les patients en même temps surtout durant les dernières années avec l'apparition de la pandémie COVID 19.

Dans ce projet, nous avons réalisé un prototype d'appareil portable monté sur un débardeur pour l'acquisition, le traitement et l'envoi par Bluetooth du signal électrocardiogramme (ECG). Nous avons aussi développé une application Android pour enregistrer et afficher le signal ECG ainsi que la fréquence cardiaque.

Les résultats expérimentaux obtenus lors de la phase d'évaluation ont été très satisfaisants, ce qui confirme le confort, la fonctionnalité et la simplicité de notre système ainsi que son autonomie de 8h19. De plus, les sujets ont bien apprécié l'efficacité de notre application Android qui reçoit et enregistre les données en continu de la partie électronique (électrodes, carte de conditionnement ECG AD8232, filtre et Arduino) et qui les alertes en affichant un message d'alarme à chaque fois qu'elle détecte des rythmes cardiaques anormaux.

Au cours de notre travail expérimental, nous avons rencontré quelques difficultés avec le tracé et l'enregistrement illimité du signal électrocardiogramme (ECG) sans perte d'informations ; mais à la fin, nous avons réussi à surmonter ce problème et obtenir un bon signal avec le moins de pertes possibles. La réalisation de ce travail nous a également donné l'opportunité d'apprendre énormément sur les signaux ECG et de toucher à plusieurs domaines à la fois, notamment l'électronique, la programmation, le développement d'application mobile et la conception 3d (boîtier).

Dans le but d'améliorer davantage notre système portable de monitoring du signal ECG, nous proposons quelques extensions qui permettent aux médecins et aux patients de mieux surveiller l'état cardiaque, comme, par exemple, envoyer et tracer le graphique du signal et la fréquence cardiaque en temps réel dans un Cloud. Une autre suggestion est d'ajouter une notification par e-mail ou SMS qui avertit le médecin traitant lorsqu'un problème survient avec le rythme cardiaque du patient. Nous proposons aussi de mettre en œuvre la collecte de données ECG à 12 dérivation dans le système. Une dernière suggestion consiste à ajouter un module GSM qui garde une trace de l'endroit où se trouve l'utilisateur et envoie ses coordonnées en cas de problème. Enfin, l'ensemble de ce projet vise à contribuer à l'amélioration de la qualité de vie des personnes et de diminuer la charge sur nos hôpitaux.

Références bibliographiques

- [1] Heart Disease and Stroke Statistics—2020 Update: A Report From the American Heart Association, *Circulation*. 2020;141:e139–e596
<https://www.ahajournals.org/doi/10.1161/CIR.0000000000000757#d3e27117>
- [2] World Health Organisation 2020 (ICD-10 CODES: I20-I25) Consulté le 14/06/2022. Disponible sur internet, URL: <https://www.worldlifeexpectancy.com/algeria-coronary-heart-disease>
- [3] Fryar CD, Chen T-C, Li X. Prevalence of uncontrolled risk factors for cardiovascular disease: United States, 1999–2010 [PDF-494K]. NCHS data brief, no. 103. Hyattsville, MD: National Center for Health Statistics; 2012. Accessed May 9, 2019.
- [4] S. Lee, H. Huang, M Zelen “Early detection of disease and scheduling of screening examinations”; Consulté le 17/04/2022. Disponible sur internet, URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15587433/>
- [5] M. GRENET, "ANATOMIE CARDIO-VASCULAIRE", 2004 Consulté le 08/05/2022. Disponible sur internet, URL : <https://www.infirmiers.com/pdf/Anatomie-cardio-vasculaire.pdf>
- [6] Aziz CHETTOUM, "PHYSIOLOGIE CARDIO VASCULAIRE", notes de cours PPT, Chapitre II. Consulté le 10/05/2022. Disponible sur internet, URL: <https://www.google.com/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=&ved=2ahUKEwjQkabBssT2AhUlz4UKHS33BLoQFnoECAQQAQ&url=https%3A%2F%2Ffac.umc.edu.dz%2Fsnv%2Ffaculte%2FBA%2F2022%2FPHYSIOLOGIE-CARDIO-VASCULAIRE-INTRODUCTION-1.ppt&usg=AOvVaw2vE8d1OFbRU5qe1pTmCW5y>
- [7] J. F. HOUËL, "Le système électrique cardiaque", KALON, Journal de l'Adecad, N°.57, Aout 2018. Consulté le 10/05/2022, Disponible sur internet, URL : <https://ch-douarnenez.bzh/sites/default/files/inline-files/Kalon-57.pdf>
- [8] A. ABBOU, "Électrophysiologie cardiaque" Consulté le 13/05/2022. Disponible sur internet, URL : http://univ.ency-education.com/uploads/1/3/1/0/13102001/physio2an13-i1electrophysiologie_cardiaque.pdf
- [9] R. MAZOURA, "Étude, Acquisition et Affichage de la pulsation cardiaque", Mémoire de PFE Master en Électronique, Université Dr Moulay Tahar Saïda, Faculté des sciences et technologie Département d'électronique, 2020.
- [10] L'électrocardiogramme de repos normal. 2008-2009. Disponible sur internet, URL : <http://campus.cerimes.fr/semiologie-cardiologique/enseignement/electrocardiogramme/site/html/cours.pdf>

- [11] S. BOUKHOUBZA, "Debruitage du signal électrocardiogramme (ECG) par les opérateurs morphologies ", Mémoire de PFE Master en Électronique Biomédicale, Université Abou Bekr Belkaid-Tlemcen, Faculté de technologie, Département de génie électrique et électronique, 2012.
- [12] K. CHEBLI et L. LAOUFI, "Conception et réalisation d'un ECG à deux électrodes à base d'une carte Arduino UNO", Mémoire de PFE master électronique biomédicale, Université Mouloud Mammeri de Tizi-Ouzou, Faculté du génie électrique et d'informatique, Département d'électronique, 2016.
- [13] N. MEZIANE, "Étude et réalisation d'une carte d'acquisition à haute résolution avec port USB pour des applications en biomédical", Mémoire de magister en Instrumentation Électronique, Université des sciences et de la technologie Houari Boumediene, Faculté d'électronique et d'informatique, 2006.
- [14] C. MEDDOUR, "Acquisition, traitement et analyse d'un signal cardiaque bruité", Mémoire de magister en Électronique, Université des sciences et de la technologie Houari Boumediene, Faculté d'électronique et d'informatique, 2010.
- [15] Handbook of Research on Biomedical Engineering Education and Advanced Bioengineering Learning: Interdisciplinary Concepts, Chapter 8.
- [16] P. S. Pandian, Ashwin K. Whitchurch, Jose K. Abraham, Himanshu Bhusan Baskey, J. K. Radhakrishnan, Vijay K. Varadan, V. C. Padaki, K. U. Bhasker Rao and R.E. Harbaugh, "Low noise multi-channel biopotential wireless data acquisition system for dry electrodes.
- [17] PRUTCHI. D & NORRIS. M, 'Design and Development of medical electronic instrumentation: A Practical Perspective of the Design, Construction, and Test of Medical Devices', Wiley-Interscience, 2005.
- [18] T. Wartzek, T. Lammersen, B. Eilebrecht, M. Walter, and S. Leonhardt, "Triboelectricity in capacitive biopotential measurements", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 58, no. 5, pp. 1268–77.
- [19] N. Meziane, J. G. Webster, M. Attari and A. J. Nimunkar, "Dry electrodes for Electrocardiography", Physiol. Meas., vol. 34, pp. R47– R69, 2013.
- [20] N. MEZIANE, "Contribution à la Faisabilité d'une Bio instrumentation Embarquée à Base d'Électrodes Sèches Dédiées à l'Électrocardiographie Ambulatoire ", Thèse de doctorat, Université des sciences et de la technologie Houari Boumediene, Faculté d'électronique et d'informatique, 2015.
- [21] S. Park and S. Jayaraman, "Smart textile-based wearable biomedical systems: a transition plan for research to reality", IEEE Trans. Inf. Tech. Biomed., vol. 14, pp. 86–92, 2010.

- [22] G. E. Bergey, R. D. Squires and W. C. Sipple, "Electrocardiogram recording with pasteless electrodes", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-18, pp. 206-11, 1971.
- [23] M. Catrysse, R. Puers, C. Hertleer, L. Van Langenhove, H. Van Egmond and D. Matthys, "Towards the integration of textile sensors in a wireless monitoring suit", Sensors Actuators A., vol. 114, pp. 302-11, 2004.
- [24] HACHEMI, L et MEGOUGH, T, "Wirless transmission system for vital signals", Mémoire de PFE Master en Informatique, Université M'Hamed Bougara Boumerdes, Institut de Génie Électrique et Électronique, Département d'électronique, 2018.
- [25] "SparkFun". Consulté le 19/05/2022. Disponible sur internet, URL : <https://www.sparkfun.com/products/12650>
- [26] Ziad O. Abu-Faraj, "Handbook of Research on Biomedical Engineering Education and Advanced Bioengineering Learning: Interdisciplinary Concept", American University of Science and Technology, Lebanon.
- [27] "AD8232 data sheet", [PDF], Consulté le 22/05/2022. Disponible sur internet, URL : <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/527942/AD/AD8232.html>
- [28] "Arduino Nano". Consulté le 22/05/2022. Disponible sur internet, URL : <https://store.arduino.cc/products/arduino-nano>
- [29] "HC-06 Pinout, specifications, datasheet and Arduino connection". Consulté le 27/05/2022 Disponible sur internet, URL : <HTTPS://WWW.ETECHNOPHILES.COM/HC06-PINOUT SPECIFICATIONS-DATASHEET/>
- [30] "Chargeur de batterie LI-ION 3.7V". Consulté le 12/06/2022. Disponible sur internet, URL : <https://letmeknow.fr/fr/chargeurs/1747-chargeur-li-ion-37v-avec-protection-tp4056-4060137001772.html>
- [31] "Module MT3608 convertisseur dc/dc 2-24V à 5-28V 3A". Consulté le 12/05/2022. Disponible sur internet, URL : <https://3delectroshop.fr/modules-electronique/683-module-mt3608-convertisseur-dcdc-2-24v-a-5-28v-3a.html>
- [32] O. GHANEM et C. SLYEMI, "Contribution à la conception d'électrode sèche dédiée à l'acquisition de signaux physiologiques (ECG, EEG) ", Mémoire de PFE Master en Électronique, Université des sciences et de la technologie Houari Boumediene, Faculté d'électronique et d'informatique, 2022.