

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

جامعة سعيدة - د. مولاي الطاهر

UNIVERSITÉ DE SAÏDA - Dr MOULAY TAHAR



Faculté de Technologie

Département d'Electronique

PROJET DE FIN D'ETUDE

Présenté Pour l'Obtention du Diplôme de Master en **Electronique.**

Spécialité : **Instrumentation Biomédicale.**

Réalisation d'un ECG embarqué piloté par un circuit à microcontrôleur

Présenté par :

Ghrib Chaimaa

Dahmani Hibat Errahmane

Soutenu le : 29/ 10 / 2024, devant le jury composé de :

Mr. Souar zeggai	Professeur	Président
Mr. Harzellaoui Abd El Kader	M.C. B	Encadreur
Melle. Maachou Fatima	MCB	Examinatrice
Mr. Aimer Djamel	Médecin	Invité

Année universitaire 2023/2024



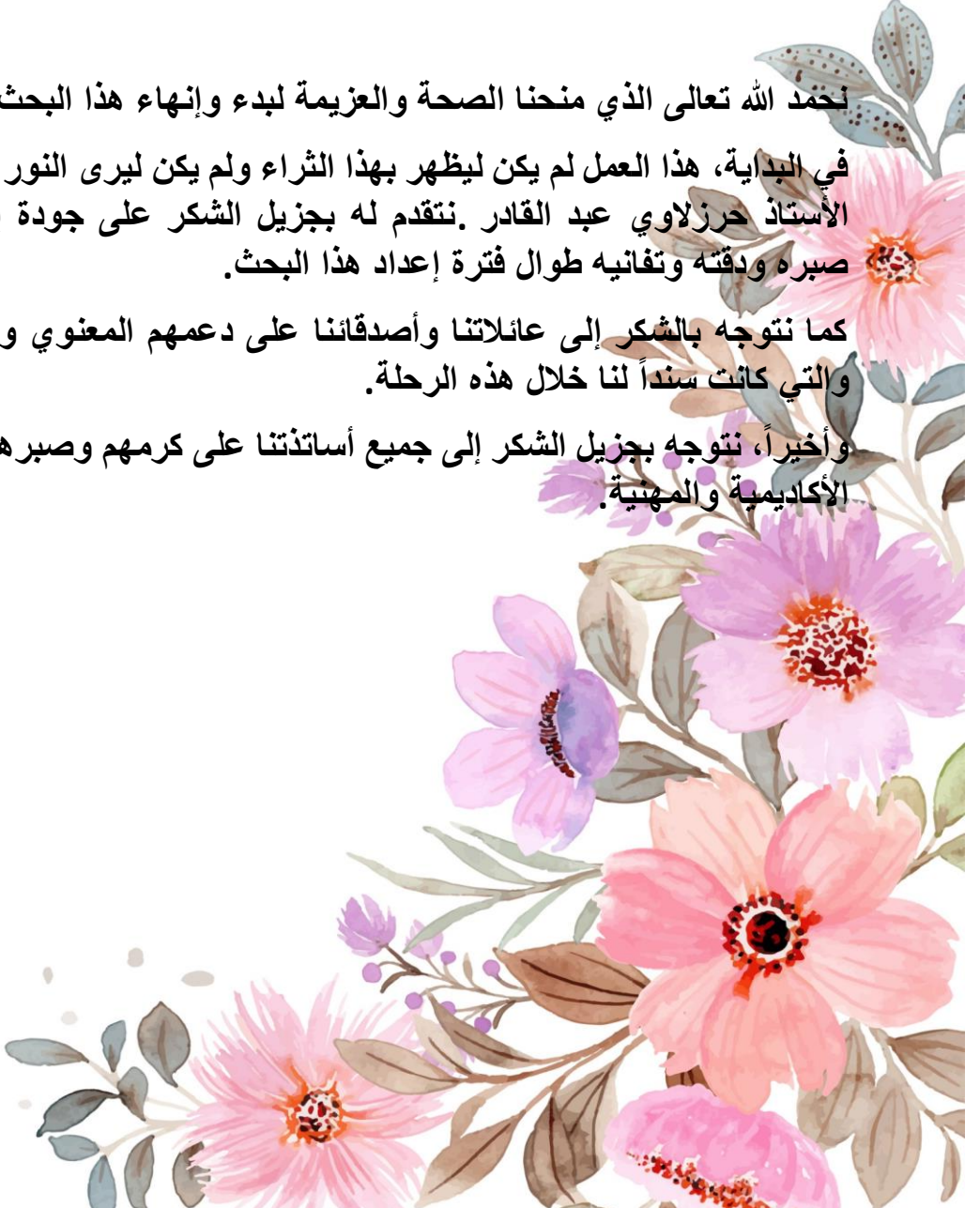
شكر وتقدير

نحمد الله تعالى الذي منحنا الصحة والعزيمة لبدء وإنهاء هذا البحث.

في البداية، هذا العمل لم يكن ليظهر بهذا الثراء ولم يكن ليرى النور لولا مساعدة وإشراف الأستاذ حرزلاوي عبد القادر. نتقدم له بجزيل الشكر على جودة إشرافه المميز، وعلى صبره ودقته وتفانيه طوال فترة إعداد هذا البحث.

كما نتوجه بالشكر إلى عائلتنا وأصدقائنا على دعمهم المعنوي وتشجيعاتهم المستمرة، والتي كانت سندا لنا خلال هذه الرحلة.

وأخيراً، نتوجه بجزيل الشكر إلى جميع أساتذتنا على كرمهم وصبرهم الكبير، رغم أعبائهم الأكاديمية والمهنية.





Remerciement

Nous remercions Dieu le Tout-Puissant de nous avoir accordé la santé et la détermination nécessaires pour entamer et achever ce mémoire.

Tout d'abord, ce travail n'aurait pas pu atteindre cette richesse ni voir le jour sans l'aide et l'encadrement de **Mr. Harzellaoui Abd El Kader**. Nous lui exprimons notre profonde gratitude pour la qualité exceptionnelle de son accompagnement, sa patience, sa rigueur et sa disponibilité tout au long de la préparation de ce mémoire.

Nous adressons également nos remerciements à nos familles et amis pour leur soutien moral et leurs encouragements précieux, qui ont été d'un grand secours tout au long de ce parcours.

Enfin, nous tenons à remercier chaleureusement l'ensemble de nos professeurs pour leur générosité et leur grande patience, malgré les nombreuses charges académiques et professionnelles qui pèsent sur eux



اهداء

أهدي هذا العمل المتواضع إلى الذين منحوني الحياة والأمل، الذين غرسوا في حب الاطلاع والمعرفة، وإلى من علّمني كيف أرتقي سلّم الحياة بحكمة وصبر. ببر وإحسان ووفاء، أهدي هذا العمل إلى والدي العزيز ووالدتي العزيزة.

إلى من وهبني الله نعمة وجودهم في حياتي، إخوتي وأخواتي، وخاصة إلى عمي العزيز عبد الرحمن، لذين كانوا ولا زالوا دعمًا ثمينًا في حياتي.

إلى من شاركتها الطريق، بينما نشق معًا درب النجاح في مسيرتنا الأكاديمية: رفيقتي غريب شيماء .

وأخص بالشكر صديقتي العزيزة قوني ليندا، التي كانت دائمًا بجانبني.

وأخيرًا، إلى كل من ساعدني وكان له دور، من قريب أو بعيد، في إتمام هذه الدراسة أسأل الله أن يجزي كل منهم أفضل الجزاء، في الدنيا والآخرة .

هبة الرحمان



Dédicace

J'offre ce modeste travail à ceux qui m'ont donné la vie et l'espoir, qui ont éveillé en moi l'amour de la curiosité et du savoir, et à ceux qui m'ont appris à gravir les échelons de la vie avec sagesse et patience. Par respect et fidélité, je dédie ce travail à mon cher père et à ma chère mère.

À ceux que Dieu m'a donnés comme une bénédiction dans ma vie, mes frères et sœurs, et surtout à mon cher oncle **Abderrahmane**, qui ont été et sont toujours un soutien précieux dans ma vie.

À celle avec qui j'ai partagé ce chemin, alors que nous traçons ensemble la route du succès dans notre parcours académique : ma complice **Ghrib Chaimaa**, et tout particulièrement à mon amie chère **Gouni Linda**, qui a toujours été à mes côtés.

Enfin, à tous ceux qui m'ont aidé et ont joué un rôle, de près ou de loin, dans l'achèvement de cette étude.

Je demande à Dieu de récompenser chacun d'eux avec la meilleure récompense, dans ce monde et dans l'au-delà.

Hibat Errahmane.



اهداء

أهدي هذا العمل إلى كل من ساهم في رحلتي الأكاديمية، من أساتذتي الذين أمدوني بالمعرفة والإلهام، إلى زملائي الذين شاركوني الأفكار والتجارب اخص بالذكر دحماني هبة الرحمن التي كانت سندي الدائم وقوئي ليندة.

إلى من كانوا أساسا لكل إنجاز حققته ، إلى من ملئوا حياتي حبا و عطاء اهدي هذا العمل إلى والدي الحبيب و والدتي الغالية اللذين دعماني بكل ما يملكان من حب إلى اختاي و اخي اللذين كانوا مصدر القوة و الدعم لي في كل خطوة ، شكرا لكم على كل لحظة تشجيع و محبة .

و أخيرا , إلى من جاء في اللحظة الأخيرة , ليضفي على حياتي بهجة و سكينة فكان حضوره أعظم هدية في ختام هذه الرحلة .

أمل أن تكون هذه الدراسة إضافة قيمة لمجال تخصصي، وأن تساهم في تحقيق الأهداف الأكاديمية والمهنية التي أسعى لتحقيقها.

شيماء.



Dédicace

Je dédie ce travail à tous ceux qui ont contribué à mon parcours académique, à mes professeurs qui m'ont transmis savoir et inspiration, à mes camarades qui ont partagé avec moi idées et expériences. Je tiens particulièrement à remercier Hibat Errahmane Dahmani, mon soutien constant, ainsi que Linda Gouni.

À ceux qui ont été la base de chaque réussite que j'ai accomplie, à ceux qui ont empli ma vie d'amour et de générosité, je dédie ce travail à mon cher père et à ma précieuse mère qui m'ont soutenu de tout leur amour.

À mes deux sœurs et à mon frère, qui ont été pour moi une source de force et de soutien à chaque étape. Merci pour chaque moment d'encouragement et d'affection.

Enfin, à celui qui est venu à la dernière minute, pour apporter dans ma vie joie et sérénité, sa présence a été le plus beau cadeau en cette fin de parcours.

J'espère que cette étude apportera une contribution précieuse à mon domaine de spécialisation, et qu'elle aidera à atteindre les objectifs académiques et professionnels que je poursuis.

Chaimaa.

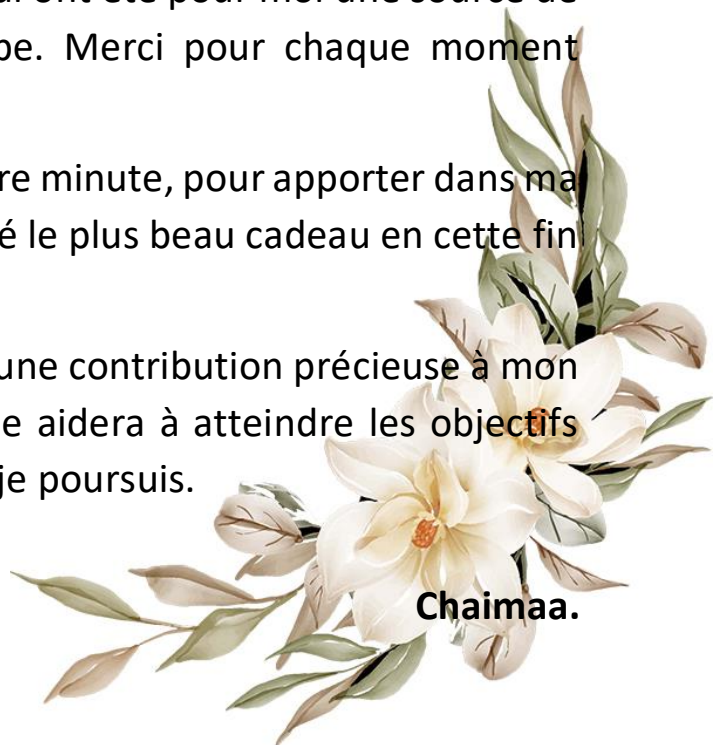


TABLE DES MATIERES

Résumé :	
Introduction Générale	1

CHAPITRE 1 : Essentiels de l'anatomie cardiaque

1.1. Introduction	3
1.2. Le système cardiovasculaire	3
1.3. Anatomie du cœur.....	3
1.4. Le battement cardiaque	4
1.5. La circulation sanguine.....	5
1.6. Activité mécanique cardiaque	6
1.7. Activité électrique du cœur.....	7
1.8. L'Electrocardiogramme (ECG).....	8
1.9. Dépolarisation et repolarisation du cœur.....	8
1.10. Analyse de l'ECG.....	9
1.10.1. Description de l'onde ECG	9
1.10.1.1. L'onde P	10
1.10.1.2. Le complexe QRS.....	10
1.10.1.3. L'onde T.....	11
1.11. Intervalles caractéristiques de l'ECG	11
1.12. Pathologies cardiaques	12
1.13. Le rythme cardiaque.....	12
1.14. La fréquence cardiaque	13
1.15. Les arythmies cardiaques	14
1.16. Types d'arythmies courantes [2]	14
1.16.1. Extrasystole ventriculaire (ESV)	15
1.16.2. La tachycardie supra-ventriculaire	16
1.16.3. La fibrillation auriculaire	16
1.16.4. La tachycardie ventriculaire	16
1.16.5. La fibrillation ventriculaire	17
1.17. Conclusion.....	18

CHAPITRE 2 : Electrocardiographie ECG

2.1.	Introduction	18
2.2.	L'électrocardiographie	18
2.3.	Histoire de l'électrocardiographie.....	18
2.4.	Principe de l'électrocardiogramme (ECG)	19
2.5.	Technique d'enregistrement d'ECG	20
2.6.	Le signal électrocardiogramme (ECG)	21
2.7.	Le triangle d'Einthoven	22
2.8.	Dérivations électrocardiographiques	23
2.8.1.	Les dérivations périphériques	24
2.8.2.	Les dérivations périphériques bipolaires	24
2.8.3.	Les dérivations périphériques unipolaires	25
2.8.4.	Les dérivations précordiales	26
2.9.	Les électrodes	27
2.10.	Bipotentiel mesurés par des électrodes de surface	29
2.11.	Classification des électrodes	31
2.11.1.	Electrodes polarisables et électrodes non polarisables	31
2.11.2.	Classification selon le matériau de fabrication.....	32
2.11.3.	La géométrie de l'électrode	32
2.12.	Les différents types d'ECG	33
2.12.1.	L'enregistrement de l'ECG avec Holter	34
2.13.	Les limites de l'ECG	35
2.14.	Description des appareils de l'ECG	35
2.15.	Conclusion.....	37

CHAPTRE 3: Réalisation et résultats

3.1.	Introduction	36
3.2.	Equipements utilisés dans notre projet	36
3.2.1.	Partie matérielle	36
3.2.1.1.	Moniteur de fréquence cardiaque AD8232	36
3.2.1.2.	Arduino	38
3.2.1.3.	La carte d'Arduino Mega 2560	38
3.2.1.4.	Numérisation du signal ECG.....	40
3.2.1.5.	Description du microcontrôleur Atmega2560.....	41
3.2.1.6.	Ecran TFT :	41
3.2.1.7.	Structure des TFTs.....	42
3.2.1.8.	Connectique	43
3.2.1.9.	Exploration des broches Arduino.....	43
3.2.1.10.	La plaque d'essai	44
3.2.2.	Partie logicielle	44
3.2.2.1.	Logiciel Arduino	44
3.2.2.2.	L'IDE Arduino	45
3.2.2.3.	Structure générale du programme	46
3.3.	Présentation du système	47
3.4.	Réalisation sur Plaque d'Essai	47
3.5.	Présentation des Tests et Résultats.....	48
3.5.1.	Le signal ECG	48
3.5.2.	Test de l'Appareil sur Plusieurs Personnes	49
	Conclusion	50
	Conclusion Générale	36
	IV . BIBLIOGRAPHIE.....	51
	Annexes.....	55

Liste des figures

Figure 1.1: Anatomie du cœur

Figure 1.2 : circulation sanguine

Figure 1.3: activité électrique du cœur

Figure 1.4: ECG normal

Figure 1.5: La dépolarisation et la repolarisation du cœur au cours d'un cycle suivant les ondes P, QRS et T de l'ECG

Figure 1.6: Ondes, intervalles et segments dans l'ECG

Figure 1.7 : Onde P

Figure 1.8: Complexe QRS

Figure 1.9: Onde T

Figure 1.10: Extrasystoles ventriculaires dans un tracé ECG

Figure 1.11: Fibrillation auriculaire

Figure 1.12: Tachycardie ventriculaire

Figure 1.13: Fibrillation ventriculaire

Figure 2.1 : 1^{er} ECG selon EINTHOVEN (DARWIN junior, 1909)

Figure 2.2 : Enregistrement de l'ECG

Figure 2.3 : Ondes du signal ECG

Figure 2.4 : Le triangle d'Einthoven des dérivations des membres (Le système triaxial)

Figure 2.5 : Le système triaxial des dérivations unipolaires (a). Le système à six axes pour dérivations unipolaires et bipolaires des membres (b)

Figure 2.6 : Dérivations bipolaires

Figure 2.7 : Dérivations unipolaires

Figure 2.8 : les dérivations précordiales

Figure 2.9 : Electrodes ECG à pince

Figure 2.10 : électrodes précordiales

Figure 2.11 : modèle électrique du système corps/peau/électrolyte/électrode correspondant à la transduction de courants ioniques dans le corps en un signal électrique provenant de l'électrode.

Figure 2.12 : Les types des électrodes

Figure 2.13: Appareil Holter

Figure 3.1: Cardiofréquencemètre AD8232

Figure 3.2 :Amplificateur ECG

Figure 3.3: Schéma bloc du AD8232

Figure 3.4 : Architecture de la carte Arduino Mega2560

Figure 3.5: Représentation des 5 ondes composant un battement cardiaque d'un sujet sain

Figure 3.6 : Microcontrôleur ATMega2560

Figure 3.7 : Architecture générale d'un transistor en couches minces

Figure 3.8 : Ecran TFT

Figure 3.9 : Structure des TFTs

Figure 3.10: fils de connexion

Figure 3.11 : plaque d'essai

Figure 3.12 : Logiciel Arduino IDE

Figure 3.13 : IDE Arduino

Figure 3.14: Présentation des parties principales du logiciel IDE

Figure 3.15 : Schéma global de notre système.

Figure 3.16: Test du montage sur plaque d'essai.

Figure 3.17 : Tracé de l'ECG durant les premières étapes de la conception du dispositif.

Figure 3.18: Tests de notre appareil.

Liste des tableaux

Tableau 3.1: Caractéristiques techniques de Arduino Mega2560

Résumé :

Le projet explore les aspects fondamentaux de l'électrocardiographie (ECG), en détaillant le fonctionnement du système cardiovasculaire, l'anatomie cardiaque et la circulation sanguine. Il présente les principes de l'ECG, les caractéristiques des ondes et des intervalles, ainsi que les pathologies et arythmies cardiaques associées. De plus, le projet examine les différents types de dérivations et d'électrodes utilisés, les limites de la technologie ECG, ainsi que les équipements spécifiques tels que le capteur AD8232 et la carte Arduino Méga 2560. Il fournit également une vue d'ensemble des aspects matériels et logiciels nécessaires à la mesure et à l'affichage des signaux ECG.

Mots clés : ECG, AD8232, Arduino, Dispositif ECG portable.

المخلص :

يستعرض المشروع الجوانب الأساسية لتخطيط القلب الكهربائي (ECG) من خلال توضيح كيفية عمل الجهاز القلبي الوعائي، تشريح القلب، ودورة الدم. كما يقدم مبادئ تخطيط القلب الكهربائي، خصائص الموجات والفواصل الزمنية، بالإضافة إلى الأمراض والاضطرابات القلبية المرتبطة. بالإضافة إلى ذلك، يتناول المشروع الأنواع المختلفة من التوصيلات والأقطاب الكهربائية المستخدمة، حدود تكنولوجيا تخطيط القلب الكهربائي، والمعدات الخاصة مثل مستشعر AD8232 وبطاقة Arduino Méga 2560. كما يوفر نظرة شاملة على الجوانب المادية والبرمجية اللازمة لقياس وعرض إشارات تخطيط القلب الكهربائي.

الكلمات المفتاحية: تخطيط القلب الكهربائي (ECG) , مستشعر AD8232 , أردوينو , جهاز ECG المحمول

Abstract:

The project explores the fundamental aspects of electrocardiography (ECG) by detailing the functioning of the cardiovascular system, cardiac anatomy, and blood circulation. It presents the principles of ECG, the characteristics of waves and intervals, as well as the associated cardiac pathologies and arrhythmias. Additionally, the project examines the different types of leads and electrodes used, the limitations of ECG technology, and specific equipment such as the AD8232 sensor and the Arduino Mega 2560 board. It also provides an overview of the hardware and software aspects necessary for measuring and displaying ECG signals.

Key words: Electrocardiography (ECG) , AD8232 sensor , Arduino , Portable ECG device

LISTE D'ABREVIATIONS

SEE :	Système ECG embarqué
ECG :	ÉLECTROCARDIOGRAMME
TV :	TACHYCARDIE VENTRICULAIRE
FV :	FIBRILLATION VENTRICULAIRE
FA :	FIBRILLATION AURICULAIRE
ESV :	EXTRASYSTOLE VENTRICULAIRE
AVL :	VECTEUR AUGMENTE GAUCHE
AVR :	VECTEUR AUGMENTE DROIT
AVF :	VECTEUR AUGMENTE PIED
MG :	POIGNET GAUCHE
MD :	POIGNET DROIT
PD :	PIED DROIT
AD8232 :	CAPTEUR ECG
ARDUINO MEGA 2560 :	CARTE ARDUINO
ATMEGA2560 :	MICROCONTROLEUR
LCD :	ÉCRAN A CRISTAUX LIQUIDES
IDE ARDUINO :	LOGICIEL ARDUINO

Introduction Générale

Les maladies cardiaques sont aujourd'hui considérées comme l'un des plus grands défis de santé publique, et leur probabilité d'apparition augmente avec l'âge. Selon l'Organisation mondiale de la santé (OMS), elles représentent l'une des principales causes d'invalidité et de mortalité dans le monde. En raison de l'importance de ce sujet, de nombreuses recherches ont été menées pour diagnostiquer et traiter ces maladies graves.

Les chercheurs se sont particulièrement concentrés sur le cœur, cet organe essentiel au bon fonctionnement du corps humain. Grâce aux avancées technologiques récentes dans le domaine médical, il est désormais possible de surveiller avec précision l'activité cardiaque et de diagnostiquer son état à l'aide d'outils efficaces. L'électrocardiogramme (ECG) est le test le plus couramment utilisé dans les hôpitaux et les cliniques pour cet objectif. Il est particulièrement apprécié pour sa rapidité, sa simplicité d'utilisation, ainsi que pour son caractère non invasif et indolore. L'ECG consiste à placer des électrodes sur la peau afin de capter le signal électrique généré par le cœur.

Ce projet a pour objectif de développer un système ECG embarqué **SEE** de surveillance cardiaque en concevant un dispositif basé sur un microcontrôleur capable de mesurer et d'afficher les signaux électriques du cœur (ECG), facilitant ainsi la surveillance cardiaque de manière plus simple et efficace. Il vise à garantir une acquisition fiable des signaux grâce à des capteurs (électrodes) tout en améliorant la qualité des données à travers des techniques de filtrage et d'amplification intégré. Le dispositif sera conçu pour être compact et léger, ce qui le rendra facilement transportable et utilisable pour une surveillance continue ou intervention dans différents environnements. L'ambition de ce projet est de proposer une solution précise, portable et abordable pour la surveillance cardiaque, tout en promouvant l'innovation dans le domaine de l'instrumentation biomédicale

L'électrocardiogramme (ECG) a été inventé en 1901 par Willem Einthoven. En utilisant un appareil novateur pour enregistrer l'activité électrique du cœur, Einthoven a posé les bases du diagnostic cardiaque moderne. Cet instrument est devenu un outil essentiel pour la détection des maladies cardiaques et est aujourd'hui utilisé dans le monde entier.

L'ECG est une technique médicale qui enregistre les impulsions électriques produites par chaque battement du cœur sur une période donnée. Ces impulsions sont représentées sous forme de tracé sur un écran ou un papier millimétré, mettant en évidence les différentes phases de l'activité cardiaque : les ondes P, les complexes QRS et les ondes T. L'ECG permet ainsi de diagnostiquer des anomalies du rythme cardiaque, des troubles de la conduction électrique et d'autres pathologies cardiaques.

L'électrocardiogramme reste la méthode la plus fréquemment utilisée pour analyser les troubles du rythme cardiaque et demeure un outil de diagnostic clé pour les maladies cardiovasculaires. Son rôle est crucial, car il offre une interprétation précise, essentielle pour poser un diagnostic fiable. Par conséquent, la qualité de l'enregistrement du signal ECG est primordiale pour garantir une analyse et une interprétation adéquates de l'activité cardiaque.

C'est dans ce contexte que notre projet de fin d'études se concentre sur la conception et la réalisation d'un dispositif de mesure de l'électrocardiogramme (ECG).

Notre travail se divise en trois chapitres :

Le premier chapitre présente une description générale de l'anatomie du cœur et du système cardiovasculaire.

Le deuxième chapitre propose une étude plus détaillée du fonctionnement de l'électrocardiographe, des caractéristiques du signal ECG, ainsi qu'une description des accessoires associés.

Le troisième chapitre est dédié à la partie expérimentale de notre projet, où nous décrivons les outils matériels et logiciels utilisés, ainsi que les résultats obtenus.

Enfin, nous concluons ce mémoire par une synthèse générale des résultats et perspectives futures.

CHAPITRE 1

Essentiels de l'anatomie cardiaque



1.1. Introduction

Les maladies cardiovasculaires constituent la principale cause de mortalité à l'échelle mondiale. La gestion et le suivi des patients en cardiologie posent un défi significatif à la fois d'un point de vue financier et médical, exigeant une expertise scientifique qui mobilise les technologies avancées en traitement du signal, en électronique et en informatique. Les progrès technologiques devraient contribuer à améliorer la détection des pathologies cardiaques, ce qui faciliterait le processus de diagnostic médical et permettrait d'optimiser la qualité de vie des patients. Le diagnostic de ces affections graves revêt une importance cruciale. Au sein des services hospitaliers spécialisés en cardiologie, l'électrocardiogramme (ECG) reste un instrument essentiel et largement utilisé pour le diagnostic et l'évaluation des troubles du rythme cardiaque.

1.2. Le système cardiovasculaire

Le système cardiovasculaire garantit la distribution du sang à travers le corps, assurant ainsi l'apport en oxygène et en nutriments. Il est constitué, notamment, du cœur, qui agit comme une double pompe, assurant la circulation sanguine dans deux réseaux interconnectés : le réseau artériel et le réseau veineux. [1]

1.3. Anatomie du cœur

Le cœur, un organe musculaire creux, fonctionne tel une pompe en assurant la circulation sanguine à travers les vaisseaux sanguins. Sa structure ressemble à celle d'un cône renversé, avec sa base orientée vers le haut et la droite, et son sommet dirigé vers le bas et la gauche. Le cœur est localisé dans le médiastin, une région centrale de la cage thoracique délimitée par les poumons, le sternum et la colonne vertébrale. Il est situé légèrement sur la gauche du centre du thorax. Chez l'homme adulte, le cœur a un poids d'environ 300 grammes, tandis que chez la femme, son poids est d'environ 250 grammes. Il a la capacité de faire circuler 4 à 5 litres de sang par minute lorsqu'il est au repos.

Le cœur est conceptualisé comme un organe musculaire qui se divise en quatre cavités distinctes : deux atria et deux ventricules (Figure 1.1), assurant ainsi la circulation sanguine vers l'ensemble des cellules du corps humain. Les paires oreillette ventricule droite et gauche forment les cœurs droit et gauche, respectivement. [2]

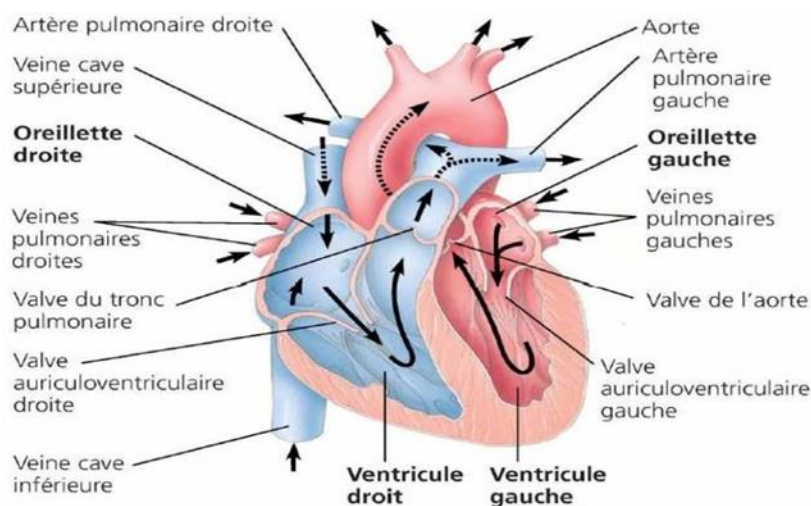


Figure 1.1: Anatomie du cœur [3]

1.4. Le battement cardiaque

Chaque battement du cœur entraîne une séquence d'événements mécaniques et électriques collectivement appelés la révolution cardiaque. Celle-ci est constituée de trois phases : la systole auriculaire, la systole ventriculaire et la diastole.

Dans la systole auriculaire, les oreillettes se contractent et projettent le sang vers les ventricules. Une fois le sang expulsé des oreillettes, les valvules auriculo-ventriculaires entre les oreillettes et les ventricules se ferment. Ceci évite un reflux du sang vers les oreillettes. La fermeture de ces valvules produit le son familier du battement du cœur.

La systole ventriculaire, implique la contraction des ventricules expulsant le sang vers le système circulatoire. Une fois le sang expulsé, les deux valvules sigmoïdes, la valvule pulmonaire à droite et la valvule aortique à gauche se ferment. Enfin, la diastole est la relaxation de toutes les parties du cœur, permettant le remplissage passif des ventricules et l'arrivée de nouveau sang.



Dans un battement normal, la phase de systole auriculaire dure environ un dixième de seconde, la systole ventriculaire trois dixièmes et la diastole quatre dixièmes.

Les phases de contractions harmonieuses des oreillettes et des ventricules sont commandées par la propagation d'une impulsion électrique. Lorsque la fréquence cardiaque change, la diastole est raccourcie ou rallongée tandis que la durée de la systole reste relativement stable. [4]

1.5. La circulation sanguine

Il s'agit de la phase initiale de la circulation sanguine, connue sous le nom de grande circulation, au cours de laquelle le sang circule du ventricule gauche à l'oreillette droite, en irriguant les régions les plus éloignées de l'organisme. De retour au niveau cardiaque, le sang ayant circulé dans cette grande boucle subit des modifications au niveau de sa composition chimique.

Il a pris en charge des produits de décomposition tels que le dioxyde de carbone, qu'il doit éliminer, et il s'est débarrassé de son principe vital, l'oxygène, dont il doit se réapprovisionner. Le sang artériel se transforme en sang veineux et doit traverser les poumons pour subir l'hématose, un processus au cours duquel il retrouvera ses caractéristiques de sang artériel en réaction à l'oxygène de l'air. Dans ce dessein, un deuxième réseau de vaisseaux sanguins est inséré entre l'atrium droit et le ventricule gauche, à savoir les artères et les veines pulmonaires. Le sang retourne à son état veineux et est propulsé à travers les vaisseaux sanguins par le ventricule droit. Une fois dans les poumons, il se débarrasse de son dioxyde de carbone, se charge en oxygène, puis retourne à l'oreillette gauche avant de revenir au ventricule gauche, son point de départ. Ce deuxième parcours est nettement plus bref que le précédent, car il se

limite à la circulation sanguine du cœur aux deux poumons, situés à proximité dans la poitrine, d'où l'appellation de "petite circulation" attribuée à la circulation pulmonaire. [5]

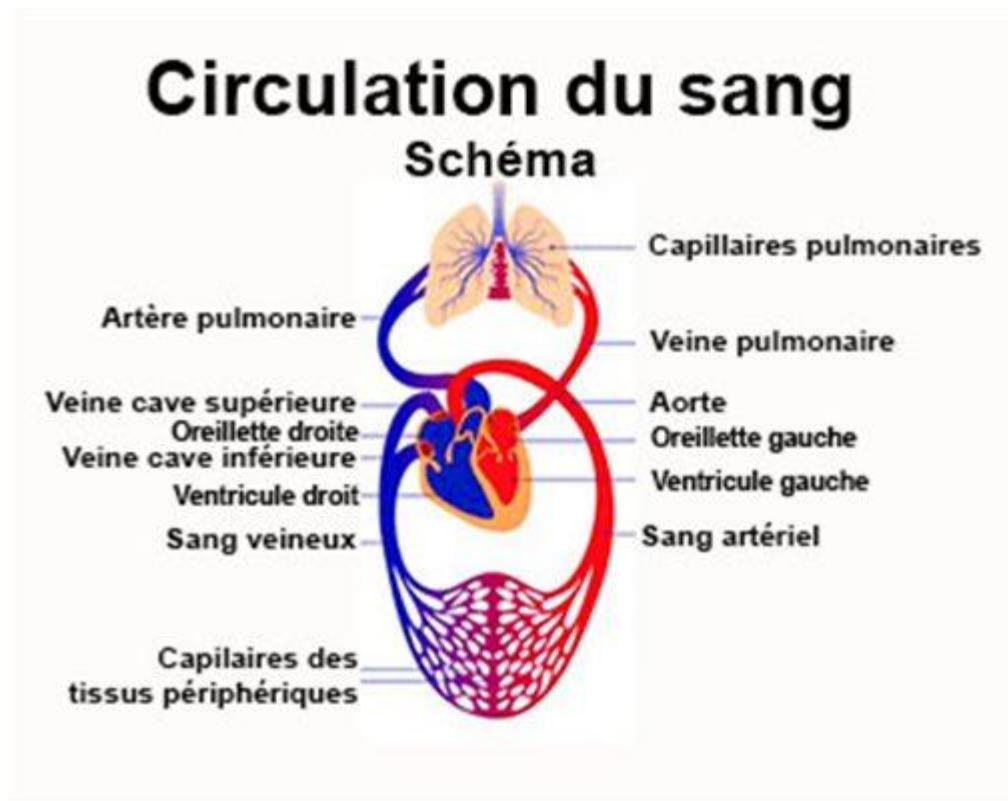


Figure 1.1: circulation sanguine [6]

1.6. Activité mécanique cardiaque

Le processus de la circulation sanguine se déroule de manière cyclique, se composant de deux phases distinctes : la systole et la diastole. La systole se réfère à la phase durant laquelle le sang est expulsé dans la circulation pulmonaire et la circulation systémique. Le cycle cardiaque se divise en trois étapes distinctes : la systole auriculaire, la systole ventriculaire (comportant la contraction isovolumique et l'éjection) et la diastole, période durant laquelle le cœur se remplit de sang. Cette étape se divise en deux phases distinctes : la relaxation isovolumique et le remplissage. [7]



1.7. Activité électrique du cœur

Le fonctionnement du cœur, incluant l'éjection du sang et l'ouverture-fermeture des valves, repose entièrement sur les contractions du myocarde. Ces contractions sont initiées par la propagation rapprochée d'un potentiel d'action. Lorsque l'on aborde le fonctionnement électrique du cœur, il est essentiel de se pencher sur le plan cellulaire et de noter l'existence d'une polarisation intrinsèque des cellules. Chaque cellule myocardique réagit à un stimulus électrique en raison de la présence d'une membrane dotée d'une perméabilité sélective aux ions. Au repos, il est observé que l'intérieur de la membrane cellulaire présente une charge négative par rapport à l'extérieur, qui est considéré comme une référence. Lorsqu'une cellule se trouve dans un état électrique stable, on la qualifie de polarisée. Lorsqu'une cellule est soumise à une stimulation électrique, cela entraîne une modification de la propriété de sa membrane, augmentant ainsi sa perméabilité aux ions et favorisant les échanges ioniques à travers la membrane des cellules myocardiques, ce qui engendre le potentiel d'action. La figure illustre l'impact de l'échange ionique transmembranaire sur le potentiel d'action. [7]

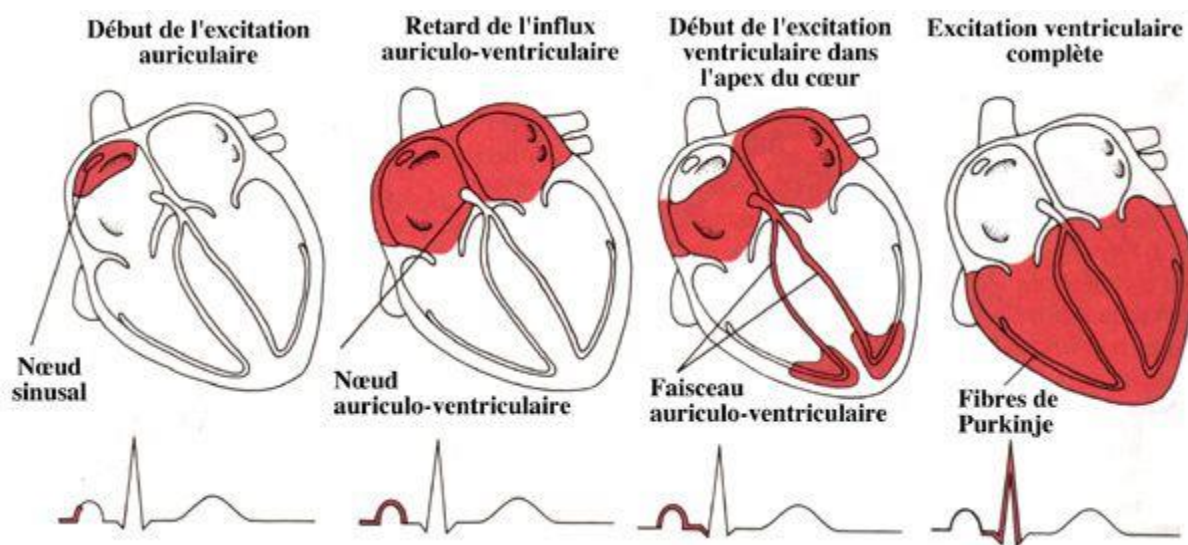


Figure 1.3: activité électrique du cœur[8]



1.8. L'Electrocardiogramme (ECG)

L'expression "électrocardiogramme" (ECG) fait référence de manière générale aux méthodes permettant de représenter les variations de potentiel générées par l'activité électrique du cœur. Ces potentiels d'action se forment à la frontière entre les régions du myocarde excitée et non excitée, et sont enregistrés entre deux points de la surface corporelle. Une fibre cardiaque en phase de dépolarisation peut être comparée à un dipôle électrique. À un moment donné, la formation du front d'onde d'activation par l'ensemble des dipôles élémentaires engendre un champ électrique dépendant des moments dipolaires. La capture de la variation temporelle du champ électrique généré, à l'aide d'électrodes cutanées, est désignée sous le terme d'électrocardiogramme de surface, communément abrégé en ECG. [9]

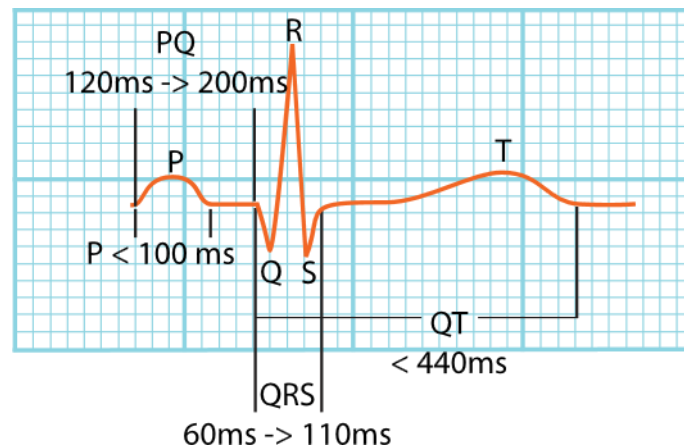


Figure I.4: ECG normal [10]

1.9. Dépolarisation et repolarisation du cœur

Chaque phase de dépolarisation et de repolarisation du cœur correspond à la propagation du courant électrique, de manière séquentielle, des oreillettes vers les ventricules chez un individu en bonne santé, entraînant leur contraction synchronisée. Sur le plan électrocardiographique, cela se manifeste par la capture, de manière constante, de diverses ondes : P, Q, R, S, T, et U. [11]

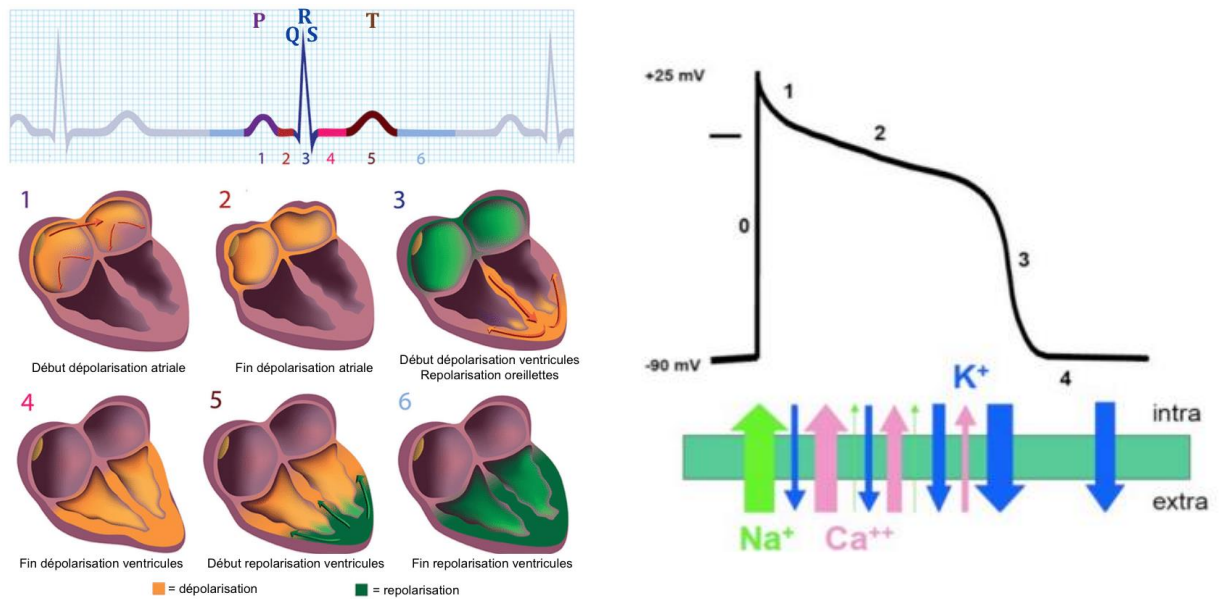


Figure 1.5 : La dépolérisation et la repolarisation du cœur au cours d'un cycle suivant les ondes P, QRS et T de l'ECG

1.10. Analyse de l'ECG

1.10.1. Description de l'onde ECG

Dans l'électrocardiogramme, le processus de dépolérisation et de repolarisation des structures myocardiques est représenté par une série de déflexions ou d'ondes superposées à une ligne de potentiel zéro, connue sous le nom de ligne isoélectrique ou ligne de base. Les déflexions sont qualifiées de positives lorsqu'elles se trouvent au-dessus de la ligne isoélectrique, sinon elles sont considérées comme négatives. À chaque pulsation cardiaque, l'électrocardiogramme enregistre principalement trois ondes successives, tel qu'illustré sur la figure 1.6. [1]

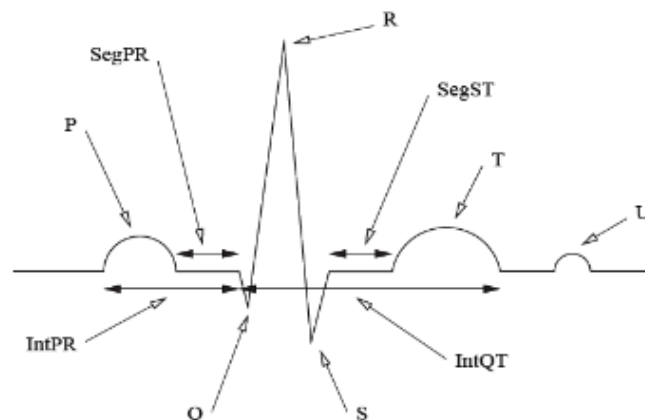


Figure 1.6: Ondes, intervalles et segments dans l'ECG [1]



1.10.1.1. L'onde P

Elle correspond à la phase de dépolarisation des oreillettes. Cette onde peut présenter une polarité positive ou négative et avoir une durée d'environ 90 millisecondes. En règle générale, son observation s'avère complexe, notamment dans des environnements bruyants. Il convient de souligner que la repolarisation auriculaire n'est pas discernable sur l'électrocardiogramme en raison de sa superposition avec le complexe QRS de plus grande amplitude. [9]

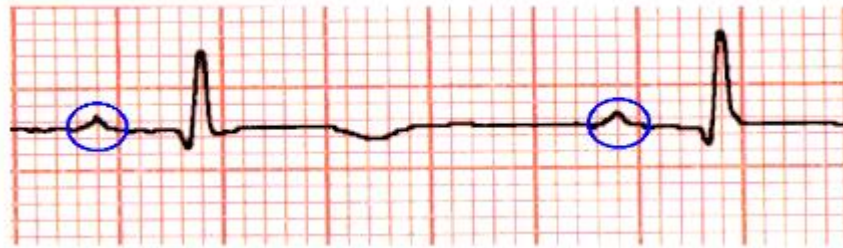


Figure 1.7: Onde P [1]

1.10.1.2. Le complexe QRS

Le complexe QRS se compose de déflexions positives et négatives qui reflètent l'activité de contraction des ventricules. Dans des circonstances standards, la durée d'un tel cas est généralement inférieure à 0,12 seconde, tandis que son amplitude variable se situe entre 5 et 20 mV. Il se compose de trois ondes :

- **L'onde Q** : correspond à la première déflexion négative observée sur un électrocardiogramme.
- **L'onde R** : correspond à la première déflexion positive.
- **L'onde S** : est une déviation négative qui succède à l'onde R.

Sa configuration varie en fonction des dérivations utilisées (position des électrodes) ou d'une arythmie spécifique. [2]



Figure 1.8: Complexe QRS [1]

1.10.1.3. L'onde T

Elle représente la phase de repolarisation des ventricules. En général, elle présente une amplitude réduite et ne traduit aucune activité mécanique. Cette onde se produit après le complexe QRS lorsque l'activité électrique revient à la ligne de base. [2]

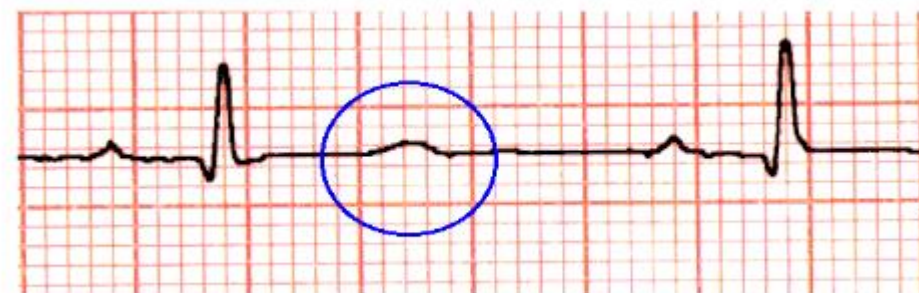


Figure 1.9: Onde T [1]

1.11. Intervalles caractéristiques de l'ECG

En se basant sur le tracé de l'électrocardiogramme (ECG) et les différentes ondes qui le composent, il est possible de caractériser les intervalles les séparant. Lorsqu'il s'agit d'interpréter le signal et de diagnostiquer d'éventuels dysfonctionnements, les valeurs de ces intervalles se révèlent être d'une grande utilité. L'électrocardiogramme se distingue par plusieurs intervalles, comme illustré dans la figure précédente.

- **L'intervalle RR :** Il est défini par les crêtes de deux ondes R consécutives et sert à mesurer la fréquence cardiaque à un instant donné. Cet intervalle est employé à des fins de détection des arythmies et d'analyse de la variabilité de la fréquence cardiaque.



- **Le segment PQ :** correspond à la durée nécessaire à la propagation de l'influx électrique du nœud sinusal au début de l'activation ventriculaire. La mesure est effectuée de l'apparition de l'onde P à l'apparition de l'onde Q. Ainsi, ce qui est évalué correspond à l'intervalle PQ. La plage de cet intervalle de temps oscille entre 0,12 seconde et 0,20 seconde chez les adultes.
- **L'intervalle QT :** est un paramètre crucial à évaluer. Il représente la phase de contraction électrique du muscle cardiaque ventriculaire, englobant à la fois la période de dépolarisation et de repolarisation des ventricules. Le complexe QRS débute à partir du début de l'onde et se termine à la fin de l'onde T. La plage de temps s'étend de 0,3 à 0,44 seconde. [7]

1.12. Pathologies cardiaques

Les maladies cardiaques considérées comme dangereuses ou à risque elles sont susceptibles d'avoir un impact sur la santé du patient, pouvant entraîner, dans certaines situations le décès du patient. Plusieurs types de troubles du rythme cardiaque sont cités dans les différentes documentations, tels que la tachycardie ventriculaire (TV), la fibrillation ventriculaire (FV) et la fibrillation auriculaire (FA).[1]

1.13. Le rythme cardiaque

Le rythme cardiaque, dans son acception médicale, correspond au processus électrophysiologique qui déclenche la contraction des ventricules. La définition du rythme cardiaque constitue la première étape essentielle pour interpréter un électrocardiogramme. Dans un contexte général, le rythme cardiaque est défini comme le nombre de pulsations par unité de temps, habituellement exprimé en battements par minute.

Un terme couramment utilisé comme synonyme est le pouls, bien qu'il se réfère plus spécifiquement à la sensation du battement de l'artère au toucher, permettant ainsi d'évaluer les pulsations cardiaques tout en fournissant d'autres informations. Chez les adultes en bonne santé, au repos, la fréquence cardiaque varie généralement entre 50 (pour les sportifs pratiquant l'endurance) et 80 pulsations par minute. Durant un exercice physique, la fréquence cardiaque maximale théorique peut être estimée en soustrayant l'âge du nombre 220, comme illustré par exemple pour les individus âgés de 18 à 40 ans. Divers facteurs peuvent influencer la fréquence cardiaque en la stimulant ou en la ralentissant. [1]



Son utilisation est cruciale en tant qu'outil de diagnostic. L'analyse du rythme cardiaque sur les électrocardiogrammes se déroule en deux étapes distinctes. La première étape consiste à vérifier la régularité du rythme cardiaque, tandis que la deuxième étape vise à déterminer l'origine du rythme cardiaque, qui peut être attribuée à cinq centres stimulateurs différents.

- Sinusal, se référant au nœud sinusal.
- Fonctionnel du nœud atrio-ventriculaire.
- Cellules ventriculaires, également appelées myocytes ventriculaires.
- Ectopique (foyer auriculaire)
- Dispositif artificiel de stimulation cardiaque (pacemaker). [1]

1.14. La fréquence cardiaque

La fréquence cardiaque correspond au nombre de battements cardiaques par unité de temps, généralement exprimé en battements par minute. La vitesse de réaction est élevée chez les nouveau-nés, diminue légèrement chez les enfants, et est encore plus réduite chez les personnes âgées. En règle générale, les sportifs présentent une fréquence cardiaque au repos inférieure à celle des individus peu actifs ou sédentaires. Pendant l'expiration, la fréquence cardiaque diminue, tandis qu'elle augmente pendant l'inspiration, ainsi que lors d'une activité physique légère ou intense, ou en situation de stress. Un entraînement cardiovasculaire efficace se traduit par une réduction de la fréquence cardiaque au repos, de la pression artérielle, du tissu adipeux et du taux de cholestérol. Il contribue également à accroître la capacité aérobie requise pour soutenir un effort prolongé, tout en diminuant le niveau de stress et d'anxiété. La fréquence cardiaque correspond au rythme des contractions ventriculaires par unité de temps, mesurée par le nombre de complexes QRS sur un électrocardiogramme, reflétant la dépolarisation des ventricules induite par une impulsion électrique, par minute. La fréquence cardiaque normale se situe généralement entre 50 et 60 battements par minute, bien que des variations puissent exister en fonction des individus. On qualifie de bradycardie une fréquence cardiaque inférieure à 50-60 bpm et de tachycardie une fréquence cardiaque supérieure à 90-100 bpm. Trois types de tachycardies sont distingués : le flutter, la fibrillation auriculaire et la fibrillation ventriculaire. La fibrillation est caractérisée par des contractions rapides et irrégulières de différentes parties du cœur, perturbant ainsi sa capacité à fonctionner de manière coordonnée. La fibrillation ventriculaire entraîne l'arrêt de la fonction de pompage cardiaque, et en cas de persistance, cela peut conduire à un arrêt circulatoire et à un état de mort cérébrale. [9]



1.15. Les arythmies cardiaques

Elles représentent un facteur prépondérant de décès et constituent un aspect crucial de l'ensemble des pathologies cardiovasculaires. L'arythmie se manifeste lorsqu'il y a une origine anormale de l'excitation électrique en dehors du nœud sinusal, tel que dans le nœud atrio-ventriculaire ou les ventricules, ou lorsque la conduction électrique ne suit plus les trajets de propagation habituels. La contraction cardiaque qui en découle présente une arythmie. L'impulsion cardiaque supplémentaire induite par cette anomalie est désignée sous le terme d'extrasystole, en contraste avec la contraction cardiaque normale appelée systole. Les arythmies sont classées selon leur origine anatomique et leurs impacts sur l'activité électrique du cœur. Lorsque le dysfonctionnement se manifeste au niveau des oreillettes ou du nœud atrio-ventriculaire, il est qualifié d'arythmie supra-ventriculaire ; en revanche, s'il survient au niveau des ventricules, il est désigné comme une arythmie ventriculaire. Lorsqu'une perturbation du rythme cardiaque entraîne une accélération, on qualifie cette situation de tachycardie (du grec "tachy" signifiant rapide) ; en revanche, si cette perturbation induit un ralentissement, on parle alors de bradycardie (du grec "Brady" signifiant lent). [12]

1.16. Types d'arythmies courantes [2]

Au repos, la fréquence cardiaque se situe généralement entre 60 et 80 battements par minute, correspondant au pouls ou aux pulsations cardiaques. Les différentes formes d'arythmie comprennent une accélération du rythme cardiaque, appelée tachycardie, un ralentissement du rythme cardiaque, appelé bradycardie, ainsi qu'un changement du rythme cardiaque, caractérisé par un rythme irrégulier. L'arythmie peut être associée à des palpitations. Les palpitations ne constituent pas une arythmie cardiaque, mais plutôt la perception des pulsations cardiaques. Ceci survient principalement lorsqu'il y a une accélération excessive ou une irrégularité du rythme cardiaque. De plus, il est possible qu'une arythmie se manifeste sans que le patient ressente de palpitations, ce qui signifie que la présence d'un rythme cardiaque anormal peut passer inaperçue. Diverses formes d'arythmie sont répertoriées, parmi lesquelles figurent les principales :



1.16.1. Extrasystole ventriculaire (ESV)

L'extrasystole ventriculaire (ESV) est une arythmie cardiaque fréquente, justifiant ainsi son introduction dans ce contexte. Les ESV sont présents dans la plupart des enregistrements, en particulier pendant la phase de récupération suivant un effort physique. Même en l'absence de toute pathologie spécifique, des extrasystoles ventriculaires dont la fréquence est supérieure à 6 par minute de manière récurrente peuvent être considérées comme un indicateur précoce de tachycardie ventriculaire, une condition pathologique grave. À la différence des battements cardiaques normaux qui sont initiés par la dépolarisation des cellules sinusales, l'ESV provient de la dépolarisation spontanée d'un petit groupe de cellules ventriculaires, connu sous le nom de foyer ectopique ventriculaire. L'impulsion électrique générée ne suit pas le trajet habituel de conduction (faisceau de His), ce qui entraîne une propagation plus lente dans les ventricules. Lorsque la contraction ventriculaire est prolongée dans la durée, son efficacité diminue. Le tracé d'un battement ESV présente deux caractéristiques distinctives : l'absence d'une onde P précédant l'onde R, en raison de l'absence d'activité auriculaire préalable, et une durée de complexe supérieure à celle d'un complexe QRS normal. [13].

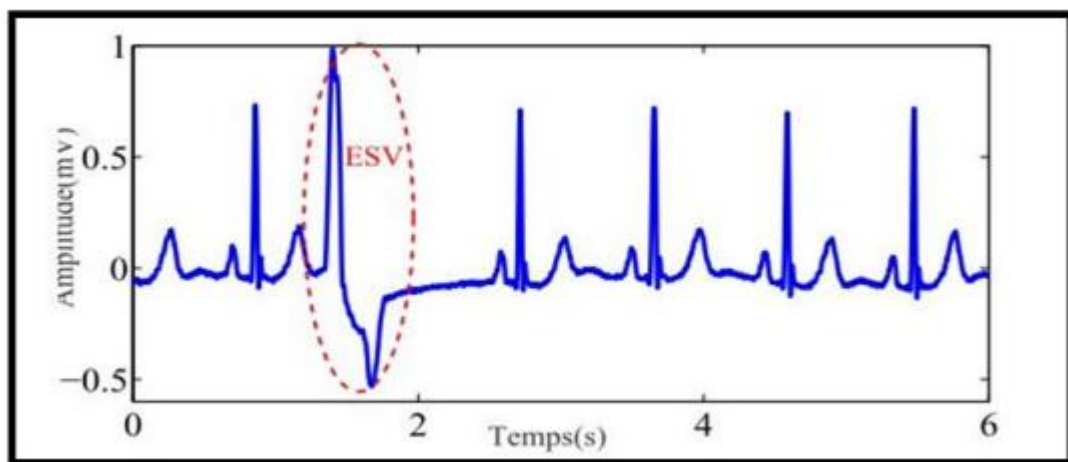


Figure 1.10: Extrasystoles ventriculaires dans un tracé ECG [14]



1.16.2. La tachycardie supra-ventriculaire

En cas de tachycardie paroxystique, le cœur s'accélère brusquement et présente une fréquence cardiaque élevée, pouvant atteindre 150 à 220 battements par minute. Ces épisodes peuvent avoir une durée variant de quelques secondes à plusieurs heures. Ils cessent leur présence de manière aussi brusque que leur apparition. Les tachycardies supra-ventriculaires peuvent se manifester dès la petite enfance et perdurer tout au long de la vie. Suite à ces crises, le patient ressent de la fatigue, cependant ce genre d'arythmie est rarement associé à un danger. Cependant, ces symptômes requièrent l'attention du praticien médical en raison de leur caractère gênant et de leur impact potentiel sur la qualité de vie. [9]

1.16.3. La fibrillation auriculaire

La fibrillation auriculaire se caractérise par une contraction désordonnée des oreillettes, provoquant une contraction rapide et irrégulière des ventricules, comme illustré dans la Figure 1.11. Il s'agit d'une arythmie cardiaque courante, notamment chez les individus âgés de plus de 60 ans. Le diagnostic de la fibrillation auriculaire est complexe en raison de l'absence totale de symptômes ressentis par les patients. [12]

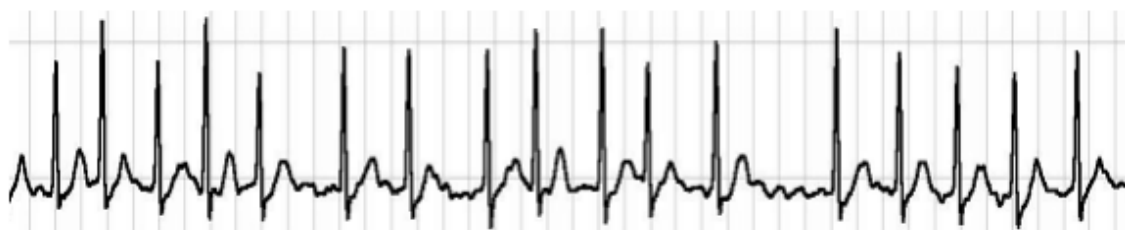


Figure 1.11: Fibrillation auriculaire [2]

1.16.4. La tachycardie ventriculaire

La tachycardie supra-ventriculaire est un trouble du rythme cardiaque caractérisé par une accélération anormale du rythme cardiaque au-dessus de la zone des ventricules. Pendant un épisode de tachycardie paroxystique, le cœur s'accélère brusquement et présente une fréquence cardiaque élevée, pouvant atteindre 150 à 220 battements par minute. Ces épisodes peuvent avoir une durée variant de quelques secondes à plusieurs heures. Ils cessent brusquement leur activité, tout comme ils l'avaient commencée. Les tachycardies supra-ventriculaires peuvent se

manifester dès la petite enfance et perdurer tout au long de la vie. Suite à ces crises, le patient ressent de la fatigue, cependant ce genre d'arythmie est rarement associé à un danger. Cependant, ces symptômes requièrent l'attention du praticien médical en raison de leur potentiel impact négatif sur la qualité de vie. [12]

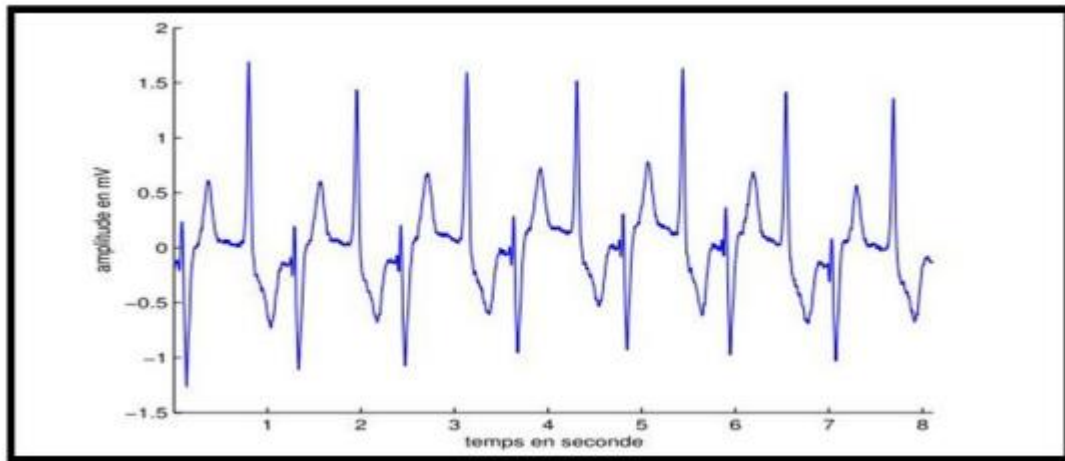


Figure 1.12: Tachycardie ventriculaire [14]

1.16.5. La fibrillation ventriculaire

La fibrillation ventriculaire est une arythmie cardiaque caractérisée par une perturbation totale de la séquence électrique des ventricules, entraînant une incapacité immédiate du cœur à se contracter de manière efficace. La fibrillation ventriculaire se manifeste par la présence de complexes ventriculaires présentant une morphologie très anormale, une amplitude très élargie, une irrégularité complète, une distribution anarchique et une fréquence élevée. [14]

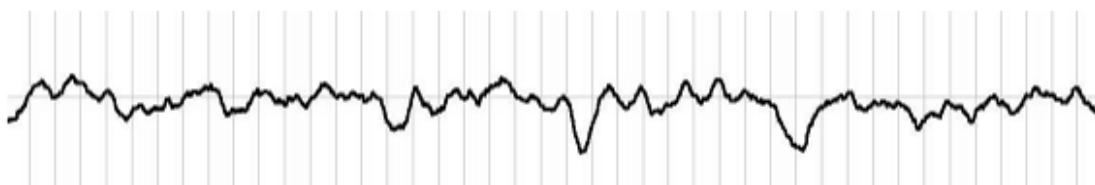


Figure 1.13: Fibrillation ventriculaire [2]



1.17. Conclusion

L'électrocardiographie est une technique largement employée qui s'avère efficace en fournissant un signal fiable sur lequel des méthodes de traitement du signal adaptées peuvent être appliquées. L'objectif de cette section est d'éveiller la conscience du lecteur quant à la nécessité d'analyser les diverses caractéristiques de l'électrocardiogramme (ECG), notamment l'amplitude, la morphologie, la durée et les intervalles entre les ondes P, Q, R, S et T. Effectuer un diagnostic de qualité.

CHAPITRE 2

Electrocardiographie ECG



2.1. Introduction

L'interprétation de l'électrocardiogramme (ECG) représente un élément diagnostique essentiel pour diverses pathologies cardiaques. L'électrocardiogramme (ECG) est une représentation graphique du potentiel électrique qui contrôle l'activité du cœur. Ce potentiel est recueilli à l'aide d'électrodes placées sur l'épiderme, permettant ainsi de quantifier la différence de potentiel entre deux points anatomiques spécifiques.

Ce chapitre est consacré à l'étude de l'électrocardiographie.

2.2. L'électrocardiographie

L'électrocardiographie (ECG) est la technique d'enregistrement de l'activité électrique du cœur en utilisant des électrodes cutanées placées à divers endroits du corps. Ces électrodes captent les courants d'activité générés par les fibres musculaires cardiaques, les amplifient et les enregistrent. Le terme "électrocardiogramme" (ECG) désigne la représentation graphique de l'activité électrique du cœur. L'électrocardiogramme (ECG) est le signal biomédical le plus largement examiné en vue de caractériser les anomalies cardiaques, et l'analyse de ces enregistrements permet de poser un diagnostic sur de nombreuses pathologies. L'examen non invasif connu sous le nom d'électrocardiogramme (ECG) est réalisé en quelques minutes à l'hôpital, tandis que l'examen Holter est effectué sur une période de 24 heures. [15]

2.3. Histoire de l'électrocardiographie

L'origine du potentiel électrique engendré par l'activité musculaire a été identifiée dès les recherches menées par Carlo Matteucci en 1842. En 1878, les premières expérimentations sont menées par John Burden Sanderson et Frederick Page, au cours desquelles ils parviennent à détecter les phases QRS et T à l'aide d'un électromètre capillaire, phases qui seront ultérieurement définies. Pendant cette période, E. Marey et Augustus Waller ont démontré que l'activité électrique du cœur peut être enregistrée à travers la peau. En 1887, Augustus Waller publie le tout premier électrocardiogramme humain. En 1895, Willem Einthoven a identifié les cinq déflexions P, Q, R, S et T. En 1901, il a recours au galvanomètre à cordes, puis en 1906, il présente les premières classifications des électrocardiogrammes pathologiques. En 1924, il a été récompensé par un prix Nobel pour ses recherches dans le domaine de l'électrocardiographie.

Actuellement, l'électrocardiographie est une méthode relativement économique qui permet de surveiller le système cardiovasculaire à l'aide d'un examen indolore et non invasif, en



particulier pour détecter les anomalies du rythme cardiaque et prévenir les infarctus du myocarde. [15]

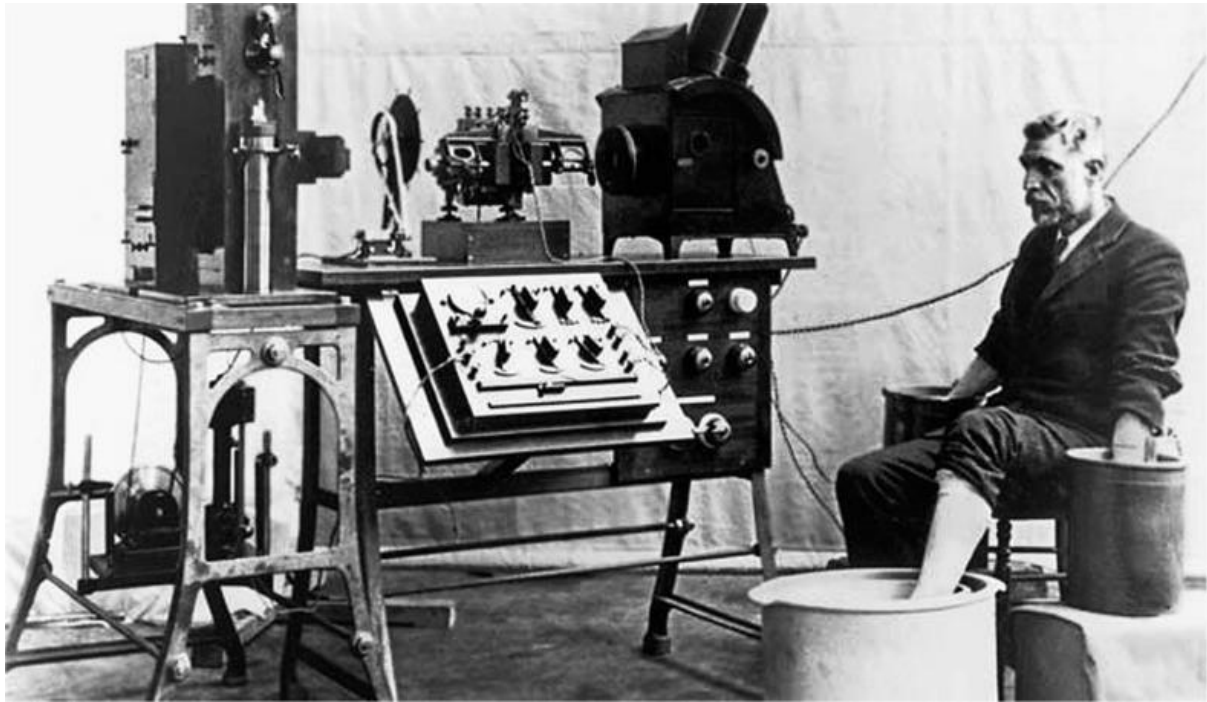


Figure 2.1:1^{er} ECG selon EINTHOVEN (DARWIN junior, 1909) [16]

2.4. Principe de l'électrocardiogramme (ECG)

L'activité électrique du cœur est mesurée à la surface du corps en attachant un ensemble d'électrodes à la peau. Les électrodes sont positionnées de manière à ce que les variations spatio-temporelles du champ électrique cardiaque soient suffisamment bien réfléchies. Pour un enregistrement ECG, la différence de tension entre une paire d'électrodes est appelée une dérivation. L'ECG est généralement enregistré avec une configuration multi- dérivations qui comprend des dérivations unipolaires ou bipolaires, ou les deux. Une dérivation unipolaire reflète la variation de tension d'une seule électrode et est mesurée par rapport à une électrode de référence qui est positionnée de sorte que la tension reste presque constante dans tout le cycle cardiaque. Une dérivation bipolaire reflète la différence de tension entre deux électrodes, par exemple, entre le bras gauche et droit. [17]



2.5. Technique d'enregistrement d'ECG

L'électrocardiographie peut être réalisée de deux manières : de manière externe, en plaçant des électrodes sur la surface du corps, ou de manière interne, en enregistrant l'influx électrique à la surface du cœur (enregistrement épicardique) ou en insérant une sonde endocavitaire. La trajectoire est enregistrée sur un papier millimétré défilant à une vitesse constante. Ce document est constitué de carrés de dimensions 5 mm x 5 mm. Ces carrés sont divisés en carrés plus petits mesurant un millimètre de côté. À des conditions standard, le papier est déroulé à une vitesse de 25 mm par seconde, ce qui signifie qu'un millimètre équivaut à 0,04 seconde, et 5 mm à 0,20 seconde. Le calibrage standard de l'électrocardiogramme représente graphiquement une amplitude de 10 mm pour une tension de 1 mV. Un étalonnage précis est essentiel pour interpréter correctement les tracés. [15]

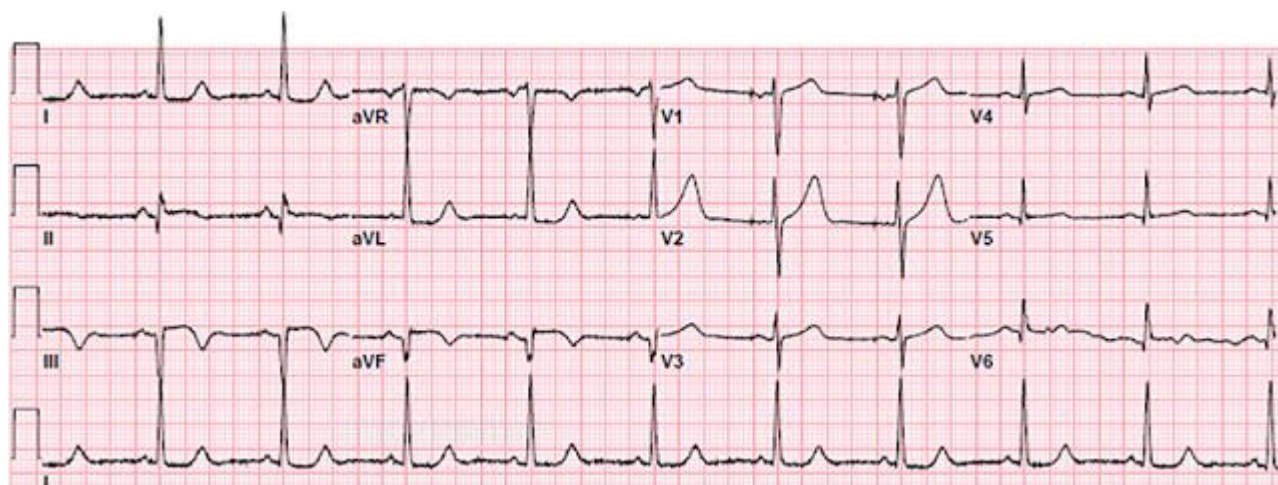


Figure 2.2 : Enregistrement de l'ECG [18]



2.6. Le signal électrocardiogramme (ECG)

L'électrocardiogramme (ECG) correspond à la représentation graphique de l'activité électrique cardiaque. Ce signal électrophysiologique se présente sous la forme d'une séquence d'ondes électriques caractérisées par des formes et des durées spécifiques, se répétant à chaque cycle cardiaque. En fait, ces ondes reflètent les divers phénomènes mécaniques et électriques liés à la propagation du potentiel d'action, dont les étapes sont successives, comme le montre la figure 2.3. [19]

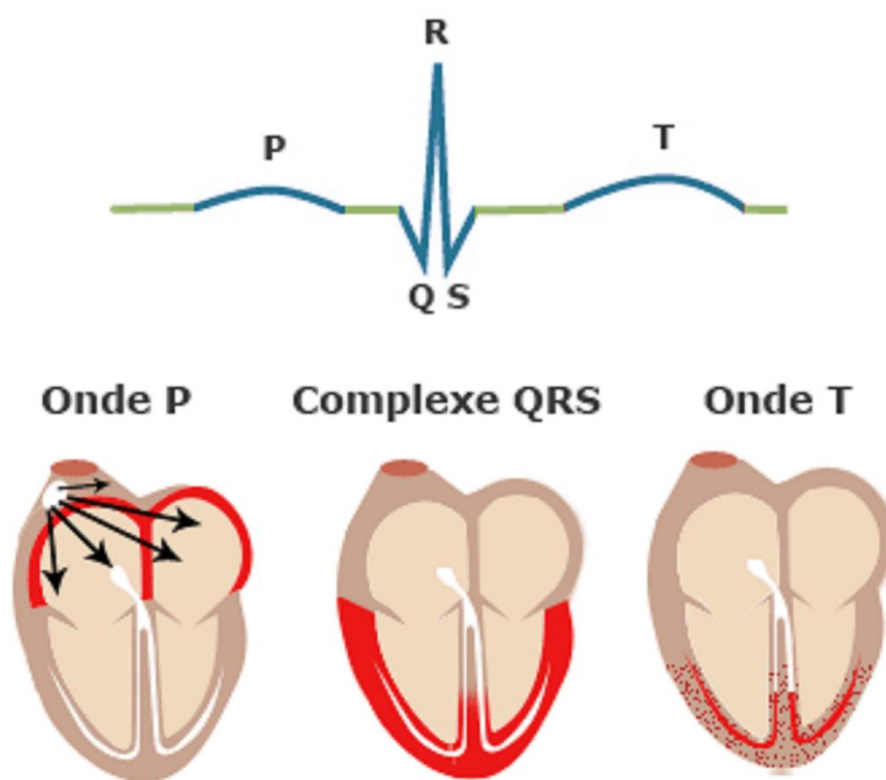


Figure 2.3 : Ondes du signal ECG [20]



2.7. Le triangle d'Einthoven

Il a été observé que les dérivations standard des membres sont enregistrées à partir de deux membres, avec une électrode positive et une électrode négative. Les trois dérivations des membres II et III peuvent être représentées comme un triangle équilatéral, avec le centre occupé par le cœur. Il s'agit du triangle d'Einthoven. Afin de simplifier la représentation graphique des forces électriques, il est possible de reconfigurer les trois dérivations du triangle d'Eindhoven de manière à les transformer en bissectrices passant par un point central commun. Cela permet d'obtenir un système triaxial où chaque axe est espacé de 60° par rapport à l'axe suivant, sans altération de la polarité (positive ou négative) ni de l'orientation (direction) des dérivations (Figure 2.4).

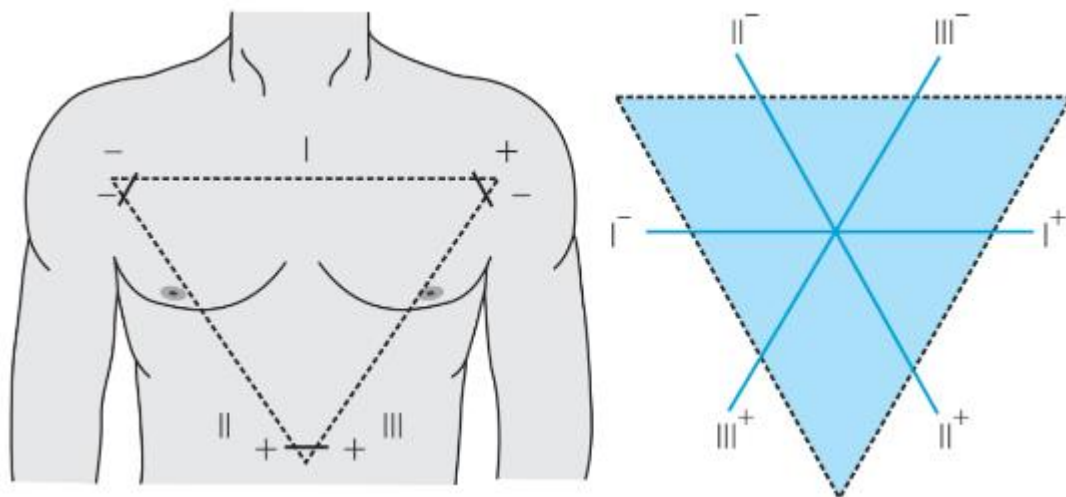


Figure 2.4 : Le triangle d'Einthoven des dérivations des membres (Le système triaxial) [21]

Nous avons vu que les dérivations unipolaires des membres sont enregistrées de manière séquentielle, chaque membre étant associé à une électrode positive et une électrode négative, représentées par le point central. Ces trois dérivations unipolaires (aVL, AVR, aVF) constituent un système triaxial distinct, caractérisé par un espacement de 60° entre chaque axe (Figure 2.5.a).

Lorsque le système triaxial des dérivations unipolaires est superposé au système triaxial des membres, il est possible de créer un système de référence à six axes, chaque axe étant espacé de 30° de son voisin (voir Figure 2.5.b). Il convient de noter que chacun des six axes conserve sa polarité (positive ou négative) ainsi que son orientation (direction de la dérivation). Le système hexaèdre est crucial pour définir l'orientation principale des forces électriques du cœur.



Comme il sera démontré ultérieurement, il s'agit de ce que l'on nomme l'axe électrique du complexe QRS. Cette méthode permet de repérer des anomalies spécifiques, car elle génère une cartographie tridimensionnelle de l'activité électrique cardiaque. [21]

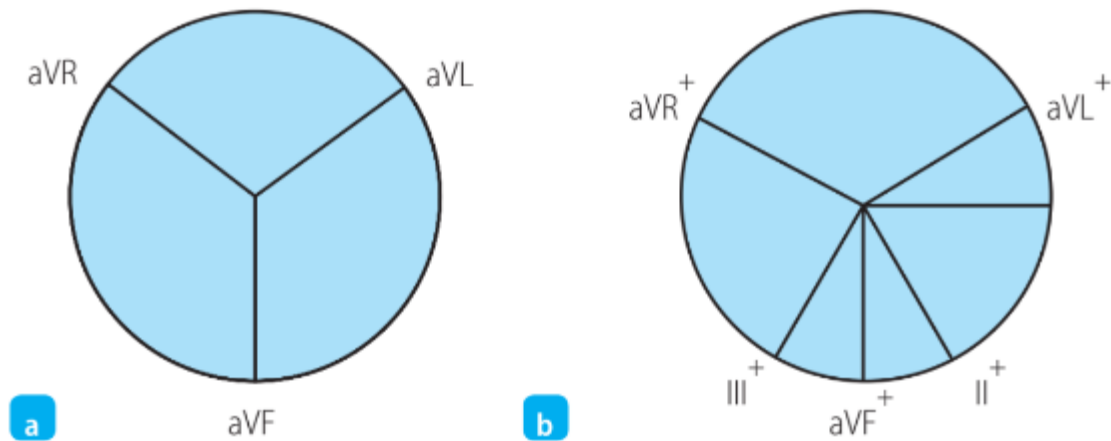


Figure 2.5 : Le système triaxial des dérivations unipolaires (a). Le système à six axes pour dérivations unipolaires et bipolaires des membres (b) [21]

2.8. Dérivations électrocardiographiques

De manière générale, les électrocardiographes sont capables d'enregistrer simultanément plusieurs dérivations de potentiel, selon la position et le nombre d'électrodes disposées sur le thorax et les membres. Chaque mesure de ces potentiels est corrélée à une dérivation de l'électrocardiogramme (ECG). Un système de dérivations est constitué d'un ensemble cohérent de dérivations, chacune étant définie par la disposition spécifique des électrodes sur le corps du patient. Le positionnement des électrodes est choisi de façon à englober la plus grande partie du champ électrique cardiaque.

Lorsqu'on mesure le vecteur cardiaque dans une seule direction, il n'est pas possible de le caractériser de façon complète. Il est primordial de mettre en place un protocole normalisé pour le placement des électrodes (dérivations) afin d'assurer une évaluation clinique précise du signal ECG. En pratique, il est courant d'utiliser douze dérivations dans les plans frontal et transversal pour étudier l'activité électrique du cœur. [22]



2.8.1. Les dérivations périphériques

Les dérivations périphériques, connues sous le nom de dérivations des membres, sont employées pour étudier l'activité électrique du cœur dans le plan frontal. Ces mesures sont effectuées à l'aide de quatre électrodes positionnées sur le bras droit, le bras gauche, la jambe gauche, et la quatrième électrode sur la jambe droite agissant comme une électrode neutre afin de supprimer les interférences électriques. Les dérivations périphériques bipolaires, établies par Einthoven en 1912, ont été ultérieurement perfectionnées par Goldberger en 1942 pour donner naissance aux dérivations périphériques unipolaires. [23]

2.8.2. Les dérivations périphériques bipolaires

Les dérivations bipolaires (DI, DII, DIII) ont été découvertes par Einthoven au début du XXe siècle et sont toujours utilisées aujourd'hui. Ces dérivations nécessitent le positionnement de trois électrodes sur le sujet. Les électrodes sont positionnées de manière triangulaire sur le bras droit, le bras gauche et la jambe gauche, formant ainsi ce que l'on appelle le triangle d'Einthoven. Ces dérivations sont désignées comme bipolaires car elles mesurent la différence de potentiel entre deux électrodes. Chaque côté du triangle formé par les trois électrodes représente une dérivation qui utilise une paire d'électrodes distincte pour chaque dérivation (voir figure 2.6).

Trois dérivations sont identifiées :

- La dérivation I, abrégée DI, se définit comme l'écart entre la valeur de la variable latérale (VL) et celle de la variable de référence (VR).
- La dérivation II (DII) se définit comme l'écart entre la vitesse frontale (VF) et la vitesse radiale (VR).
- La dérivation III (DIII) est définie comme la variation entre la vitesse finale (VF) et la vitesse initiale (VI).
- Le VL correspond au potentiel mesuré sur le bras gauche, tandis que le VR correspond au potentiel mesuré sur le bras droit.
- Le VF correspond à la tension de la jambe gauche. [23]

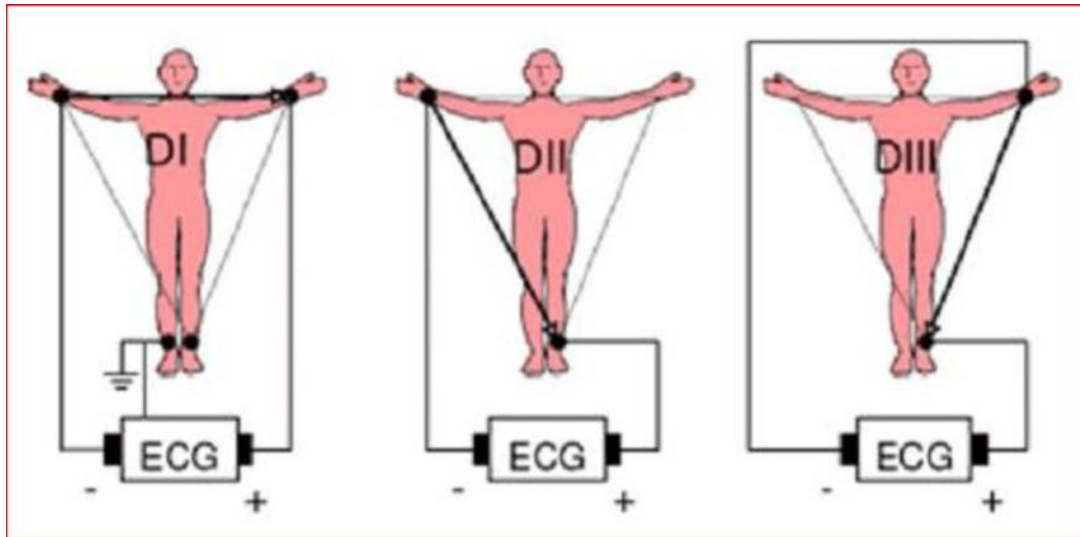


Figure 2.6 : Dérivations bipolaires [22]

2.8.3. Les dérivations périphériques unipolaires

Les dérivations unipolaires ont été suggérées par Wilson, tel qu'indiqué dans la Figure (2.7). Dans ce dispositif, les dérivations sont déterminées en utilisant une électrode exploratrice placée au sommet du triangle d'Einthoven et une électrode centrale (électrode neutre ou indifférente, dont le potentiel est équivalent à la moyenne des potentiels des trois sommets du triangle d'Einthoven). Cela a entraîné l'émergence des dérivations unipolaires VL, VR et VF. Par la suite, Goldberg (1942) a modifié le système de dérivations de Wilson pour introduire trois dérivations unipolaires augmentées, à savoir aVL, aVR et aVF, tel qu'illustré dans la figure (2.7). Le terme "augmented" en anglais se réfère à l'amplification des variations de potentiel des dérivations de Wilson par un facteur de 1,5. [23]

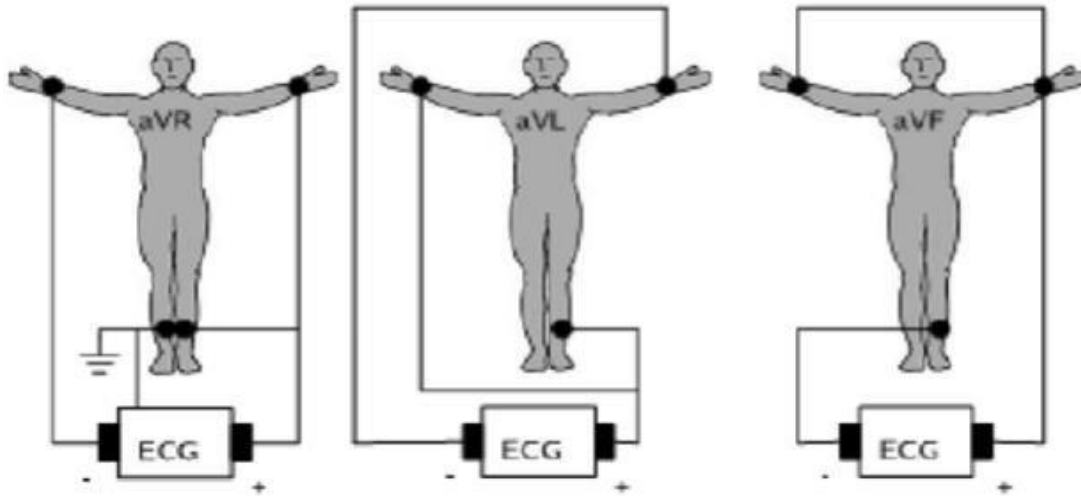


Figure 2.7 : Dérivations unipolaires [23]

2.8.4. Les dérivations précordiales

Pour évaluer les potentiels électriques à proximité du cœur, Wilson a suggéré d'utiliser les dérivations précordiales V1, V2, V3, V4, V5 et V6 dans le plan horizontal. Ces six dérivations se trouvent du côté gauche du thorax, comme le montre la figure 20. Les potentiels sont enregistrés à l'aide d'une électrode exploratrice placée sur le thorax en tant que pôle positif, tandis que l'électrode de référence, en tant que pôle négatif, est connectée à la borne centrale de Wilson. Il s'agit de dérivations rapprochées, qui se distinguent par le positionnement de l'électrode exploratrice à proximité immédiate des parois du ventricule droit et gauche.

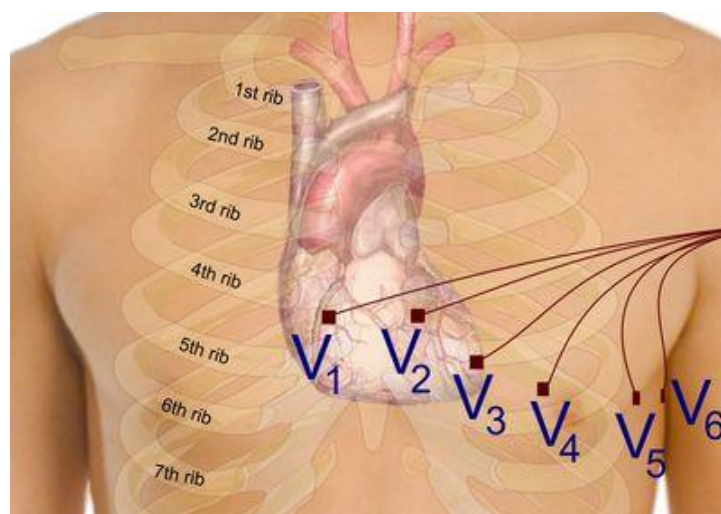


Figure 2.8: les dérivations précordiales [24]



Ces dérivations sont positionnées de la façon suivante :

- Au niveau du quatrième espace intercostal, on retrouve le bord droit du sternum sur la ligne par asternale, ainsi que le bord gauche du sternum sur la même ligne anatomique.
- V3 est situé à mi-chemin entre V2 et V4.
- V4 se trouve au niveau du 5ème espace intercostal, sur la ligne médio-claviculaire gauche.
- V5 est localisé à mi-chemin entre V4 et V6, le long de la ligne axillaire antérieure.
- Le V6 se situe au même niveau horizontal que les dérivations V4 et V5, le long de la ligne axillaire moyenne. [23]

2.9. Les électrodes

L'électrode, connue sous le nom de capteur, représente le premier élément de la chaîne de mesure. Les électrodes peuvent être placées à différents endroits sur le corps. Ces emplacements sont standardisés et repérés à l'aide de dérivations. Il existe douze dérivations standard, comprenant six dérivations des membres et six dérivations précordiales. Dans notre contexte, une seule dérivation est réalisée, à savoir la dérivation DII.

Ainsi, deux électrodes sont utilisées. La troisième électrode se trouve du côté droit du pied. Cependant, pour garantir une détection efficace de l'ECG, il est primordial que les électrodes soient biocompatibles, afin d'éviter toute réaction nocive avec les tissus excitables en contact permanent, tout en assurant la sécurité et le confort du patient. De plus, il est crucial que ces structures aient une résistance mécanique suffisante pour éviter toute rupture après leur installation. Il est essentiel de prendre en considération les différents facteurs qui peuvent influencer les résultats de l'étude. [25]

Quatre électrodes sont positionnées sur les membres supérieurs et inférieurs. Ces électrodes permettent de faciliter la capture des dérivations frontales telles que D1, D2, D3 («D» pour dérivation, standard), AVR, AVL et aVF («V» pour vecteur, «R» pour droite, «L» pour gauche, et «F» pour pied). Les quatre électrodes employées pour l'enregistrement des dérivations frontales sont identifiées par des couleurs spécifiques, à savoir le rouge, le noir, le jaune et le vert.

Chaque couleur est attribuée à une position spécifique de l'électrode :



- L'électrode rouge est positionnée sur le membre supérieur droit.
- L'électrode noire est positionnée sur le membre inférieur droit afin de servir de mise à la terre.
- L'électrode verte est positionnée sur le membre inférieur gauche.
- L'électrode jaune est positionnée sur le membre supérieur gauche. [26]



Figure 2.9 : Electrodes ECG à pince [27]

Il y a six électrodes placées sur la paroi antérieure du thorax. Ces électrodes permettent de faciliter la capture des dérivations précordiales V1, V2, V3, V4, V5 et V6 (V pour vecteur), allant de la droite (V1) à la gauche (V6). Les électrodes sont disposées de V1 à V6 conformément aux directives présentées dans la Figure (2.10).

- L'électrode V1 est située dans le quatrième espace intercostal droit, en suivant le bord du sternum, tandis que l'électrode V2 est positionnée dans le quatrième espace intercostal gauche, également en longeant le bord du sternum.
- L'électrode V3 est placée entre les électrodes V2 et V4. Concernant l'électrode V4, elle est positionnée au cinquième espace intercostal gauche, le long de la ligne médio-claviculaire.
- L'électrode V5 est placée le long d'une ligne horizontale passant par le cinquième espace intercostal gauche, à la hauteur de l'électrode V4 située sur la ligne axillaire antérieure.
- L'électrode V6 est placée sur la même ligne horizontale, en alignement avec la ligne axillaire moyenne gauche. [26]

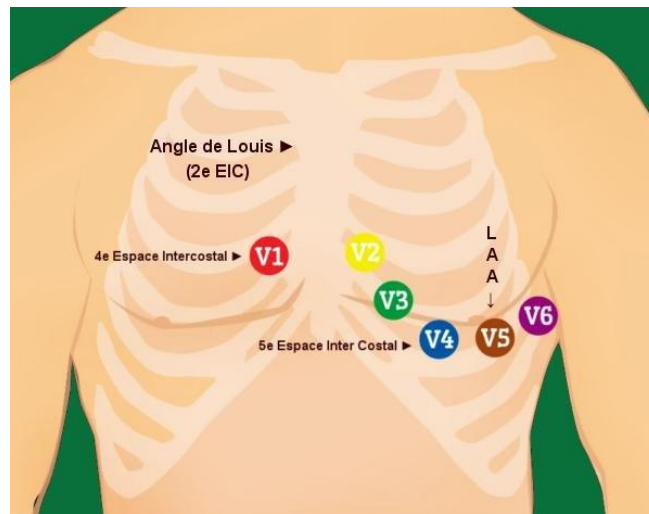


Figure 2.10 : électrodes précordiales [24]

2.10. Bipotentiel mesurés par des électrodes de surface

Les électrodes utilisées pour la mesure des bipotentiels sont formées d'un métal en contact avec un électrolyte : en électrochimie, ce montage est appelé demi-cellule. Lorsque le métal entre pour la première fois en contact avec l'électrolyte, un atome du métal de l'électrode se dissout et est transporté sous forme d'ion positif à travers la double couche naturelle de Helmholtz (constituée d'une couche d'ions étroitement liée à la surface de l'électrode et d'une couche adjacente d'ions chargés de manière opposée en solution), provoquant l'acquisition par l'électrolyte d'une charge nette positive tandis que l'électrode acquiert une charge nette négative, au fur et à mesure que le potentiel au niveau de l'électrode augmente avec le temps, en raison de ce processus de transport, il se crée un champ électrique d'autant plus fort dans la double couche. Le potentiel continue d'augmenter jusqu'à ce que ce champ électrique arrête le processus de transport. À ce stade, le potentiel est appelé potentiel de demi-cellule (V_{hc}).

La valeur de V_{hc} dépend de la composition de l'électrode et de l'électrolyte environnant

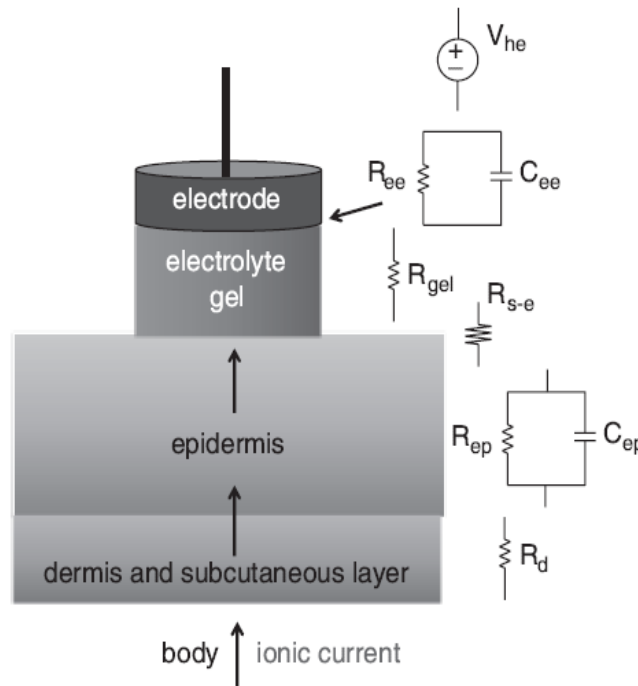
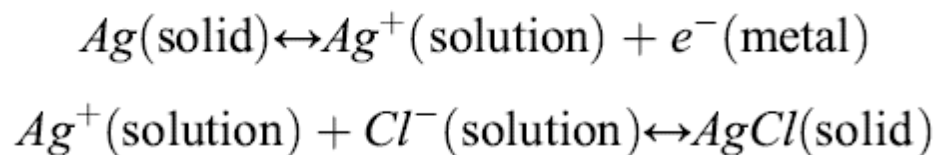


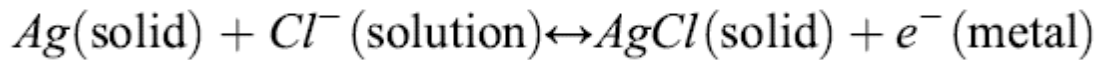
Figure 2.11: modèle électrique du système corps/peau/électrolyte/électrode correspondant à la transduction de courants ioniques dans le corps en un signal électrique provenant de l'électrode.

L'électrode la plus couramment utilisée pour les mesures et dispositifs biomédicaux est l'argent/chlorure d'argent (Ag/AgCl) en raison de son faible potentiel de demi-cellule d'environ 220 mV et de sa facilité de fabrication.

L'électrode est placée dans un gel qui contient une solution saturée de chlorure de sodium. Lorsque l'électrode entre en contact avec une solution contenant des ions chlorure, un échange a lieu entre l'électrode et la solution. Les réactions à l'électrode et dans l'électrolyte sont données comme suit :



Ce qui donne la réaction globale suivante :



L'électrode de référence argent-chlorure d'argent développe un potentiel E , qui dépend de la concentration de chlorure dans l'électrolyte :

$$E = E^{\circ} - \frac{RT}{F} \ln a_{Cl^{-}} = 0.22 - 0.059 \log[Cl^{-}]$$

Avec :

E° : Potentiel demi-cellule.

R : constante du gaz (8,314 462 618 153 24 J mol⁻¹ K⁻¹).

T : la température en kelvins.

F : constante de Faraday (vaut 96 485 C mol⁻¹)

$a_{Cl^{-}}$: représente l'activité des ions du chlore.

2.11. Classification des électrodes

Les électrodes peuvent être classées en différentes catégories :

2.11.1. Electrodes polarisables et électrodes non polarisables

Une électrode est classée comme polarisable ou non polarisable en fonction de sa réaction lorsqu'un courant électrique la traverse. Dans le premier scénario, l'électrode ne retrouve pas sa tension initiale après avoir été parcourue par un courant. Cette évolution est due à la modification de la structure physique de l'interface électrode-électrolyte provoquée par le transfert direct de charges à travers celle-ci. En ce qui concerne les électrodes non polarisables, le processus de transfert de charge à l'interface électrode-électrolyte se déroule de façon similaire au transfert de charge à travers un condensateur, provoquant ainsi uniquement une variation temporaire de la tension de l'électrode. Les électrodes constituées de métaux nobles sont considérées comme des électrodes non polarisables. Il est à souligner que la production d'une électrode entièrement polarisable ou non polarisable est impossible.

Cependant, les électrodes utilisées dans les expériences en laboratoire démontrent des comportements qui peuvent être associés à l'une ou l'autre de ces deux catégories. [25]



2.11.2. Classification selon le matériau de fabrication

Le choix du matériau revêt une importance capitale dans le processus de conception d'une électrode, car il a un impact direct sur l'efficacité du transfert de charge entre le stimulateur et les tissus. En règle générale, les électrodes constituées de métaux nobles et de leurs alliages sont largement préférées en raison de leur taux élevé d'injection de charge. L'iridium est parfois employé en raison de ses propriétés mécaniques. D'autres électrodes confectionnées à partir de métaux précieux comprennent l'or et le palladium. Dans l'ensemble, ces électrodes présentent une résistance à la corrosion plus élevée que les électrodes en métaux courants. Ces dernières peuvent être conçues à partir de divers matériaux tels que l'acier inoxydable, le cuivre, l'argent, le titane, le tungstène, ou un alliage nickel-cobalt. Il est important de noter que la formation d'une couche d'oxyde sur les électrodes en titane et en tantale les rend relativement résistantes aux attaques électrochimiques. [25]

2.11.3. La géométrie de l'électrode

Selon son domaine d'application et son emplacement anatomique, l'électrode peut revêtir diverses formes géométriques. L'évaluation de la fonction cardiaque peut être réalisée de manière non invasive en utilisant des électrodes de surface en métal plat. Différentes configurations géométriques sont identifiées, comme le montre la figure (2.12) :



Electrode à usage unique. [28]



Electrode à ventouse [27]



Electrode à pinces [25]

Figure 2.12 : Les types des électrodes

Trois électrodes à pince sont utilisées dans notre expérience. Lors de la réalisation de l'électrocardiogramme (ECG), il convient de placer les électrodes respectivement au niveau du poignet gauche (MG), du poignet droit (MD) et du pied droit (PD). [25]



2.12. Les différents types d'ECG

Pour réaliser un électrocardiogramme, il est essentiel de placer une électrode à chaque extrémité du patient (bras et jambes) et six électrodes sur le thorax. L'appareil enregistre les courants électriques cardiaques sous forme de tracés graphiques.

Il est possible de distinguer plusieurs catégories d'électrocardiogrammes :

- **L'électrocardiogramme de repos** : D'une durée variant de 5 à 10 minutes, cette procédure vise à enregistrer l'activité cardiaque du patient pendant qu'il est en position immobile.
- **L'électrocardiogramme d'effort** : D'une durée variant de 30 à 45 minutes, cette épreuve vise à enregistrer l'activité cardiaque du patient pendant qu'il effectue un exercice physique sur un vélo d'appartement ou un tapis roulant.
- **Un électrocardiogramme ambulatoire prolongé** : D'une durée d'au moins 24 heures, cet enregistrement surveille en continu l'activité cardiaque, de façon similaire à un électrocardiogramme Holter. De manière habituelle, un minimum de trois électrodes est positionné sur la région thoracique. Ces dernières sont reliées à un enregistreur qui capture tous les signaux, lesquels sont ensuite analysés en laboratoire. [17]



2.12.1. L'enregistrement de l'ECG avec Holter

L'électrocardiogramme à 12 dérivations est l'examen prédominant en cardiologie. Il offre la possibilité d'obtenir divers points de vue sur l'activité électrique cardiaque. Il contient des données cruciales susceptibles d'aider le cardiologue à détecter une éventuelle anomalie cardiaque. Néanmoins, bien que l'ECG puisse fournir une quantité importante d'informations, il ne représente qu'un bref instant de l'activité électrique enregistrée sur une durée de quelques secondes. Dans la plupart des cas, cette information est suffisante pour poser un diagnostic et contribuer à la mise en place d'un traitement. Cependant, certaines affections se manifestent de façon sporadique et ne sont pas décelables lors d'un électrocardiogramme standard. C'est pourquoi le Dr Norman Holter, un biophysicien américain, a développé un dispositif d'enregistrement ECG continu et portable appelé communément "l'appareil Holter". Suite à de nombreuses améliorations et à une importante réduction de taille grâce aux avancées de l'électronique, le dispositif permettant l'enregistrement Holter, également connu sous le nom d'"Holter", est désormais largement utilisé. L'équipement, qui a une apparence similaire à celle d'un lecteur audio portable, est porté par le patient en bandoulière ou en ceinture, et est connecté par un câble à des électrodes fixées sur sa poitrine (Figure 2.13). L'examen Holter consiste à enregistrer le signal ECG sur une période de 24 à 48 heures, permettant ainsi au patient de vaquer à ses activités habituelles, ce qui en fait un examen ambulatoire. Traditionnellement, l'enregistrement de cet ECG était effectué sur une bande magnétique, telle qu'une cassette audio du commerce, permettant un enregistrement analogique. Actuellement, l'ECG est stocké sous forme numérique sur un support similaire à une carte de crédit, à savoir une disquette.

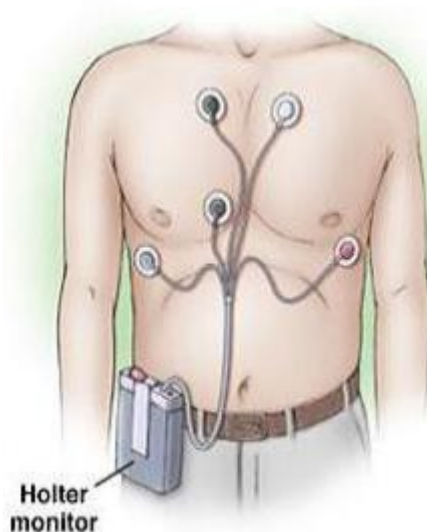


Figure 2.13 : Appareil Holter [17]



L'enregistrement Holter présente un avantage significatif par rapport à l'électrocardiogramme (ECG) en permettant la détection d'événements sporadiques qui pourraient ne pas se produire pendant les quelques secondes d'un enregistrement ECG standard effectué au repos du patient.

En effet, il arrive parfois que le patient manifeste des symptômes cardiaques tels que des douleurs, des palpitations, une sensation de battements cardiaques rapides, lents ou irréguliers. Cependant, il est possible que l'électrocardiogramme standard de base à 12 dérivations, réalisé en dehors des épisodes symptomatiques, demeure normal. C'est pourquoi l'examen Holter est si précieux, car il permet d'obtenir des informations approfondies sur l'activité cardiaque pendant une période prolongée.

Cet examen est capable de détecter un large éventail de maladies affectant les muscles cardiaques, en particulier celles caractérisées par des anomalies du rythme cardiaque et de la conduction. Récemment, la communauté des cardiologues a commencé à envisager la possibilité d'effectuer des enregistrements Holter sur de très longues périodes, par exemple sur une durée d'un mois, ce qui équivaut à plus de 2 millions de battements cardiaques enregistrés. Il est évident que l'analyse d'un volume aussi important d'informations n'est réalisable que grâce à la possibilité actuelle de traiter automatiquement les données enregistrées. [17]

2.13. Les limites de l'ECG

L'électrocardiogramme (ECG) consiste en un enregistrement de l'activité électrique du cœur à la surface du corps, obtenu à l'aide d'électrodes connectées à un électrocardiographe chargé d'amplifier le signal électrique. Les tissus entourant le cœur et les électrodes perturbent la transmission de ce signal important. Par conséquent, bien que le tracé électrocardiographique soit reproductible, il ne constitue qu'une approximation de l'activité électrique produite par le cœur.

Cependant, malgré cette limite, l'ECG demeure un outil diagnostique précieux largement utilisé dans les services d'Urgences, de Cardiologie et de Réanimation. [17]

2.14. Description des appareils de l'ECG



La fonction principale d'un électrocardiographe (ECG) est d'accroître l'amplitude du signal cardiaque mesuré, tout en filtrant à la fois les interférences externes et le bruit interne. L'amplification est principalement réalisée à l'aide d'un amplificateur différentiel, tandis que le filtrage est effectué par un filtrage à la fois en mode commun et en mode différentiel. Les signaux ECG présentent une amplitude variant de l'ordre du microvolt à celui du millivolt. En raison de la faible amplitude de cet intervalle, il est nécessaire d'amplifier les signaux de mesure pour faciliter leur interprétation.

Depuis son invention au début du siècle, l'électrocardiographe a progressé en intégrant progressivement les technologies les plus récentes. Par conséquent, le signal analogique qui déplace une aiguille a été converti en signal numérique, traité par un logiciel, puis imprimé sur papier à l'aide d'une imprimante.

L'analyse du signal cardiaque est étroitement liée à la qualité de la chaîne d'acquisition analogique, laquelle conditionne le rapport signal/bruit ainsi que la fidélité de la reproduction du signal. Cette étape est cruciale pour permettre un traitement numérique ultérieur, notamment basé sur des algorithmes de détection d'anomalies et d'erreurs. [17]



2.15. Conclusion

Malgré les avancées technologiques significatives dans le domaine de l'instrumentation médicale, l'électrocardiographie reste un examen indispensable en cardiologie depuis de nombreuses années. Cette méthode permet de surveiller l'activité électrique cardiaque à distance, sans nécessiter d'intervention invasive. Cette procédure consiste à positionner des électrodes sur l'épiderme afin de détecter un signal électrique connu sous le nom d'électrocardiogramme (ECG).

CHAPITRE 3

Réalisation et résultats



3.1. Introduction

Dans ce chapitre, nous allons détailler le processus de réalisation de notre projet, qui consiste à développer un dispositif portable capable de transmettre et d'afficher le signal cardiaque du patient en temps réel. Ce projet vise à offrir une solution pratique et efficace pour la surveillance à distance des patients, permettant ainsi d'améliorer la qualité des soins et de réagir rapidement en cas de besoin

3.2. Equipements utilisés dans notre projet

La conception de notre projet implique l'utilisation de divers outils qui diffèrent entre la partie matérielle, regroupant les équipements utilisés pour la réalisation du système, et la partie logicielle, représentant les logiciels et les applications qui supervisent le fonctionnement de ces équipements. [29]

3.2.1. Partie matérielle

3.2.1.1. Moniteur de fréquence cardiaque AD8232

L'AD8232 est une petite puce soignée utilisée pour mesurer l'activité électrique du cœur. Cette activité électrique peut être représentée sous la forme d'un ECG ou d'un électrocardiogramme.

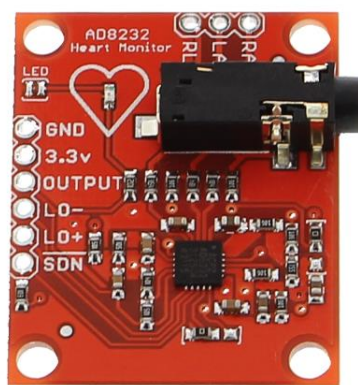


Figure 3.1 : Cardiofréquencemètre AD8232.[30]

Nous connecterons cinq des neuf broches du tableau (3.1) avec notre Arduino. Les cinq broches dont nous avons besoin sont appelées GND, 3.3v, OUTPUT, LO - et LO + [31]



Tout d'abord, un amplificateur de biopotentiel sera fabriqué pour traiter l'ECG. Ensuite, les électrodes seront placées sur le patient pour mesurer la différence de potentiel entre les deux bras. La fonction principale d'un amplificateur de biopotentiel est de prendre un signal électrique faible d'origine biologique et d'augmenter son amplitude afin qu'il puisse être traité, enregistré ou affiché.

Pour être biologiquement utile, tous les amplificateurs de biopotentiel doivent répondre à certaines exigences de base :

- Ils doivent avoir une haute impédance d'entrée pour exercer une charge minimale sur le signal mesuré. Les électrodes de biopotentiel peuvent être affectées par leur charge, ce qui conduit à une distorsion du signal.
- Le circuit d'entrée d'un amplificateur de biopotentiel doit également protéger le sujet étudié. L'amplificateur doit avoir un circuit d'isolation et de protection afin que le courant circulant dans le circuit des électrodes reste à des niveaux sûrs.
- Le circuit de sortie alimente la charge, qui est généralement un dispositif d'indication ou d'enregistrement. Pour obtenir une fidélité et une plage maximales dans la lecture, l'amplificateur doit avoir une faible impédance de sortie et être capable de fournir la puissance requise par la charge.
- Les amplificateurs de biopotentiel doivent fonctionner dans le spectre de fréquence dans lequel existent les biopotentiels qu'ils amplifient. En raison du faible niveau de ces signaux, il est important de limiter la bande passante de l'amplificateur pour obtenir un rapport signal-bruit optimal. Cela peut être fait à l'aide de filtres.[32]

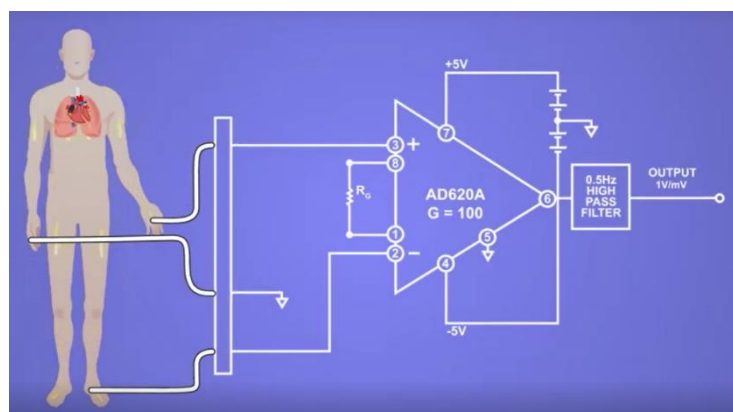


Figure 3.2 : Amplificateur ECG

THEORY OF OPERATION

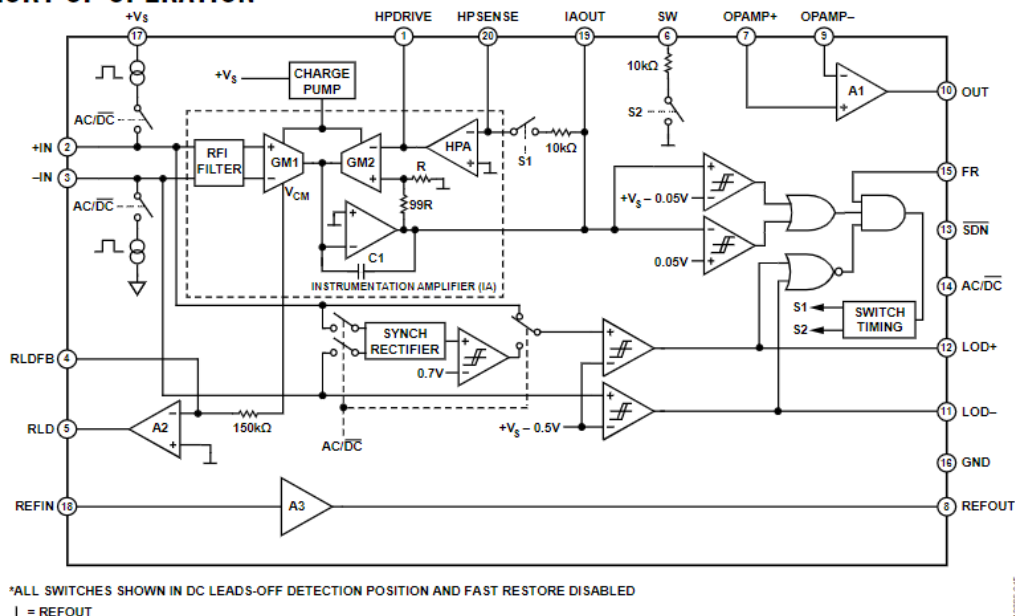


Figure 45. Simplified Schematic Diagram

Figure 3.3 : Schéma bloc du AD8232

3.2.1.2. Arduino

Arduino représente un circuit imprimé de petite taille offrant un potentiel considérable, conçu de manière spécifique pour accueillir un microcontrôleur et permettre l'accès à l'ensemble de ses entrées et sorties. Elle intègre également divers autres éléments électroniques qui servent à assurer le bon fonctionnement du microcontrôleur ou à en élargir les capacités. Il n'existe pas de modèle standardisé de carte Arduino, mais plutôt plusieurs variations distinctes, chacune étant conçue pour répondre à des besoins spécifiques et adaptée à des utilisations variées. [29]

3.2.1.3. La carte d'Arduino Méga 2560

Le système de contrôle est réalisé grâce à une carte Arduino, on a choisi ce contrôleur pour son fiable cout et sa facilité de développement de programme. Figure (3.4).

Le modèle choisi est le 2560 Méga R3 car il présente plusieurs entrées et de sorties.



La carte Arduino Mega2560 est une carte à microcontrôleur basée sur ATmega2560 [33]

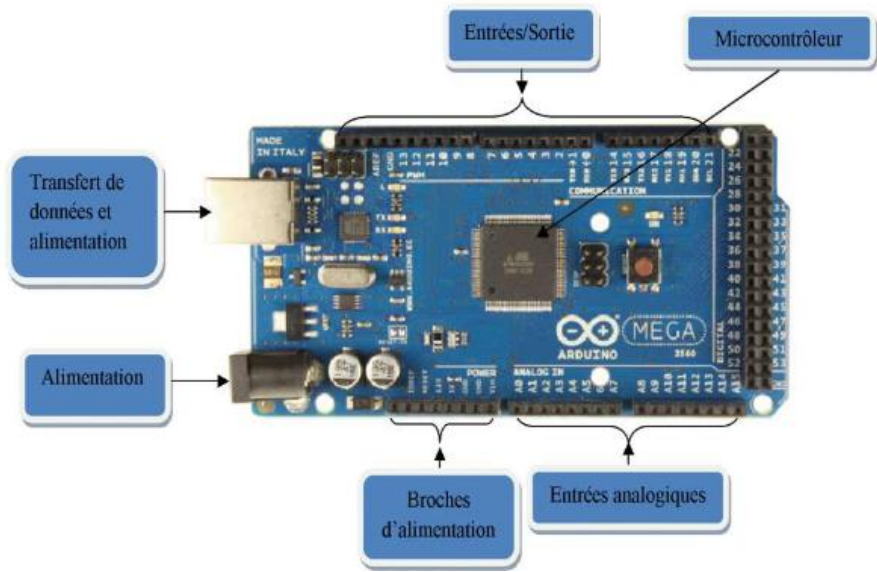


Figure 3.4: Architecture de la carte Arduino Mega2560 [33]

Microcontrôleur	ATmega2560
Tension de fonctionnement	5V
Tension d'alimentation (recommandée)	7-12 V
Tension d'alimentation (limités)	6-20 V
Broches E/S numériques	54 (dont 14 disposent d'une sortie PW/M)
Broches d'entrées analogiques	16 (utilisables en broches E/S numériques)
Intensité maxi par la broche E/S (5V)	40 mA
Intensité maxi pour la sortie 3.3 V	50 mA
Intensité maxi disponible pour la sortie 5V	Fonction de l'alimentation utilisée-500 mA max si port USB utilisé seul
Mémoire Programme Flash	256 KB dont 8 KB sont utilisée par le bootloader
Mémoire EEPROM (mémoire non volatile)	4 KB
Vitesse d'horloge	16 MHz

Tableau 3.1: Caractéristiques techniques de Arduino Mega2560 [34]



3.2.1.4. Numérisation du signal ECG

La numérisation et le stockage des opérations sont réalisés au sein du microcontrôleur. Dans Arduino, l'ATMEGA 2560 est l'unité de traitement de l'information utilisée. Le choix de l'Arduino dans cette étude repose sur ses performances, ses caractéristiques, sa capacité de stockage, son convertisseur analogique-numérique, ainsi que ses entrées analogiques et numériques adaptées au signal ECG.

➤ Quelques notions sur le signal ECG

ECG peut être analysé en étudiant les composants de la forme d'onde. Cette onde permet l'apparition de processus de dépolarisation et de repolarisation des cellules du cœur qui peuvent être recueillis par des électrodes placées dans des endroits précis. Ces processus donnent lieu à la forme d'onde globale d'un ECG dit normal [29], illustré sur la figure ci-dessous :

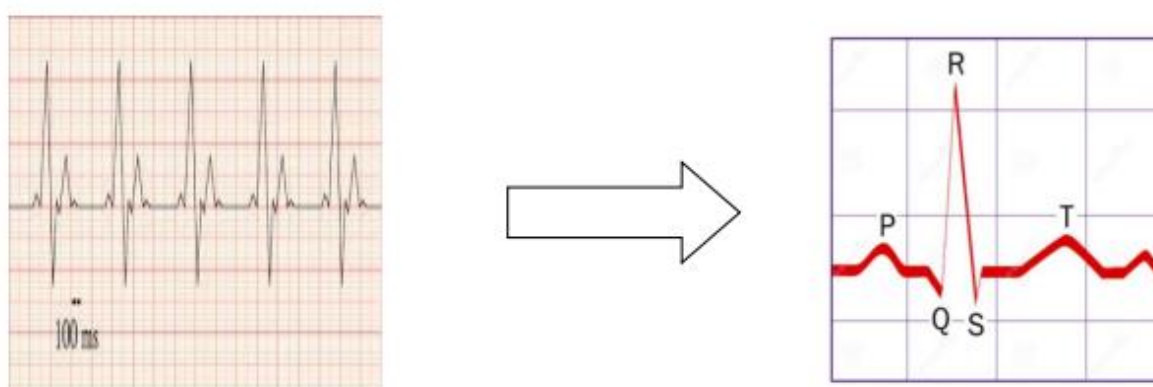


Figure 3.5: Représentation des 5 ondes composant un battement cardiaque d'un sujet sain [29]



3.2.1.5. Description du microcontrôleur Atmega2560

Un microcontrôleur est un petit processeur informatique relié à des entrées et des sorties numériques (0 ou 1) ou analogiques (tension variable). Il est capable de mémoriser et d'exécuter un programme visant à interpréter les entrées pour agir sur les sorties. Il se programme en général à l'aide d'un ordinateur (grâce aux instructions de ce programme, il peut accomplir des tâches souhaitées, qui peuvent être : faire clignoter une LED, afficher des caractères sur un écran, commander des moteurs comme dans notre système). [35]



Figure 3.6 : Microcontrôleur ATMega2560 [36]

3.2.1.6. Ecran TFT :

Les transistors en Couches Minces (TCM) autrement appelés Thin Film Transistors (TFT) sont des transistors à effet de champ. Ils sont formés par un dépôt successif de plusieurs couches minces (quelques dizaines à quelques centaines de nanomètres) . Celles-ci généralement au nombre de trois sont : une couche métallique, une couche isolante et du semi-conducteur. La figure 3.7 présente un transistor en couches minces dans sa forme générale. [37]

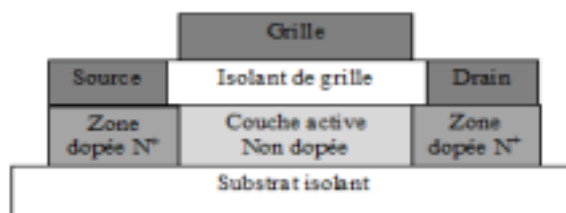


Figure 3.7 : Architecture générale d'un transistor en couches minces [37]

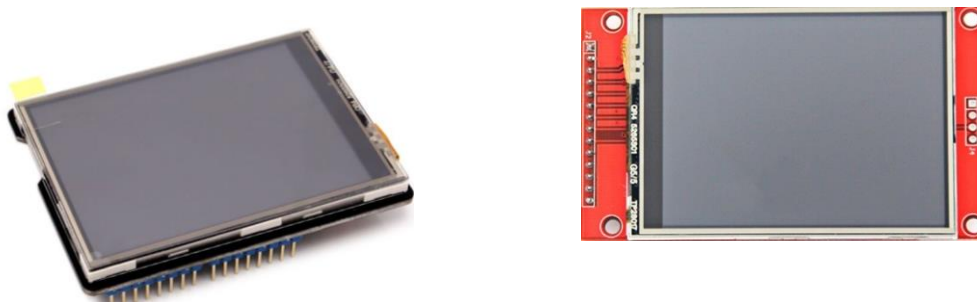


Figure 3.8 : Ecran TFT

3.2.1.7. Structure des TFTs

Structure des TFTs Suivant l'ordre de dépôt du semi-conducteur par rapport à l'isolant de grille, on distingue deux types de structures :

- Si le semi-conducteur est déposé sur l'isolant de grille, la structure du transistor obtenu est de type Bottom-Gate (pour dire grille en dessous) ;
- Si l'isolant de grille est déposé sur le semi-conducteur, la structure du transistor obtenu est de type Top-Gate (pour dire grille au-dessus).

Les structures Top-Gate ou Bottom-Gate peuvent être coplanaires ou inversés selon la disposition du canal et des contacts source et drain par rapport au semi-conducteur. On parle de structures coplanaires quand les contacts source et drain et le canal sont du même côté par rapport au semi-conducteur. Dans le cas contraire, où ces derniers sont sur des côtés opposés, on parle de structures inversées.[37]

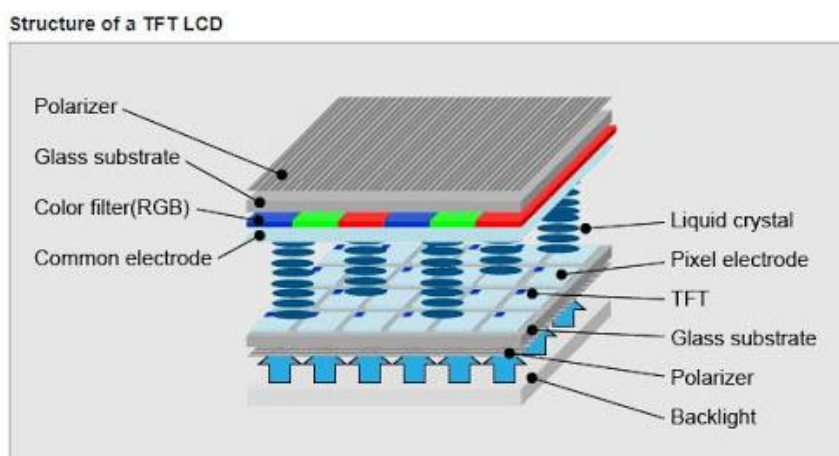


Figure 3.9 : Structure des TFTs [38]



3.2.1.8. Connectique

Part une LED sur la broche 13, la carte Arduino ne possède pas de composants (résistances, diodes, moteurs ...) qui peuvent être utilisés pour un programme. Il est nécessaire de les rajouter. Mais pour cela, il faut les connecter à la carte. C'est là qu'interviennent les connecteurs, aussi appelés broches (pins, en anglais). Sur les Arduino et sur beaucoup de cartes compatibles Arduino, les broches se trouvent au même endroit. Cela permet de fixer des cartes d'extension, appelée Shields en les empilant. [39]

3.2.1.9. Exploration des broches Arduino

- ✓ 0 à 13 Entrées/sorties numériques ;
- ✓ A0 à A5 Entrées/sorties analogiques ;
- ✓ GND Terre ou masse (0 V) ;
- ✓ 5 V Alimentation +5 V ;
- ✓ 3.3 V Alimentation +3.3 V ;
- ✓ Vin Alimentation non stabilisée (= le même voltage que celui à l'entrée de la carte). [39]



Figure 3.10: fils de connexion [40]



3.2.1.10. La plaque d'essai

Une plaque d'essai (ou breadboard) c'est une plaque en plastique isolant parsemé de plein de trous. Ces trous sont espacés de 2.54 mm qui est l'espacement standard des composants électroniques que nous utilisons dans nos montages. Elle est un très bon moyen pour tester un montage sans effectuer aucune soudure et s'assurer rapidement qu'il n'y a pas d'erreur dans notre montage et donc de pouvoir réutiliser les composants. [41]

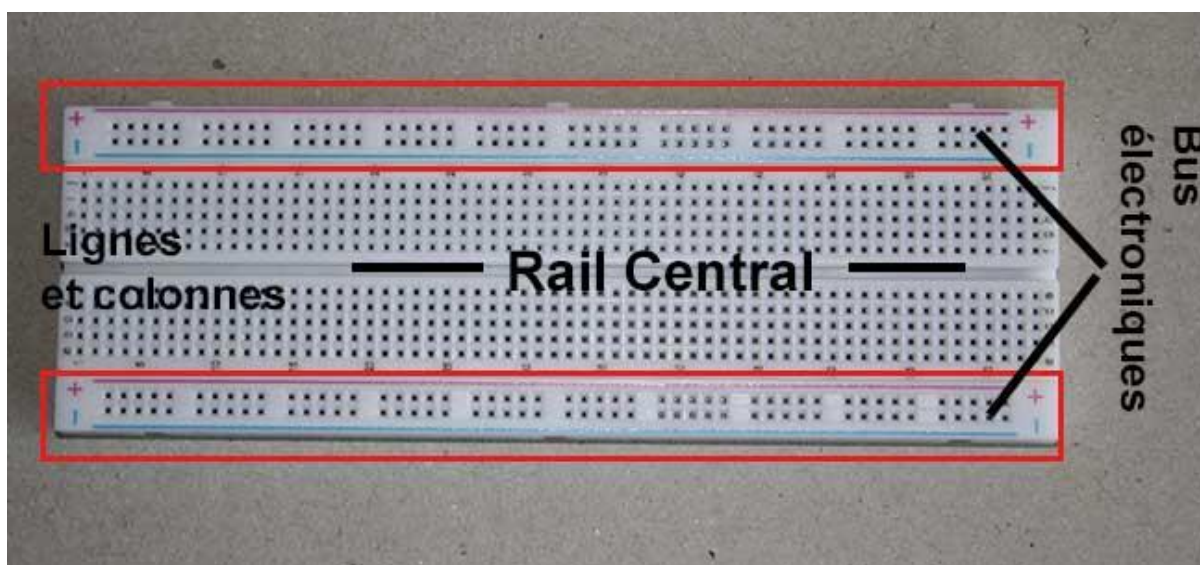


Figure 3.11 : plaque d'essai [42]

3.2.2.

Partie logicielle

3.2.2.1. Logiciel Arduino

La carte Arduino est programmée via le programme Arduino « Integrated Development Environment » et est gratuit pour Arduino. Nous ne pouvons pas utiliser Arduino sans l'environnement de développement intégré, bien qu'il existe d'autres programmes qui traitent

avec Arduino mais doivent être configurés en utilisant l'environnement de développement intégré Arduino [31]

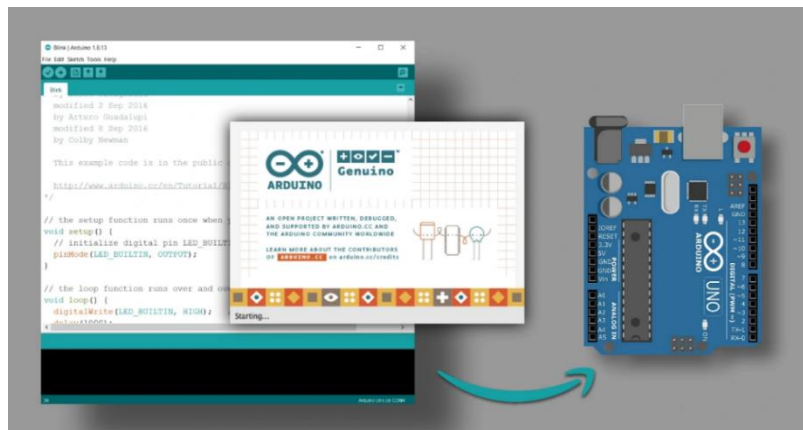


Figure 3.12: Logiciel Arduino IDE [43]

3.2.2.2. L'IDE Arduino

Les créateurs d'Arduino ont conçu un logiciel permettant de rendre la programmation des cartes Arduino à la fois visuelle, simple et exhaustive. Il s'agit d'un environnement de développement intégré (EDI), également connu sous le nom d'Integrated Development Environment (IDE) en anglais. Ce logiciel est utilisé comme éditeur de code pour une carte Arduino. Après la saisie ou la modification du programme au clavier, celui-ci sera transféré et enregistré dans la carte via la connexion USB. Le câble USB remplit deux fonctions essentielles : le transfert de données et l'alimentation électrique de la carte. [29]

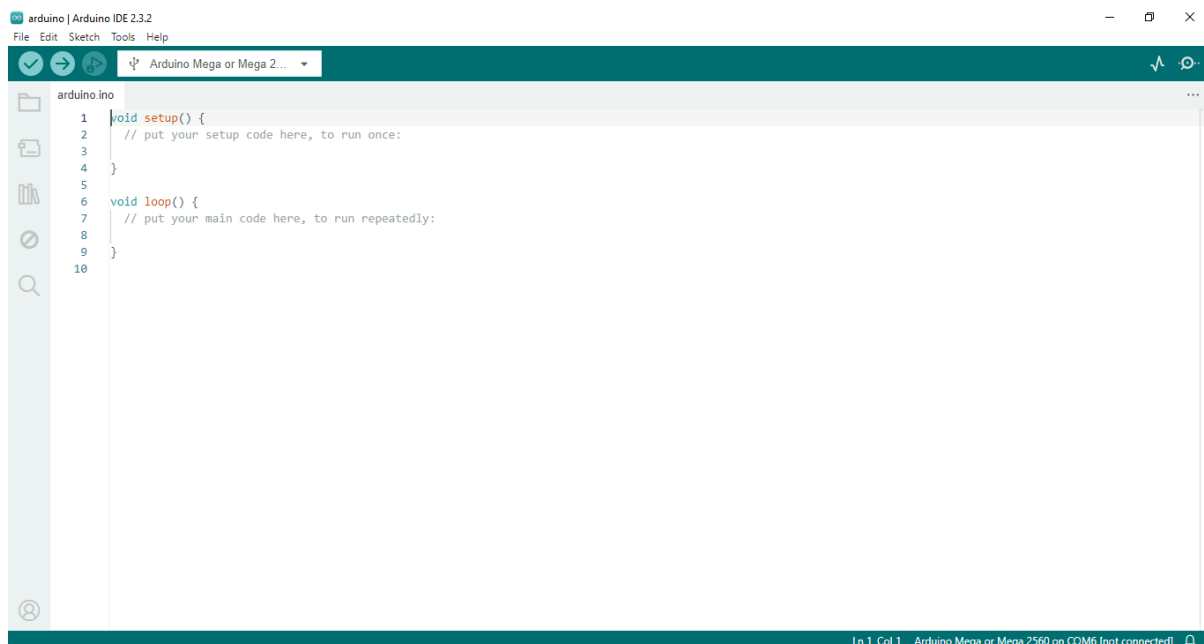


Figure 3.13 : IDE Arduino

3.2.2.3. Structure générale du programme

Un Environnement de Développement Intégré (IDE) est un outil logiciel utilisé pour la création, la modification et la compilation de programmes en vue de les transformer en une suite d'instructions interprétables par la carte. Lors de son lancement, l'interface graphique du logiciel affiche un menu, des boutons de commande en haut, une page blanche vide, ainsi qu'une barre noire en bas, tel qu'illustré dans la figure ci-dessous.

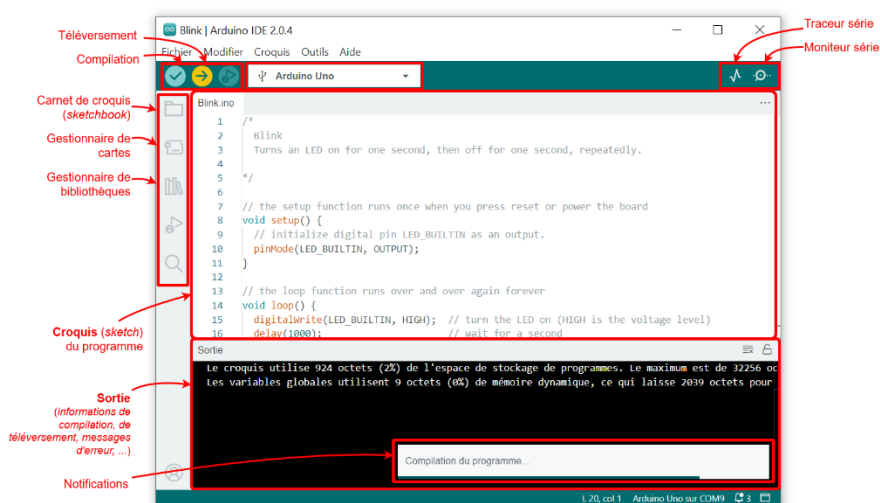


Figure 3.14: Présentation des parties principales du logiciel IDE [44]



- Le cadre numéro 1 : ce sont les options de configurations du logiciel.
- Le cadre numéro 2 : il contient les boutons qui vont nous servir lorsque l'on va programmer nos cartes.
- Le cadre numéro 3 : ce bloc va contenir le programme que nous allons créer.
- Le cadre numéro 4 : celui-ci est important, car il va nous aider à corriger les fautes dans notre programme, c'est le débogueur. [29]

3.3. Présentation du système

C'est un système médical embarqué basé sur une carte Arduino méga2560 et un capteur ECG pour mesurer l'activité électrique du cœur. Conçu pour être compact et facile à utiliser, le système est représenté par un schéma global réalisé avec logiciel ARDUINO, comme illustré dans la figure (3.15).

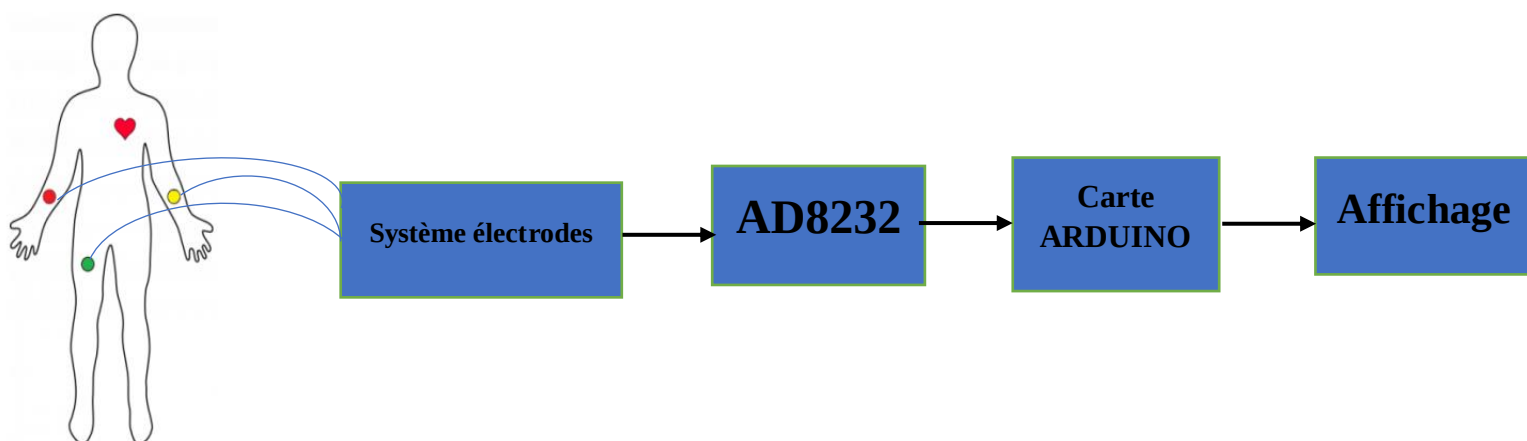


Figure 3.15 : Schéma global de notre système.

3.4. Réalisation sur Plaque d'Essai

La réalisation sur plaque d'essai constitue une étape intermédiaire essentielle, où les composants des différents circuits sont installés sur une plaque perforée sans soudure, communément appelée plaque d'essai. Avant de passer à la phase finale de création du circuit imprimé et de la soudure, cette étape cruciale permet de vérifier concrètement le montage. Elle permet de comparer les signaux de sortie avec ceux obtenus lors de la simulation initiale. Voici notre montage, réalisé et testé sur la plaque d'essai.[45]

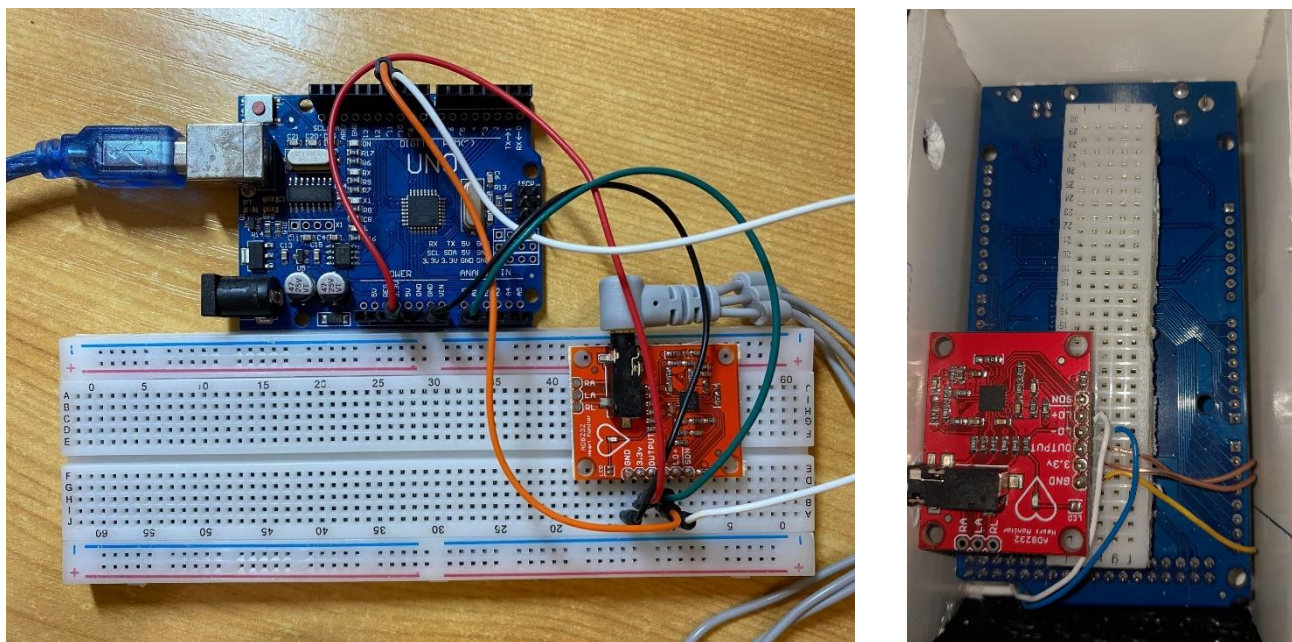


Figure 3.16 : Test du montage sur plaque d'essai

3.5. Présentation des Tests et Résultats

Les tests que nous avons réalisés ont révélé des résultats encourageants. Après avoir placé les électrodes sur des positions standardisées du corps, nous les avons connectées à la carte Arduino, capturant ainsi le signal ECG final amplifié. Ces essais ont permis de visualiser en temps réel le tracé ECG, avec des ondes P, QRS, et T bien définies, validant la précision du système. Ces résultats mettent en évidence l'efficacité et la fiabilité du dispositif.

3.5.1. Le signal ECG

Ce tracé illustre les données obtenues lors des premières phases de conception du dispositif (voir figure 3.17). Il peut contenir des bruits avant que les ajustements et améliorations nécessaires ne soient effectués.

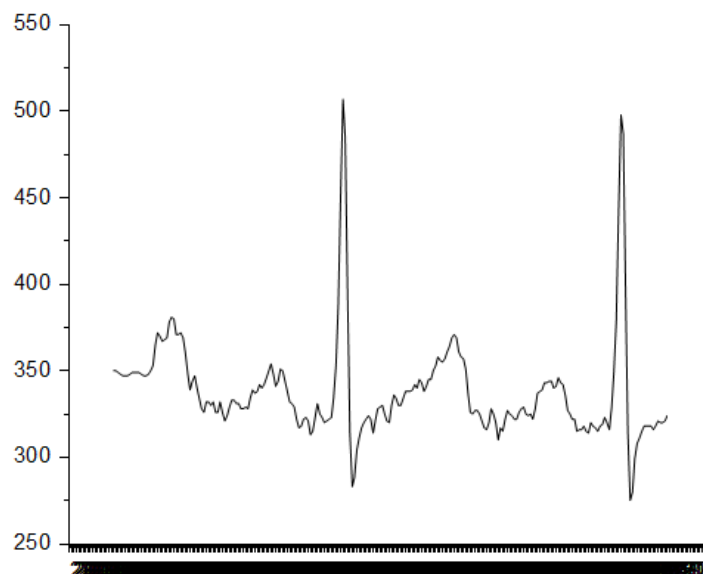


Figure 3.17 : Tracé de l'ECG durant les premières étapes de la conception du dispositif

3.5.2. Test de l'Appareil sur Plusieurs Personnes

Nous avons réalisé deux tests sur deux individus (voir figure 3.18). Le premier test correspond au rythme cardiaque d'un patient, tandis que le second montre un rythme cardiaque normal d'une personne en bonne santé. Ces tests ont été effectués sous supervision médicale et validés par le **Dr Bakou**, spécialiste en cardiologie. L'attestation correspondante, fournie par le médecin, est disponible en annexe 4.



Signal ECG d'un patient



Signal ECG d'une personne en bonne santé

Figure 3.18 : Tests de notre appareil



Conclusion

Ce chapitre a offert une vue détaillée des équipements et logiciels utilisés dans notre projet. Nous avons également expliqué la mise en œuvre pratique du système et les résultats des tests réalisés sur plusieurs personnes. Les résultats ont confirmé le bon fonctionnement du dispositif et son efficacité dans la mesure et l'analyse du signal ECG. Ainsi, ce chapitre assure le succès de notre projet.

Conclusion Générale

Malgré les avancées technologiques considérables dans le domaine des dispositifs médicaux, l'électrocardiogramme (ECG) reste un examen fondamental en cardiologie depuis de nombreuses années. Il permet de mesurer et d'analyser l'activité électrique du cœur, ce qui est essentiel pour le diagnostic de diverses pathologies cardiaques. Dans le cadre de notre projet de fin d'études, nous avons conçu un appareil capable de mesurer l'ECG en utilisant trois électrodes pour évaluer le rythme cardiaque.

Notre dispositif se compose de deux parties principales. La première est la section analogique, responsable de la formation du signal ECG. Cette section inclut les électrodes et le capteur AD8232, qui sont utilisés pour amplifier et filtrer le signal électrique du cœur. La deuxième partie est la section numérique, qui utilise la carte Arduino MEGA 256 pour traiter les données collectées et les afficher sur un écran LCD. Cette configuration permet d'obtenir des résultats en temps réel et de préparer les données pour une analyse plus détaillée.

Après avoir testé notre appareil, nous avons constaté qu'il fonctionne correctement. Toutefois, pour confirmer sa fiabilité et son efficacité, il est nécessaire de réaliser des tests supplémentaires sur un échantillon plus large de patients. Ces tests permettront de s'assurer que l'appareil fournit des résultats précis et cohérents dans différentes conditions cliniques.

En outre, nous avons travaillé à réduire la taille de l'appareil pour le rendre plus portable et mieux adapté aux différents environnements médicaux. Ce projet ouvre la voie à des améliorations futures, telles que l'intégration de fonctionnalités de transmission sans fil des données, ce qui faciliterait le transfert et l'analyse des informations ECG.

Perspectives :

Les perspectives de ce projet de développement d'un système portable de surveillance cardiaque basé sur un microcontrôleur sont variées et prometteuses :

1. **Amélioration de la précision des mesures :** Intégrer des capteurs de haute sensibilité et des algorithmes avancés pour accroître la précision des données ECG, permettant ainsi une détection plus fiable des anomalies cardiaques.
2. **Connectivité sans fil et suivi à distance :** Ajouter des options de connectivité (Bluetooth, Wi-Fi) pour faciliter la surveillance en temps réel des patients à distance, offrant ainsi un suivi continu sans nécessiter la présence physique du patient à la clinique.
3. **Miniaturisation et autonomie accrue :** Travailler à réduire la taille du dispositif tout en augmentant l'autonomie de la batterie, afin de rendre le système plus léger, portable et capable de fonctionner longtemps sans recharge fréquente.
4. **Applications mobiles :** Développer une application mobile intuitive qui permet aux utilisateurs (patients et professionnels de santé) de visualiser les données en temps réel, d'accéder à des historiques et de recevoir des alertes en cas d'anomalies détectées.
5. **Personnalisation pour des groupes spécifiques :** Adapter le dispositif aux besoins de divers groupes de patients, tels que les athlètes ou les personnes âgées, en intégrant des fonctionnalités particulières pour chacun afin de répondre à leurs exigences spécifiques.

Ces perspectives permettront d'améliorer encore le système de surveillance cardiaque portable, le rendant plus efficace, polyvalent et accessible, tout en encourageant l'innovation dans le domaine de la santé et des technologies biomédicales.

IV. BIBLIOGRAPHIE

- [1] F. Z. OUICI, « « Classification des arythmies cardiaques par les arbres de décision flous », thèse de master, Université Abou Bakr Belkaid, Tlemcen ». Consulté le: 8 juin 2024. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.google.com/search?hl=fr&q=+OUICI+Fatima+Zohra,+%C2%AB+Classification+des+arythmies+cardiaques+par+les+arbres+de+d%C3%A9cision+flous+%C2%BB,+th%C3%A8se+de+master,+Universit%C3%A9+Abou+Bakr+Belkaid,+Tlemcen,+2011>
- [2] R. BENALI, « Analyse du signal ECG par réseau adaptif d'ondelettes en vue de la reconnaissance de pathologies cardiaques. », PhD Thesis, 2013.
- [3] H. Serhal, « Détection de l'activité cardio-pulmonaire à distance et via l'internet », *Diplôme D'ingénieur Cnam Électronique Univ. Libanaise*, 2010, Consulté le: 8 juin 2024. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.academia.edu/download/73814949/document.pdf>
- [4] « M20163181.pdf - Google Drive ». Consulté le: 26 septembre 2024. [En ligne]. Disponible sur: <https://drive.google.com/file/d/1w7Kd4kBMg5Mr-WeYGGMlaK25Rtlc3tM/view?ts=66f48209>
- [5] F. Lagrange, *Le traitement des affections du coeur par l'exercice et le mouvement*. F. Alcan, 1903. Consulté le: 8 juin 2024. [En ligne]. Disponible sur: https://books.google.com/books?hl=en&lr=&id=FyQSAAAAYAAJ&oi=fnd&pg=PR1&dq=+D.F.+LAGRANGE,+%E2%80%9DLe+traitement+des+affections+du+c%C5%93ur+par+l%E2%80%99exercice+et+le+mouvement+%E2%80%9D+Paris+1903+&ots=r_0TD29liD&sig=DI9Dk4Q1arVNDvUJwcc-wayubrA
- [6] « Circulation du sang : définition - docteurclic.com ». Consulté le: 15 août 2024. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.docteurclic.com/encyclopedie/circulation-du-sang.aspx>
- [7] « ” Extraction du signal électrocardiogramme par filtrage adaptatif ”université Akli Mohan Oulhadj-Bouira.2018 - Recherche Google ». Consulté le: 8 juin 2024. [En ligne]. Disponible sur: https://www.google.com/search?q=+%E2%80%9DExtraction+du+signal+%C3%A9lectrocardiogramme+par+filtrage+adaptatif+%E2%80%9Duniversité+%C3%A9+Akli+Mohan+Oulhadj-Bouira.2018&sca_esv=59bba6956f58be63&sca_upv=1&rlz=1C1ONGR_frDZ1033DZ1033&sxsrf=ADLYWIIyE6lwti1honOZZ6KE0ea1y8FO8g%3A1717852360097&ei=yFhkZt3TBZ6skdUP-qS9kAY&ved=0ahUKEwj18zdisyGAxUeVqQEHXpSD2IQ4dUDCBA&uact=5&oq=+%E2%80%9DExtraction+du+signal+%C3%A9lectrocardiogramme+par+filtrage+adaptatif+%E2%80%9Duniversité+%C3%A9+Akli+Mohan+Oulhadj-Bouira.2018&gs_lp=Egxnd3Mtd2l6LXNlcuAicyDigJ0gRXh0cmFjdGlvbiBkdSBzaWduYWwgw6lsZWN0cm9jYXJkaW9ncmFtbWUgcGFyIGZpbHRyYWdlIGFkYXB0YXRpZiDigJ11bml2ZXJzaXTDqSBBa2xpIE1vaGFuIE91bGhhZG0tQm91aXJhLjIwMThlAFAAWABwAHgAkAEAmAEAoAEaAqgEAuAEDyAEA-AEBmAlAoAlAMAMakgcAoAcA&scient=gws-wiz-serp
- [8] thanatofrance, « Le cycle cardiaque. », THANATOFRANCE - Ecoles et Préparation au Diplôme National de THANATOPRACTEUR. Enregistrée à la Préfecture des Alpes-Maritimes. Statistiques : 10/10/2020 * 1 151 722 Pages lues. Consulté le: 15 août 2024. [En ligne]. Disponible sur: <https://thanatofrance.wordpress.com/2015/07/06/le-cycle-cardiaque/>

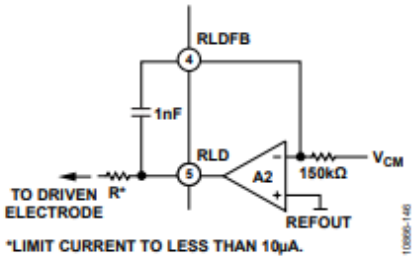
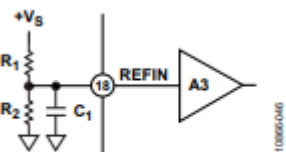
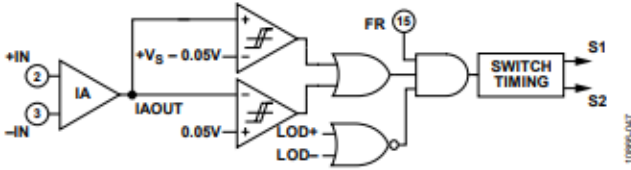
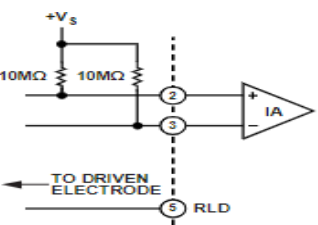
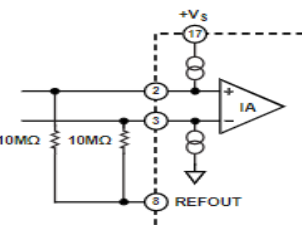
- [9] K. Nadia et T. Samira, « Classification des signaux ECG par les réseaux de neurone probabiliste. », PhD Thesis, Université Mouloud Mammeri, 2015. Consulté le: 8 juin 2024. [En ligne]. Disponible sur: https://www.ummo.dz/dspace/bitstream/ummo/6555/1/KrichaneNadia_TazeboudjtS.pdf
- [10] « Chronologie de l'activation cardiaque - ECG ». Consulté le: 16 septembre 2024. [En ligne]. Disponible sur: <https://book.cardio-fr.com/fr/01-notions-elementaires/05-chronologie-activation>
- [11] A. Dliou, R. Latif, E. Aassif, M. Laaboubi, et G. Maze, « Analyse et comparaison temps-fréquence d'un signal ECG normal et bruité », in *10ème Congrès Français d'Acoustique*, S. F. d'Acoustique-SFA, Éd., Lyon, France, avr. 2010, p. Consulté le: 16 septembre 2024. [En ligne]. Disponible sur: <https://hal.science/hal-00539679>
- [12] B. Nassima et H. Alima, « détection de l'onde R d'un électrocardiogramme basées sur la transformée en ondelette », PhD Thesis, Université Mouloud Mammeri, 2012. Consulté le: 8 juin 2024. [En ligne]. Disponible sur: https://www.ummo.dz/dspace/bitstream/ummo/8244/1/BouheraouaNassima_HammadiA.pdf
- [13] « Extraction des caractéristiques et classification des signaux ECG ». Consulté le: 8 juin 2024. [En ligne]. Disponible sur: <https://dspace.univ-msila.dz/items/d283eb38-1eed-41c6-8062-68e6e6d188b2>
- [14] B. TRIQUI, « La classification des arythmies cardiaques par la carte TSOM temporelle », PhD Thesis, Université Mohamed Boudiaf des Sciences et de la Technologie-Mohamed Boudiaf Consulté le: 8 juin 2024. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.pnst.cerist.dz/detail.php?id=906955>
- [15] M. H. Kamel, « Télésurveillance : Transmission sans fil, par voie GSM, et traitement du signal électrocardiographie (ECG) ».
- [16] « 12 Galvanómetro de Einthoven [41]. | Download Scientific Diagram ». Consulté le: 18 août 2024. [En ligne]. Disponible sur: https://www.researchgate.net/figure/12-Galvanometro-de-Einthoven-41_fig11_330811984
- [17] M. Tedjini, B. Noureddine, et A. Belbachir, « Conception et Réalisation D'un électrocardiographe ECG numérique. », 2014. doi: 10.13140/RG.2.2.26878.92482.
- [18] « Douleur thoracique, élévation du segment ST, et élévation de la troponine : doit-on prévenir le salle de coronarographie ? | European Heart Association ». Consulté le: 16 août 2024. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.heartassociation.eu/douleur-thoracique-elevation-du-segment-st-et-elevation-de-la-troponine-doit-prevenir-le-salle-de-coronarographie/?lang=fr>
- [19] « Annexes.pdf ». Consulté le: 16 août 2024. [En ligne]. Disponible sur: <https://pastel.hal.science/file/index/docid/503324/filename/Annexes.pdf>
- [20] « Cours ». Consulté le: 16 août 2024. [En ligne]. Disponible sur: https://archives.uness.fr/sites/campus-unf3s-2014/semiologie/enseignement/esemio_cardio_1/site/html/10.html
- [21] « Interprétation d'un ECG - Simon James, Katharine Nelson - Google Livres ». Consulté le: 15 août 2024. [En ligne]. Disponible sur: [https://books.google.dz/books?hl=fr&lr=&id=Va_KDgAAQBAJ&oi=fnd&pg=PP2&dq=+James,+S.,+%26+Nelson,+K.+\(2013\).+Interpr%C3%A9tation+d'un+ECG.+De+Boeck+Supérieur&ots=ebelLIYI3v&sig=lcMX6rAKCsRldslPNdXK5XDATI4&redir_esc=y#v=onepage&q=James%2C%20S.%2C%20%26%20Nelson%2C%20K.%20\(2013\).%20Interpr%C3%A9tation%20d'un%20ECG.%20De%20Boeck%20Supérieur&f=false](https://books.google.dz/books?hl=fr&lr=&id=Va_KDgAAQBAJ&oi=fnd&pg=PP2&dq=+James,+S.,+%26+Nelson,+K.+(2013).+Interpr%C3%A9tation+d'un+ECG.+De+Boeck+Supérieur&ots=ebelLIYI3v&sig=lcMX6rAKCsRldslPNdXK5XDATI4&redir_esc=y#v=onepage&q=James%2C%20S.%2C%20%26%20Nelson%2C%20K.%20(2013).%20Interpr%C3%A9tation%20d'un%20ECG.%20De%20Boeck%20Supérieur&f=false)
- [22] « Classification-des-signaux-EGC-avec-un-système-multi-agent-neuronale.pdf ». Consulté le: 15 août 2024. [En ligne]. Disponible sur: <http://dSPACE1.univ->

- tlemcen.dz/bitstream/112/1302/1/Classification-des-signaux-EGC-avec-un-systeme-multi-agent-neuronale.pdf
- [23] « Ms.EBM.Sahraoui+Zaoui.pdf ». Consulté le: 15 août 2024. [En ligne]. Disponible sur: <http://dspace1.univ-tlemcen.dz/bitstream/112/10689/1/Ms.EBM.Sahraoui%2bZaoui.pdf>
 - [24] « Comment faire un ECG | Etudiant Hospitalier ». Consulté le: 16 août 2024. [En ligne]. Disponible sur: <https://etudiant-hospitalier.com/equipements/monitorage/faire-ecg/>
 - [25] B. Karima et S. Dounia, « MASTER en GENIE BIOMEDICAL ».
 - [26] F. Adnet, F. Lapostolle, et T. Petrovic, *ECG en urgence - 3 ème édition: Cas clinique - Analyse ECG - Stratégie thérapeutique*. Arnette - John Libbey Eurotext, 2018.
 - [27] « AMD-SE-AX0002-X - Électrode ECG à ventouse by Shenzhen Amydi-med Electronics Tech | MedicalExpo ». Consulté le: 16 août 2024. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.medicalexpo.fr/prod/shenzhen-amydi-med-electronics-tech/product-130960-978443.html>
 - [28] « Electrodes pour ECG », Distamed. Consulté le: 16 août 2024. [En ligne]. Disponible sur: <https://distamed.ma/produit/electrodes/>
 - [29] H. A. Hadjar et I. Abdelmajid, « Conception et réalisation d'un prototype pour la surveillance à distance en temps réel de l'insuffisance cardiaque à base d'Arduino. ».
 - [30] « AD8232 Kit de mesure de la fréquence cardiaque », Funduinoshop. Consulté le: 13 août 2024. [En ligne]. Disponible sur: <https://funduinoshop.com/fr/modules-electroniques/capteurs/biometrie/ad8232-kit-de-mesure-de-la-frequence-cardiaque>
 - [31] « bouti-lembarek.pdf ». Consulté le: 13 août 2024. [En ligne]. Disponible sur: <http://archives.univ-biskra.dz/bitstream/123456789/11069/3/bouti-lembarek.pdf>
 - [32] « Acquisition and Analysis of an ECG (electrocardiography) Signal », JoVE. Consulté le: 17 octobre 2024. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.jove.com/v/10473/acquisition-and-analysis-of-an-ecg-electrocardiography-signal?language=French>
 - [33] « merabti.djahida ». Consulté le: 18 août 2024. [En ligne]. Disponible sur: <https://dspace.ummto.dz/server/api/core/bitstreams/52536b4a-c564-47b2-a902-c5bc888f124e/content#page=81.42>
 - [34] T. Djamel, « Détection et diagnostic de défauts statorique externe d'un moteur asynchrone triphasé à l'aide de la carte ARDUINO MEGA 2560 », 2016.
 - [35] « Commande numériquedumassicot avec la carte Arduino MEGA 2560 ». Consulté le: 18 août 2024. [En ligne]. Disponible sur: <https://dspace.ummto.dz/server/api/core/bitstreams/98be86fd-5d34-4403-849e-6db261fd868b/content#page=39.09>
 - [36] « Probots Atmega2560 16AU Mega TQFP Atmel Microcontroller SMD IC Buy Online India ». Consulté le: 18 août 2024. [En ligne]. Disponible sur: <https://probots.co.in/atmega2560.html>
 - [37] M. L. Samb, « Modélisation de transistors en couches minces (TFT) fabriqués en technologies silicium microcristallin très basse température », phdthesis, Université de Rennes 1, 2014. Consulté le: 16 septembre 2024. [En ligne]. Disponible sur: <https://hal.science/tel-02441294>
 - [38] « Comment fonctionne l'écran LCD TFT | Orienter l'affichage », Orient Display. Consulté le: 16 septembre 2024. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.orientdisplay.com/fr/knowledge-base/tft-basics/how-does-tft-displays-work/>
 - [39] « Binder558458758458585pdf.pdf ». Consulté le: 18 août 2024. [En ligne]. Disponible sur: <https://dspace.univ-bba.dz/bitstream/handle/123456789/2461/Binder558458758458585pdf.pdf?sequence=1&isAllowed=y>

- [40] « FIL CONNECTION M/M 30CM ». Consulté le: 14 août 2024. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.orbit-dz.com/product/produit-1519/>
- [41] O. R. & K. Amel, « Acquisition et supervision des caractéristiques d'un ventilateur axial pour un banc d'essai », Thesis, Faculté des Sciences et Technologies, 2021. Consulté le: 14 août 2024. [En ligne]. Disponible sur: <https://dspace.univ-bba.dz:443/xmlui/handle/123456789/1211>
- [42] Alicia78, « Plaque d'essai ou breadboard/protoboard », Le Disrupteur Dimensionnel. Consulté le: 19 août 2024. [En ligne]. Disponible sur: <https://ledisrupteurdimensionnel.com/arduino/plaque-dessai-ou-breadboard-protoboard/>
- [43] « Learn at TechTONions Electronics - TechTONions Learn ». Consulté le: 19 août 2024. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.techtonions.com/learn/>
- [44] « Logiciel : IDE – Arduino : l'essentiel ». Consulté le: 18 août 2024. [En ligne]. Disponible sur: <https://arduino.blaisepascal.fr/presentation/logiciel/>
- [45] « Ms.EBM.Mebarek+Kharroubi.pdf ». Consulté le: 8 septembre 2024. [En ligne]. Disponible sur: <http://dspace.univ-tlemcen.dz/bitstream/112/11021/1/Ms.EBM.Mebarek%2BKharroubi.pdf#page=2.06>

ANNEXES

Annexe 1

 Figure 46. Typical Configuration of Right-Leg Drive Circuit	Le circuit Right-Leg Drive est utilisée pour améliorer la qualité du signal capté par les électrodes en réduisant le bruit et les interférences. L'objectif principal est d'injecter un signal de compensation dans la jambe droite du patient, ce qui aide à éliminer le bruit électrique externe (comme les interférences de 50/60 Hz provenant des réseaux électriques).
 Figure 47. Setting the Internal Reference	Ce circuit génère une tension de référence stable pour les systèmes de mesure comme l'ECG. Les résistances R1 et R2 divisent la tension d'alimentation, C1 filtre les bruits, et l'amplificateur A3 stabilise la référence, assurant ainsi des mesures précises et fiables.
 Figure 48. Fast Restore Circuit	Le circuit de restauration rapide détecte les déconnexions d'électrodes dans l'ECG et restaure rapidement le signal. L'amplificateur (IA) amplifie le signal, et les comparateurs vérifient s'il est dans la plage correcte. En cas de déconnexion, le signal FR réinitialise le système, assurant un suivi continu.
 Figure 50. Circuit Configuration for DC Leads Off Detection	Ce circuit détecte la déconnexion des électrodes en courant continu (DC) en utilisant un diviseur de tension et un amplificateur différentiel. Lorsqu'une électrode se déconnecte, une variation de potentiel entre les entrées de l'amplificateur indique la perte de contact. Ce système est couramment employé dans les ECG pour garantir une bonne connexion des électrodes.
 Figure 51. Circuit Configuration for AC Leads Off Detection	Il s'agit d'un circuit de détection en courant alternatif (AC) qui injecte un signal AC via "REFOUT" dans un diviseur de tension, lequel est ensuite appliqué aux entrées d'un amplificateur différentiel. En cas de déconnexion d'une électrode, la réponse du signal AC varie, ce qui permet de détecter cette déconnexion. Cette méthode est particulièrement efficace dans les environnements sujets aux interférences, car le signal AC améliore la résistance du système aux perturbations.

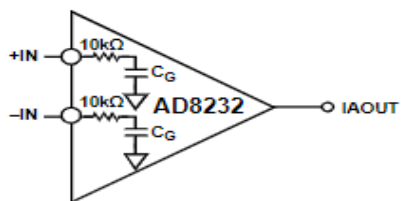


Figure 52. RFI Filter Without External Capacitors

1086B-151

Ce circuit est un filtre conçu pour éliminer les interférences radiofréquences (RFI) dans le signal mesuré. Il utilise des résistances et des condensateurs intégrés dans l'amplificateur AD8232 pour bloquer les interférences haute fréquence, sans nécessiter de condensateurs externes. Cela permet de simplifier le circuit tout en assurant une meilleure qualité du signal.

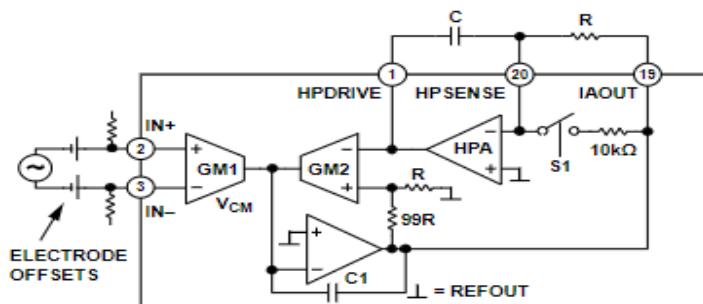


Figure 53. Eliminating Electrode Offsets

1086B-253

Le circuit envoie un petit signal AC vers les électrodes. Si les électrodes sont bien connectées, l'amplificateur d'instrumentation (IA) détecte le signal et la sortie est normale. En cas de déconnexion d'une électrode, le signal est interrompu, et l'amplificateur détecte cette absence, indiquant la déconnexion.

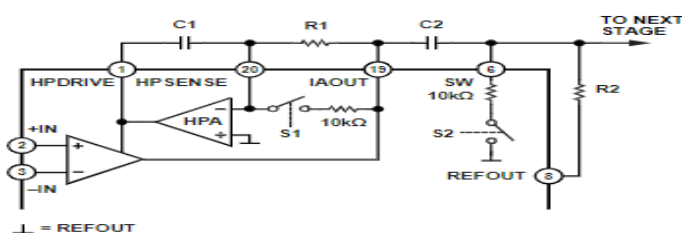


Figure 55. Schematic for a Two-Pole High-Pass Filter

1086B-203

Ce circuit utilise un amplificateur opérationnel et deux réseaux RC (résistances R1, R2 et condensateurs C1, C2) pour créer un filtre passe-haut à deux pôles. Il atténue les basses fréquences, laissant passer les hautes fréquences. Les interrupteurs S1 et S2 permettent d'ajuster le circuit.

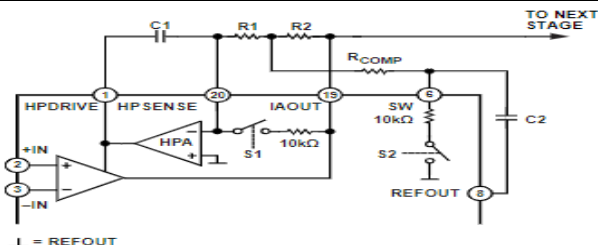


Figure 56. Schematic for an Alternative Two-Pole High-Pass Filter

1086B-195

Ce schéma est similaire au premier, avec l'ajout d'une résistance de compensation (**R_COMP**) pour améliorer la précision et la stabilité de la fréquence de coupure. Cela rend le filtre plus précis dans des conditions variables.

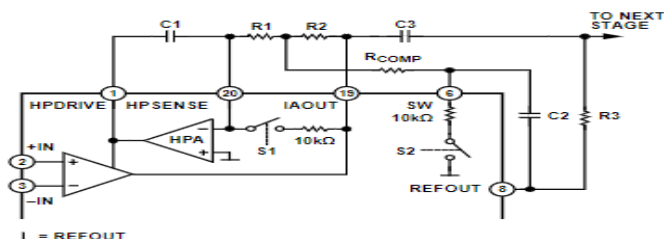


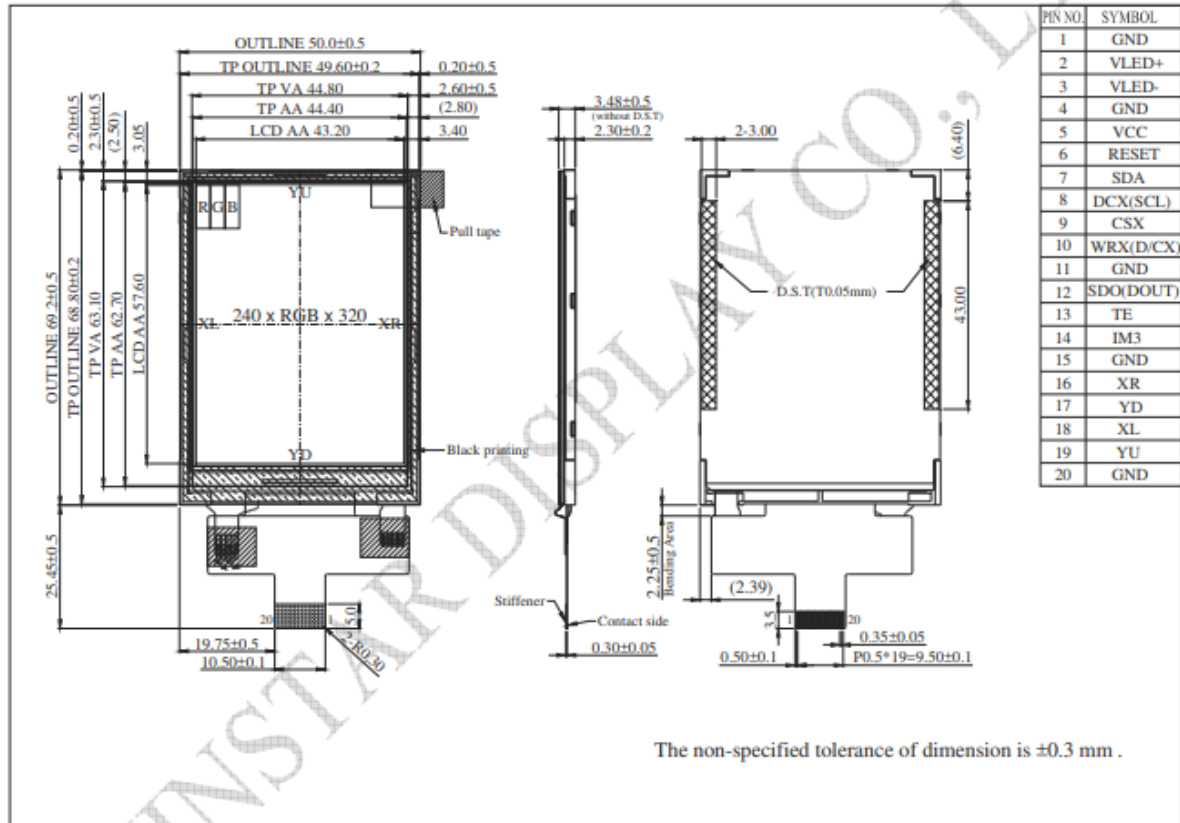
Figure 57. Schematic for a Three-Pole High-Pass Filter

1086B-188

Ce circuit ajoute un troisième réseau RC (R3 et C3) pour créer un filtre passe-haut à trois pôles, offrant une atténuation plus rapide des basses fréquences par rapport aux filtres à deux pôles, avec une coupure plus nette.

Annexe 2

Contour Drawing



Annexe 3

Analog

Pin	Function	Type	Description
1	NC	NC	Not Connected
2	IOREF	IOREF	Reference for digital logic V - connected to 5V
3	Reset	Reset	Reset
4	+3V3	Power	+3V3 Power Rail
5	+5V	Power	+5V Power Rail
6	GND	Power	Ground
7	GND	Power	Ground
8	VIN	Power	Voltage Input
9	A0	Analog	Analog input 0 /GPIO
10	A1	Analog	Analog input 1 /GPIO
11	A2	Analog	Analog input 2 /GPIO
12	A3	Analog	Analog input 3 /GPIO
13	A4	Analog	Analog input 4 /GPIO
14	A5	Analog	Analog input 5 /GPIO
15	A6	Analog	Analog input 6 /GPIO
16	A7	Analog	Analog input 7 /GPIO
17	A8	Analog	Analog input 8 /GPIO
18	A9	Analog	Analog input 9 /GPIO
19	A10	Analog	Analog input 10 /GPIO
20	A11	Analog	Analog input 11 /GPIO
21	A12	Analog	Analog input 12 /GPIO
22	A13	Analog	Analog input 13 /GPIO
23	A14	Analog	Analog input 14 /GPIO
24	A15	Analog	Analog input 15 /GPIO

Annexe 4

العالمية في أمراض القلب والسرطان
Dr BAKOU Abdelkader
CARDIOLOGUE
ECHOCOEUR-DOPPLER
Epreuve d'effort - MAPA - Holter
Sidi cheikh - école Mokran
tel : 048.43.64.48

Saida:

signal excellent
il y a un bon
signal

Dr. BAKOU Abdelkader
CARDIOLOGUE