

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEURET DE LA RECHERCHE
SCIENTIFIQUE

UNIVERSITE MOULOD MAMMERI DE TIZ OUZOU

Faculté De Génie Electrique Et Informatique

Département : Génie biomédical



Mémoire de fin d'étude

Master Académique

Filière : Génie Biomédicale

Spécialité : Instrumentation Biomédical

Thème

Conception et réalisation d'un Electrocardiographe

Soutenu le 30/06/2024

Promotion : 2024

Présenté par :

Mlle. MASSAID Hana

Devant le jury:

Président: Mr CHELLI Takfarinas	MAA	UMMTO
Promoteur: MR. BACHIR M'Hamed Saadi	MCB	UMMTO
Examineur: Mr. MEDDOUR Cherif	MAA	UMMTO
Examineur: Mr. NAIT OUSLIMANE Ahmed		UMMTO

Année Universitaire: 2023/2024



Remercîments

Avant tout, je remercie DIEU le tout puissant de m'avoir donné la force et le courage d'accomplir ce présent travail

J'exprime ma profonde gratitude à mes parent, mon frère et ma sœur pour leurs encouragements, leurs soutiens et pour les sacrifices qu'ils ont enduré

Mes sincères remercîments s'adressent à Monsieur BACHIR M'Hamed Saadi, Enseignant à l'Université MOULOUD MAMMERI de Tizi-Ouzou pour avoir accepté de m'encadrer ainsi que pour ses encouragements, ses conseils et son soutien durant la période de la réalisation de ce travail

J'exprime ma profonde et respectueuse gratitude aux membres de jurys ayant accepté d'évaluer ce travail

Merci à tous

M.Hana



Dédicaces

Je dédie ce travail

*A mon cher père, qui m'a offert tout le soutien dont j'ai besoin, celui
qui m'a tout donné depuis ma naissance et à qui je souhaite une
longue vie pleine de bonheur et de santé,*

*A ma chère mère mon modèle de sacrifice, d'amour, et de générosité,
à qui je souhaite aussi une longue vie pleine de joie et de santé,*

A mon cher frère Massinissa et ma chère petite sœur Roudjine

M.Hana

Sommaire

Remerciements	I
Dédicaces	II
Sommaire	III
Listes des figures	IV
Accronime	V
Introduction Générale	01

Chapitre I : Introduction a l'ECG

I.1. Introduction.....	03
I.2. Historique.....	03
I.3. Anatomie du cœur	05
I.3.1. Le cœur	05
I.3.2. Cycle cardiaque	06
I.4. L'électrocardiographie.....	07
I.4.1. Définition	07
I.4.2. Appareillage	08
I.4.3. Principe de fonctionnement.....	08
I.5. Electrocardiogramme	09
I.5.1. Définition	09
I.5.2. Les Ondes et les Intervalles de L'ECG	10
I.5.3. Technique d'électrocardiographie	11
I.5.3.a. Electrocardiogramme ambulatoire de Holter.....	11
I.5.3.b. ECG Standard à 12 Dérivations	12
I.5.4. Chaîne d'acquisition de l'ECG par Micro-ordinateur	12
I.6. Système de dérivations électro cardiographiques	11
I.6.1. Les dérivations unipolaires	13
I.6.2. Dérivations précordiales	14
I.7. Bruit et artefacts dans l'ECG	15
I.8. Les Electrodes	16
Conclusion	19

Chapitre II : Conception et réalisation de l'ECG

II. Introduction	21
II.1 Partie électronique.....	22
II.1.1. Le circuit d'alimentation.....	22
II.1.1.1. Explication	22
II.1.1.2. Fonctionnement du Circuit	23
II.1.2. Le circuit de l'ECG	23
II.1.2.1. Le contenu de notre circuit.....	24
II.1.3. Circuit d'horloge	28
II.1.3.1. Définition	28
II.1.3.2. Circuit d'horloge avec le microcontrôleur ATmega 328p	29
II.1.4. Le module AD8232	30
II.1.4.1. Caractéristiques techniques	31
II.1.4.2. Vue D'ensemble De L'architecture De L'AD8232	31
II.1.5. Afficheur graphique LCD ST 7920.....	32
II.1.5.1. Définition	32
II.1.5.2. Description générale	32
II.1.5.3. Les caractéristiques techniques	33
II.2. Partie numérique	34
II.2.1 Introduction.....	34
II.2.2. Déclarations des Entrées et Sorties pour la Bibliothèque U8g2lib	36
II.2.3. configuration de l'afficheur ST7920	38
II.2.3.1. Installation de la bibliothèque U8g2.....	38
II.2.3.2. Câblage de l'afficheur ST7920	40
II.2.4. Filtre numérique smoothing.....	41
II.2.4.1. Fonctionnement du filtre numérique de lissage.....	41
II.2.4.2. Avantages du lissage numérique sur Arduino	43
II.2.5. Acquisition ADC.....	44
II.2.5.1. Principes de Base de l'Acquisition ADC	44
II.2.5.2. Importance.....	45
II.2.6. Elimination de la composante continue (FPH)	45
II.2.6.1. Composante Continue dans les Signaux	45

II.2.6.2. Techniques d'Élimination de la Composante Continue	45
II.2.6.3. Applications.....	45
II.2.6.4. Remarque	46
II.2.7. Conversion des données vers l'afficheur GLCD	46
II.2.7.1. Étapes de Conversion pour un Afficheur GLCD	46
II.2.7.2. Conclusion.....	47
II.3. Réalisation du circuit imprimé.....	47
II.3.1 Conception du PCB	47
II.3.2 Réalisation des circuits imprimés.....	48
Conclusion	51

Chapitre III : Exposition des résultats et analyses

III.1. Introduction	53
III.2. Le circuit d'alimentation	53
III.2.1 Résultats de circuit sur Proteus.....	54
III.2.2 résultats de circuit imprimé final de l'alimentation	55
III.3 La carte mère ECG	57
III.3.1 Explication de résultat obtenu	57
III.3.2. le circuit imprimé final de l'ECG	57
III.4 Résultats obtenus après l'assemblage des deux circuits.....	59
III.5 Conclusion.....	62
Conclusion Générale	VI

Références bibliographiques

Annexes

Résumé

Liste des figures

Chapitre I : Introduction a l'ECG

Figure I.1 : Inventé par Willem Einthoven (invention 1895, prix Nobel 1924)	04
Figure I.2 : Premier ECG	05
Figure I.3 : Anatomie du cœur humain.....	06
Figure I.4 : schéma des principales étapes du cycle cardiaque	07
Figure I.5 : Machine ECG.....	08
Figure I.6 : Principe de fonctionnement de l'ECG.....	09
Figure I.7 : Différentes composantes du tracé ECG.....	10
Figure I.8 : Hotler ECG	11
Figure I.9 : Synoptique de la chaîne d'acquisition d'un ECG-HR.....	12
Figure I.10 : Montage d'Einthoven pour l'enregistrement des dérivations bipolaires des membres.....	13
Figure I.11 : Montage de Goldberger pour l'enregistrement des dérivations unipolaires des membres.....	14
Figure I.12 : Montage de Wilson (a) et la position des électrodes précordiales (b).....	15
Figure I.13 : Artefacts visibles sur l'électrocardiogramme	16
Figure I.14 : Electrodes bipotentielles	17
Figure I.15 : différents types d'électrodes	18
Figure I.16 : Schéma bloc d'un ECG	18

Chapitre II : Conception et réalisation de l'ECG

Figure II.1 : Circuit électronique de l'alimentation réaliser sur ISIS proteus.....	23
Figure II.2 : Circuit électronique de l'ECG réaliser sur proteus	24
Figure II.3 : La structure du filtre Rejecteur	25
Figure II.4 : la simulation de filtre Rejecteur sur ISIS Proteus.....	25
Figure II.5 : Brochage microcontrôleur ATmega 328.....	26
Figure II.6 : Architecture interne générale de l'ATmega 328	28
Figure II.7 : Signal d'horloge.....	29
Figure II.8 : Exemple de circuit d'horloge	29
Figure II.9 : Module ECG AD8232 (Capteur de fréquence cardiaque)	30
Figure II.10 : Représentation schématique simplifiée de l'AD8232	32

Figure II.11 : Afficheur LCD ST7920.....	33
Figure II.12 : L'organigramme de l'algorithme réaliser sur l'ECG	34
Figure II.13 : Le PCB de l'alimentation	47
Figure II.14 : le PCB du l'ECG.....	48
Figure II.15 : Le PCB sur papier photo	48
Figure II.16 : Machine et plaque de cuivre	49
Figure II.17 : Nettoyage de plaque de cuivre.....	49
Figure II.18 : Repassage de fer a repassé sur la plaque de cuivre.....	50
Figure II.19 : dissolution du cuivre dans le perchlorure de fer	50
Figure II.20 : dissolution du cuivre dans le perchlorure de fer	51

Chapitre III : Exposition des résultats et analyses

Figure III.1 : Visualisation 3D du circuit d'alimentation sur ARES Proteus	53
Figure III.2 : Résultats de circuit électronique de l'alimentation réaliser sur ISIS Proteus après la simulation (4,54V).....	54
Figure III.3 : Les formes d'onde observées à l'aide de l'oscilloscope.....	55
Figure III.4 : vue de face du circuit électronique de l'alimentation	55
Figure III.5 : vue de dos du circuit électronique de l'alimentation	56
Figure III.6 : Vérification de tension de sortie à l'aide d'un multimètre.....	56
Figure III.7 : circuit d'ecg en visualisation 3D sur ARES Proeteus.....	57
Figure III.8 : vue de face du circuit électronique de l'ECG	58
Figure III.9 : vue de dos du circuit electronique de l'ECG	58
Figure III.10 : Circuit final.....	59
Figure III.11 Branchement des Électrodes du Patient au Circuit	60
Figure III.12 : signal ECG sans filtre 50hz	61
Figure III.13 : signal ECG avec filtre50hz	61

Accronime

ADC: Analog-to-Digital Converter

AHA: American heart Association

CAN : Convertisseur Analogique-Numérique

ECG : Electrocardiographe

FPH : Fréquence de porteuse harmonique

GND : Grounds

IDE : Environnement de développement intégré

LCD : Liquide Crystal display

PCB: Printed Circuit Board

RTC : Compteur temps reel

SPI : Serial peripheral

VCC : Voltage Collector Current

3D : Trois dimensions

Introduction Générale

Introduction générale

L'électrocardiographe (ECG), un instrument essentiel dans la médecine moderne depuis son développement au début du XXe siècle, représente un outil indispensable pour enregistrer et analyser l'activité électrique du cœur. Cette méthode non invasive utilise des électrodes placées sur la peau du patient pour mesurer les impulsions électriques générées par les contractions cardiaques. En traçant graphiquement ces variations de potentiel électrique au fil du temps, l'ECG offre une représentation détaillée des fonctions électriques du cœur, permettant ainsi aux médecins de détecter précocement et de diagnostiquer diverses anomalies cardiaques telles que les arythmies, les infarctus du myocarde et d'autres perturbations du système électrique cardiaque.

L'interprétation fine de l'ECG joue un rôle crucial dans la prise en charge des patients, en permettant de déterminer rapidement la présence et la gravité des affections cardiaques. Par exemple, des signes spécifiques comme un segment ST élevé peuvent indiquer un infarctus en cours, tandis que des variations dans les complexes QRS peuvent révéler des arythmies potentiellement dangereuses. De plus, l'ECG est utilisé pour évaluer l'efficacité des traitements médicamenteux sur le cœur et pour surveiller l'évolution de patients souffrant de maladies cardiaques chroniques.

La simplicité relative de sa mise en œuvre, combinée à la profondeur des informations qu'il offre, a établi l'ECG comme une procédure standard et incontournable en cardiologie. Son utilisation précoce et régulière permet non seulement d'améliorer les résultats cliniques en guidant des traitements précis, mais aussi de prévenir les complications graves associées aux maladies cardiaques. En somme, l'ECG demeure un instrument essentiel dans la pratique médicale moderne, contribuant significativement à la santé cardiovasculaire et au bien-être des patients à travers le monde.

Notre projet visait à réaliser un signal ECG et à l'afficher sur un écran LCD. Pour ce faire, nous avons conçu des circuits sur Proteus, créé leurs PCB correspondants, et développé un programme pour afficher notre signal sur l'écran LCD. Enfin, des tests réels ont été effectués pour vérifier le bon fonctionnement de l'ECG. Ce projet est structuré en trois chapitres :

- ✓ Chapitre 1 : Présentation de l'ECG
- ✓ Chapitre 2 : Conception et Réalisation Technique

Ce chapitre se divise en deux parties : **Partie Électronique, Partie Numérique.**

- ✓ Chapitre 3 : Résultats et Analyses

Chapitre n° 1 :
Introduction à l'ECG



Chapitre I : Introduction à l'ECG

I.1. Introduction

L'ECG, est une méthode de diagnostic cruciale en cardiologie, utilisée pour enregistrer et analyser l'activité électrique du cœur. Cet instrument indispensable permet aux professionnels de la santé de surveiller la fonction cardiaque, de détecter les arythmies, les maladies coronariennes et d'autres pathologies cardiaques. En capturant les impulsions électriques produites par le cœur à chaque battement, l'ECG crée un tracé visuel des différentes phases du cycle cardiaque. Ce tracé aide à identifier les irrégularités électriques qui peuvent signaler des problèmes potentiels, permettant ainsi un diagnostic précoce et une prise en charge adéquate.

L'activité électrique du cœur, mesurée en battements par minute, est cruciale pour diagnostiquer diverses anomalies cardiaques. Les médecins analysent les motifs et les caractéristiques de l'ECG pour détecter des irrégularités telles que les arythmies, les blocs de conduction et les signes de maladies coronariennes.

Dans ce premier chapitre, nous aborderons les fonctions principales du système cardiovasculaire ainsi que les principes fondamentaux de l'électrocardiogramme. Cela comprendra une exploration détaillée de la manière dont le cœur fonctionne, la manière dont les signaux électriques sont générés et propagés à travers le cœur, ainsi que l'importance clinique de l'analyse de l'ECG pour évaluer la santé cardiaque des patients et guider les décisions médicales.

I.2. Historique

L'histoire de l'électrocardiographie débute à la fin du XVIIIe siècle avec la découverte de l'électrophysiologie, suivie du développement d'appareils capables de mesurer avec précision l'activité électrique cardiaque. Le premier enregistrement d'un électrocardiogramme remonte à 1895. Sous l'impulsion d'Einthoven, les premiers appareils ont été largement diffusés en Europe et aux États-Unis. La première moitié du XXe siècle a été marquée par une recherche florissante, avec des figures éminentes telles que Thomas Lewis et Norman Wilson. Cette période a également été caractérisée par des techniques avancées majeures, culminant en 1942 avec l'introduction du premier électrocardiogramme à 12 dérivations tel qu'il est connu aujourd'hui. Au cours de la deuxième moitié du XXe siècle, l'électrocardiographie a connu une modernisation significative, avec une réduction de sa taille et une adoption généralisée de l'informatisation, incluant des systèmes d'interprétation automatique et de télétransmission. Depuis les années 1950, d'importantes découvertes ont été réalisées sur les anomalies de repolarisation ventriculaire, élargissant ainsi le champ d'application de

Chapitre I : Introduction à l'ECG

l'électrocardiographie. Alors que la première partie de son histoire était principalement axée sur l'étude des anomalies rythmiques et des troubles de conduction, l'électrocardiographie a évolué avec l'introduction du mapping et de l'enregistrement endocavitaire, ouvrant ainsi de nouvelles perspectives pour la rythmologie. [1].

Les personnalités historiques qui ont participé au développement de l'ECG à travers l'histoire

En 1842, Carlo Matteucci, un physicien italien, a démontré qu'un courant électrique accompagne chaque battement cardiaque.

En 1887 : John Burden, un physiologiste anglais, publie le premier électrocardiogramme d'un humain.

En 1897, Clément Ader, un ingénieur électrique, modifie un système d'amplification connu sous le nom de galvanomètre à corde, qui était auparavant employé pour les communications télégraphiques sous-marines.

En 1903, Einthoven réussit à collecter ces courants de manière satisfaisante grâce à un montage électrique qui ressemble au pont de Wheatstone [1].

Electrocardiographe

Appareil inventé par Willem Einthoven (invention 1895, prix Nobel 1924)

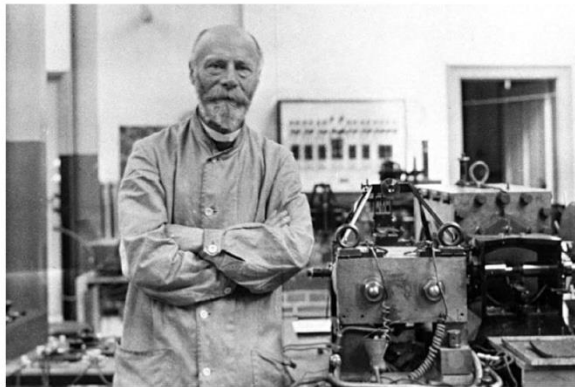


Figure I.1 : Inventé par Willem Einthoven (invention 1895, prix Nobel 1924) [1]

Electrocardiographe (premier ECG)



Figure I.2 : Premier ECG [1]

I.3. Anatomie du cœur

I.3.1. Le cœur

Le cœur, un organe musculaire creux, abrite quatre cavités, deux oreillettes et deux ventricules, et est connu sous le nom de myocarde. Il est constitué d'un muscle strié capable de se contracter de manière autonome, grâce à un tissu spécialisé appelé tissu nodal, doté de propriétés électriques uniques. Son fonctionnement intégré est assuré par un réseau de quatre valvules, garantissant un flux sanguin unidirectionnel entre les chambres. Pour son propre approvisionnement en sang, le cœur dispose de vaisseaux coronaires dédiés, et il est également relié aux systèmes nerveux sympathique et parasympathique pour une régulation nerveuse. Positionné au-dessus du diaphragme dans la cavité thoracique, entre les deux poumons, il occupe une place centrale dans le médiastin antérieur, cette zone située entre le sternum, la colonne vertébrale et les poumons [2].

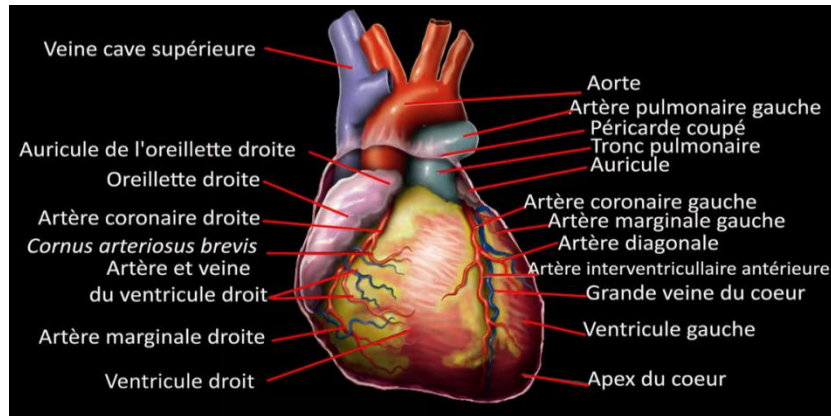


Figure I.3 : Anatomie du cœur humain [2]

I.3.2. Cycle cardiaque

Le cycle cardiaque est un processus complexe qui comprend trois phases principales : la systole auriculaire, la systole ventriculaire et la diastole. Durant la systole auriculaire, les oreillettes se contractent, poussant le sang vers les ventricules, tandis que les valvules auriculo-ventriculaires se ferment pour éviter un reflux sanguin. Ensuite, la systole ventriculaire voit les ventricules se contracter pour expulser le sang dans le système circulatoire, suivie de la fermeture des valvules pulmonaires à droite et aortiques à gauche pour empêcher le retour du sang. Enfin, pendant la diastole, toutes les parties du cœur se relâchent, permettant le remplissage passif des ventricules et l'arrivée de nouveau sang. Ces phases sont orchestrées par des impulsions électriques qui assurent une coordination harmonieuse entre les contractions auriculaires et ventriculaires. L'ajustement de la fréquence cardiaque modifie la durée de la diastole, tandis que la systole demeure généralement stable. [2].

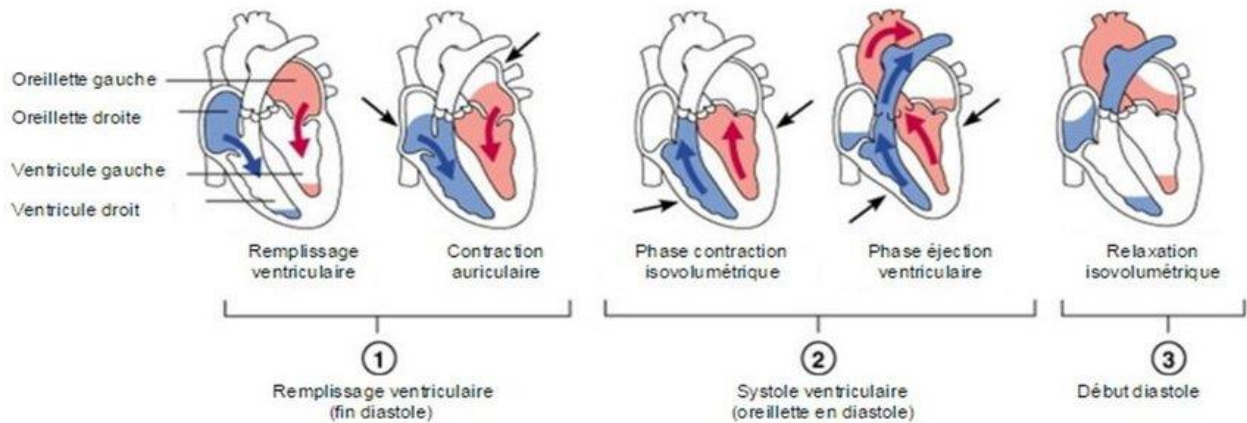


Figure I.4 : schéma des principales étapes du cycle cardiaque [2]

Le cycle cardiaque englobe une série d'étapes se déroulant durant chaque battement de cœur. Il débute par la diastole ventriculaire, moment où les ventricules se détendent et se remplissent de sang en provenance des oreillettes. Puis, vient la systole auriculaire, phase où les oreillettes se contractent pour envoyer le sang dans les ventricules. Ce processus est suivi de la systole ventriculaire, période durant laquelle les ventricules se contractent afin de propulser le sang dans les artères principales : l'aorte et l'artère pulmonaire. Enfin, une brève phase de relaxation de toutes les cavités cardiaques précède la prochaine diastole, permettant au cœur de se préparer pour un nouveau cycle. Cette séquence garantit une circulation sanguine constante et efficace à travers l'organisme et les poumons.

I.4. L'électrocardiographie

Depuis le premier appareil du début du siècle, l'électrocardiographe a évolué en adoptant au fur et à mesure les technologies d'actualité. Ainsi, le signal analogique entraînant une aiguille est devenue numérique, exploité par logiciel, et transmis sur papier par l'intermédiaire d'une imprimante.

I.4.1. Définition

Un électrocardiographe enregistre l'ECG d'un patient en mesurant de légères variations de tension électrique à la surface de la peau, reflétant l'activité électrique du cœur. Ces variations sont amplifiées, enregistrées et affichées graphiquement. Les professionnels de santé utilisent l'ECG pour analyser la fonction cardiaque, détecter des anomalies et surveiller l'évolution des conditions cardiaques du patient. [3]

I.4.2. Appareillage

Il existe actuellement des électrocardiographes modernes très avancés. Ils se présentent sous la forme d'appareils compacts intégrant de multiples fonctions. Ces appareils comprennent en effet un écran LCD, une dizaine de cordons, une imprimante, un logiciel d'analyse des résultats et la possibilité de stocker les enregistrements sur disques durs et sur disquettes ou de les transmettre via des lignes téléphoniques. Contrôle également les tests de résistance [3].

L'électrocardiographe est constitué en général de :

- Un ensemble d'électrodes destinées à être appliquées en contact direct du patient.
- Un système d'amplification des signaux issus des électrodes.
- Un appareil enregistreur.
- Un système d'enregistrement graphique [3].



Figure I.5 : Machine ECG [3]

I.4.3. Principe de fonctionnement

Les cellules vivantes peuvent être considérées comme des dipôles électriques car elles transfèrent des ions entre leurs parois cellulaires. Lorsqu'il n'y a pas de différence de potentiel au repos, elle est représentée par un vecteur de potentiel nul, comme le montre la figure 1.3.a. Après stimulation, la polarité de la paroi change, provoquant une différence de potentiel qui se propage dans toute la paroi, marquée par un vecteur positif (b), atteignant un maximum lorsque l'impulsion électrique atteint le milieu (c). La fin de la dépolarisation est marquée par un vecteur positif de faible amplitude. Une fois la cellule dépolarisée, le vecteur est nul (d). La repolarisation de la cellule est représentée par le vecteur négatif (e), qui comporte les

mêmes étapes que la première étape dans la direction opposée (f), comme le montre la figure (I.4) [3]

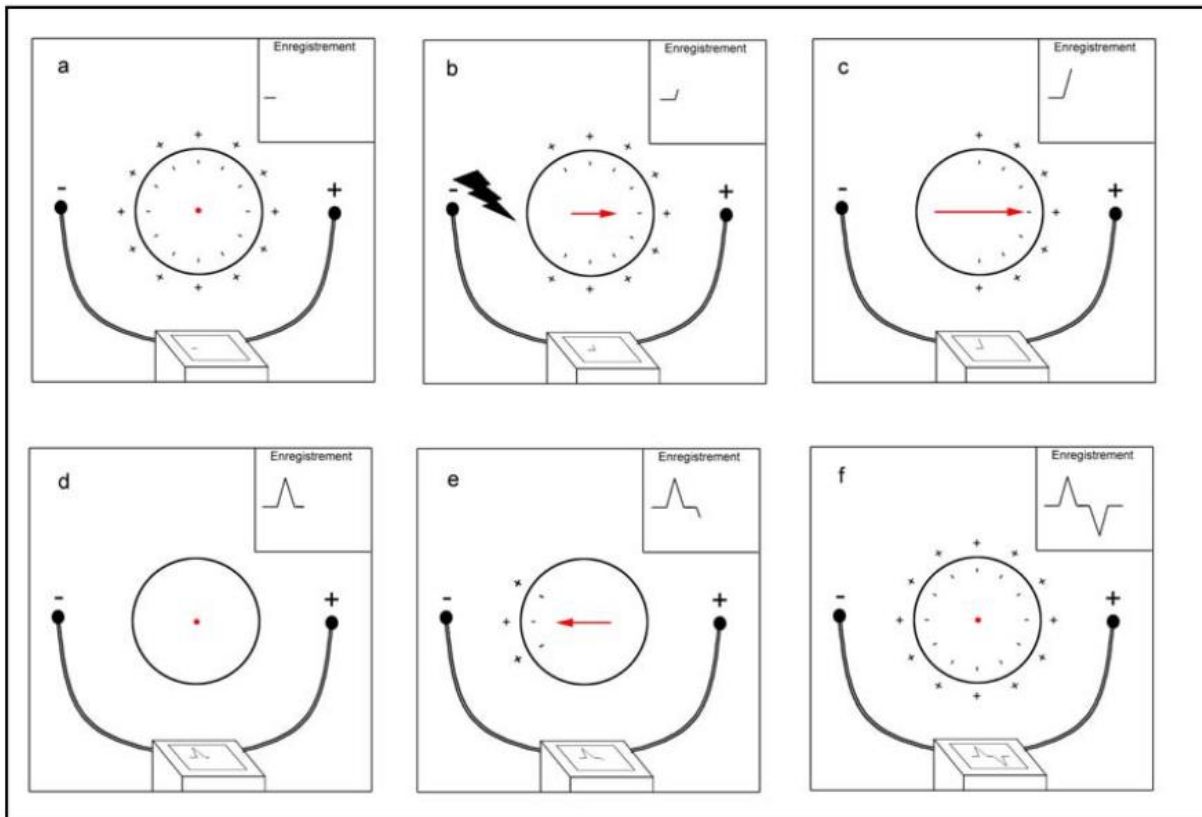


Figure I.6 : Principe de fonctionnement de l'ECG [3]

I.5. Electrocardiogramme

I.5.1. Définition

Un électrocardiogramme est l'activité électrique du cœur enregistrée sous forme de graphique ou de courbe par un appareil spécifique appelé électrocardiographe. La grandeur acquise par le capteur (signal d'entrée) est caractérisée par une très basse tension, mesurée en millivolts, avec une précision inférieure à 0,5 ms [4].

I.5.2. Les Ondes et les Intervalles de L'ECG

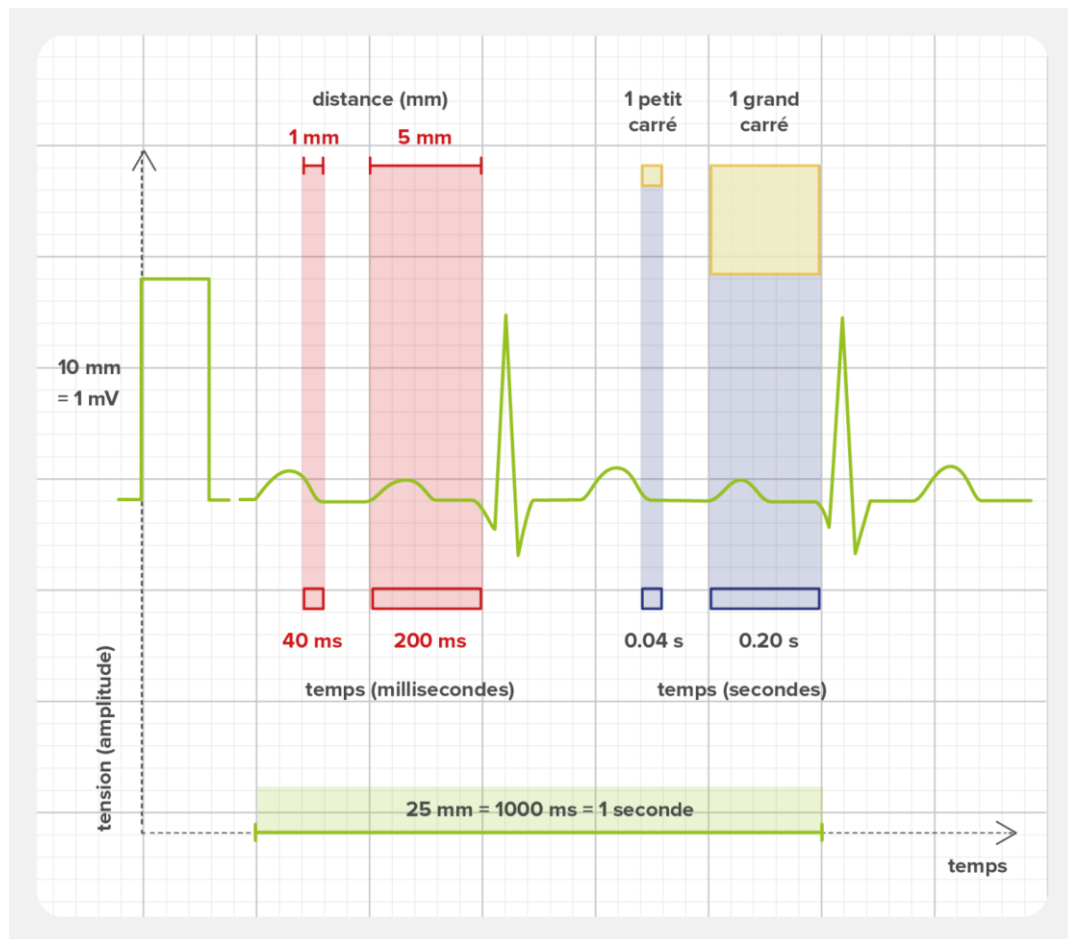


Figure I.7 : Différentes composantes du tracé ECG [12]

- L'onde P marque le début du signal ECG, représentant la simultanité de la dépolarisation et de la contraction des oreillettes gauche et droite, avec une durée variant entre 0,08 et 0,1 seconde.

- Le complexe QRS reflète la dépolarisation des ventricules et la repolarisation des oreillettes, sa forme variant selon la dérivation et les éventuelles pathologies. Sa durée normale est inférieure à 0,1 seconde.

- L'onde T symbolise la repolarisation et la relaxation des ventricules, avec une durée oscillant entre 0,2 et 0,25 seconde.

- Le segment PR, situé entre la fin de l'onde P et le début du complexe QRS, est normalement isoélectrique.

Chapitre I : Introduction à l'ECG

- Le segment ST représente le début de la repolarisation des ventricules, commençant normalement au niveau de la ligne isoélectrique après l'onde S et se terminant avec la courbure à l'amorce de l'onde T.

- L'intervalle PR est le laps de temps entre le début de l'onde P et le début du complexe QRS, reflétant la transmission de l'influx électrique des oreillettes aux ventricules, avec une durée de 0,12 à 0,20 seconde.

I.5.3. Technique d'électrocardiographie

I.5.3.a. Electrocardiogramme ambulatoire de Holter

Le dispositif d'enregistrement Holter, inventé par Holter en 1961, est principalement utilisé pour détecter les arythmies et les variations du segment ST-T sur une période de 24 heures. Il utilise des électrodes Ag/AgCl standard pour minimiser les interférences de l'interface peau-électrode, nécessitant une préparation cutanée. Les recommandations de l'American Heart Association (AHA) guident le choix des canaux d'enregistrement. Les enregistreurs peuvent être analogiques (bande) ou numériques.

Jusqu'à récemment, les systèmes numériques étaient limités en résolution en raison de l'utilisation d'algorithmes de compression numérique pour stocker les données sur des mémoires à semi-conducteurs de capacité limitée. Environ 80 Mo sont nécessaires pour stocker 24 heures de données sur trois canaux avec une résolution acceptable. Les avancées technologiques, comme la mémoire flash ou les microdisques, promettent de résoudre ce problème. L'électrocardiographie Holter est hautement efficace pour détecter les arythmies transitoires. [4].



Figure I.8 : Holter ECG [4]

I.5.3.b. ECG Standard à 12 Dérivations

L'ECG à 12 dérivations, la technique la plus fréquemment employée, repose sur l'utilisation de 10 électrodes positionnées sur les membres et le torse pour obtenir 12 angles de vue distincts de l'activité électrique cardiaque. Cette approche fournit une analyse approfondie du fonctionnement du cœur et permet de repérer une variété de pathologies cardiaques.

I.5.4. Chaîne d'acquisition de l'ECG par Micro-ordinateur

Le positionnement des électrodes d'acquisition HR-ECG évolue avec les capacités et les limites de l'outil de traitement. Actuellement, le système de dérivation recommandé, bien qu'empirique mais faisant partie du consensus international, recommande l'utilisation de trois dérivations pseudo-orthogonales positionnées selon le schéma ci-dessous [14] :

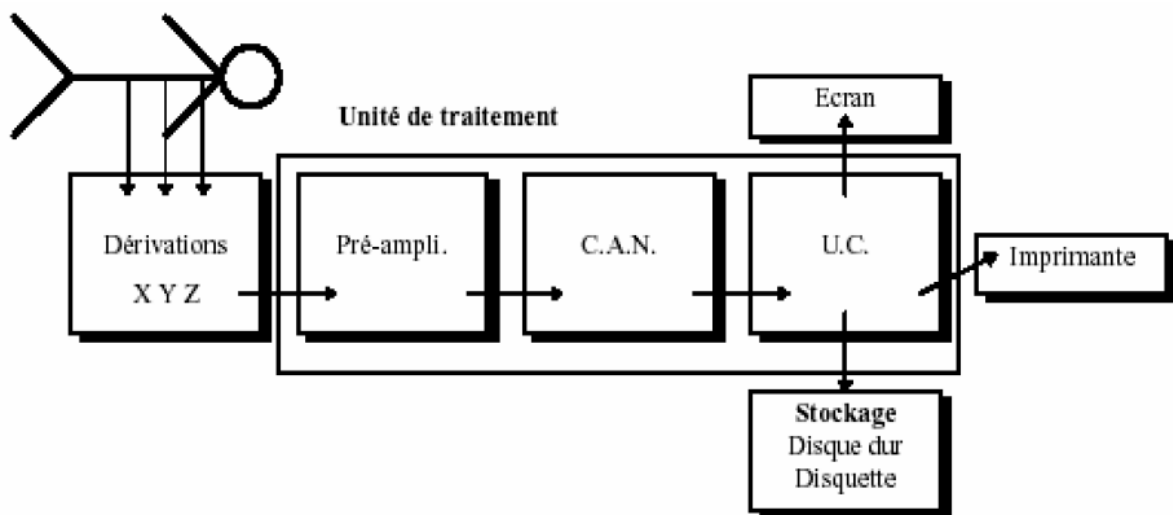


Figure I.9 : Synoptique de la chaîne d'acquisition d'un ECG-HR [5]

I.6. Système de dérivations électro cardiographiques

Une dérivation dans un électrocardiogramme est déterminée en mesurant la différence de potentiel entre deux points spécifiques où l'activité électrique du cœur est observée. Les équipements d'électrocardiographie peuvent enregistrer simultanément plusieurs de ces différences de potentiel, en fonction de l'emplacement et du nombre d'électrodes placées sur le corps. Ces électrodes sont positionnées de manière à couvrir l'ensemble du champ électrique généré par la contraction cardiaque.

Les dérivations périphériques, telles que les sondes de membres, permettent d'étudier l'activité électrique du cœur dans le plan frontal. Ces dérivations, bipolaires ou unipolaires, ont été identifiées respectivement par Einthoven en 1912 et Goldberger en 1942. Les dérivations bipolaires, telles que DI, DII et DIII, utilisent trois électrodes placées sur le bras droit, le bras gauche et la jambe gauche, formant un triangle connu sous le nom de triangle d'Einthoven. Chaque dérivation bipolaire mesure la différence de potentiel entre deux électrodes, avec chaque côté du triangle représentant une dérivation distincte.

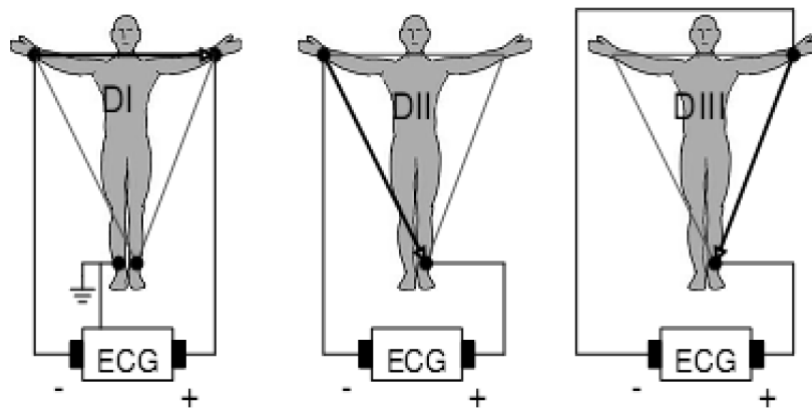


Figure I.10 : Montage d'Einthoven pour l'enregistrement des dérivations bipolaires des membres [6]

I.6.1. Les dérivations unipolaires

Wilson a introduit des sondes unipolaires dans son système d'électrocardiographie. Ces sondes, telles que VL, VR et VF, sont utilisées pour mesurer la différence de potentiel entre une électrode de recherche placée au sommet du triangle d'Einthoven et une borne centrale. Cette borne centrale, une électrode neutre ou d'indifférence, a un potentiel égal à la moyenne des potentiels aux trois sommets du triangle d'Einthoven. Par la suite, Goldberger a amélioré ce système en introduisant trois sondes unipolaires, désignées par aVL, aVR et aVF, qui amplifient le changement potentiel dans la dérivation de Wilson d'un facteur 1,5. La notation "a" fait référence à l'amplification de la dérivation précédente. [6]

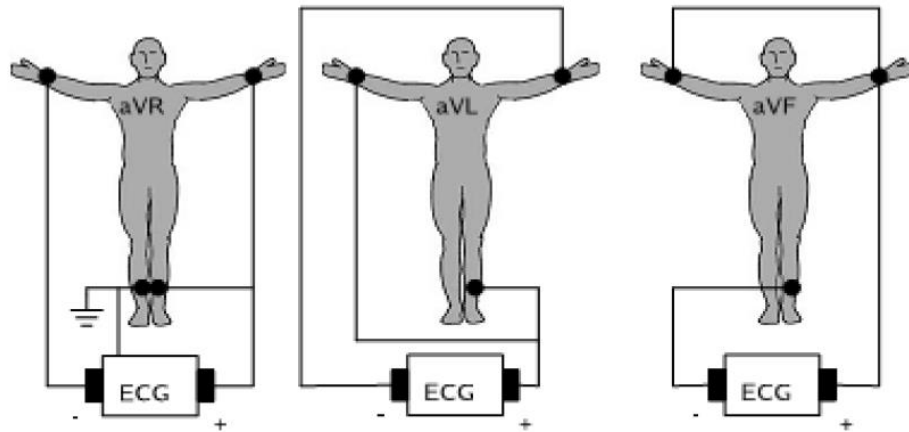


Figure I.11 : Montage de Goldberger pour l'enregistrement des dérivations unipolaires des membres [6]

I.6.2. Dérivations précordiales

Wilson a présenté les dérivations planes horizontales V1, V2, V3, V4, V5 et V6 pour enregistrer le potentiel électrique à proximité du cœur. Ces six dérivations sont localisées du côté gauche de la poitrine, comme le montre la figure 1.9(b). [6]

Les positions des électrodes précordiales :

Les électrodes de dérivation V1, V2, V3, V4, V5 et V6 sont positionnées à des emplacements spécifiques sur le thorax :

- V1 est placée au quatrième espace intercostal, sur le bord droit du sternum (ligne parasternale).
- V2 est également positionnée au quatrième espace intercostal, mais sur le bord gauche du sternum (ligne parasternale).
- V3 se trouve à mi-chemin entre V2 et V4.
- V4 est située au cinquième espace intercostal, sur la ligne médio-claviculaire gauche.
- V5 est placée à mi-distance entre V4 et V6, le long de la ligne axillaire antérieure.
- V6 est positionnée au même niveau horizontal que V4 et V5, sur la ligne axillaire moyenne.

Pour enregistrer les potentiels électriques, une électrode exploratoire (pôle positif) est disposée sur le thorax, tandis qu'une électrode de référence (pôle négatif) est connectée à la borne centrale de Wilson. L'électrode exploratrice est placée près des parois des ventricules droit et gauche, ce qui permet d'obtenir des dérivations plus rapprochées. [6].

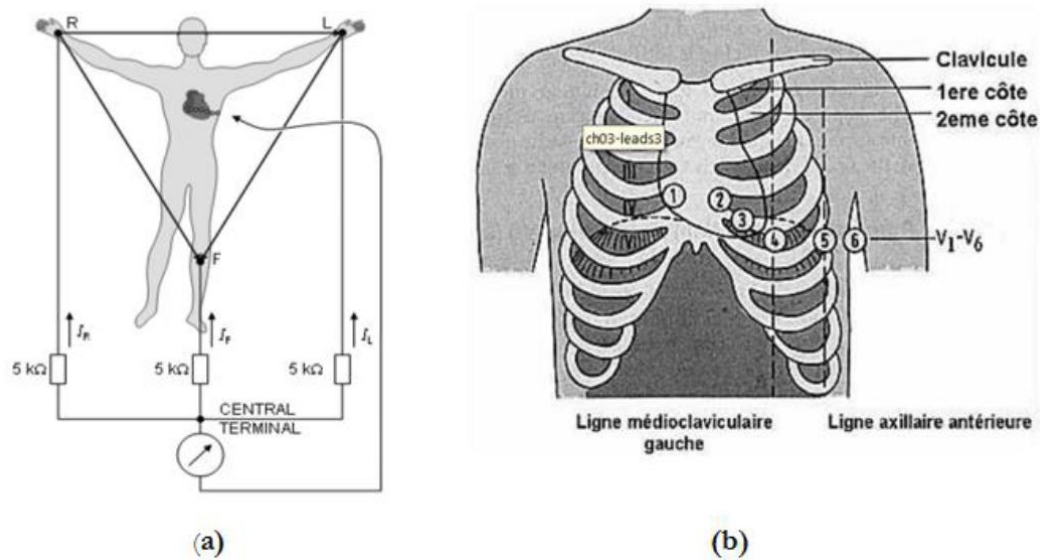


Figure I.12 : Montage de Wilson (a) et la position des électrodes précordiales (b).

[6]

I.7. Bruit et artefacts dans l'ECG

- Malheureusement, les électrocardiogrammes sont souvent perturbés par des bruits et des artefacts qui peuvent se trouver dans la même bande de fréquences que les signaux d'intérêt, et qui peuvent présenter des morphologies similaires à celles des tracés électrocardiographiques. Ces perturbations électrocardiographiques peuvent être classées comme suit :
- 1. Interférence de la ligne secteur : Ce bruit, se situant autour de $50 \pm 0,2$ Hz, provient du réseau électrique.
- 2. Bruit de contact de l'électrode : Il survient lorsqu'il y a une perte de contact entre l'électrode et la peau, entraînant des changements brusques dans le signal.
- 3. Artefacts de mouvement du patient sur l'électrode : Ces artefacts sont causés par le déplacement de l'électrode hors de sa position sur la peau, ce qui entraîne des fluctuations de l'impédance électrode-peau et peut modifier le tracé de l'ECG.
- 4. Bruit d'électromyographie : Ce bruit est généré par l'activité électrique des contractions musculaires.
- 5. Bruit électrochirurgical : Il est produit par d'autres équipements médicaux présents dans l'environnement de soins.

Chapitre I : Introduction à l'ECG

- 6. Bruit de quantification et aliasing.
- 7. Artefacts de traitement du signal.
- Ces sources de bruit et d'artefacts peuvent altérer la qualité des enregistrements électrocardiographiques, nécessitant souvent des techniques de filtrage ou de correction pour les supprimer ou les réduire. [7]

Quelques exemples d'artefacts sur l'ECG sont représentés à la figure (II.10). De plus, il a souligné que bien que chacun de ces contaminants puisse être réduit par l'utilisation appropriée du matériel et la configuration expérimentale, il est impossible de les éliminer complètement. Par conséquent, la détermination de la nature du bruit dans un ensemble de données spécifiques et le choix d'un algorithme approprié sont cruciaux. [7]

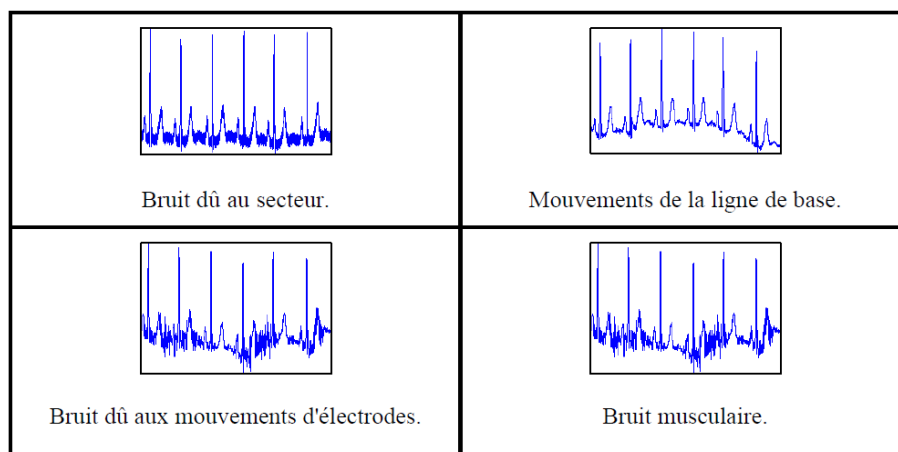


Figure I.13 : Artefacts visibles sur l'électrocardiogramme. [7]

I.8. Les Electrodes

Les électrodes sont des dispositifs utilisés pour recueillir les potentiels bioélectriques, tels que ceux produits par les cellules musculaires et nerveuses. Les électrodes utilisées en électrocardiographie sont principalement de type à contact direct. En tant que capteurs, elles transforment le flux ionique à travers un électrolyte corporel en un courant d'électrons, leur permettant ainsi de détecter et de mesurer le potentiel électrique. [8]

Les électrodes de surface, également connues sous le nom de capteurs, sont typiquement fabriquées à partir de matériaux métalliques tels que l'argent ou l'acier inoxydable, associés à un électrolyte contenant du chlorure d'argent. La qualité du signal électrocardiographique est généralement améliorée lorsque les électrodes sont placées plus près du cœur. Ainsi, les signaux obtenus à partir des électrodes positionnées sur le thorax d'un patient sont

Chapitre I : Introduction à l'ECG

généralement de meilleure qualité que ceux provenant des électrodes situées aux poignets et aux chevilles. [8]

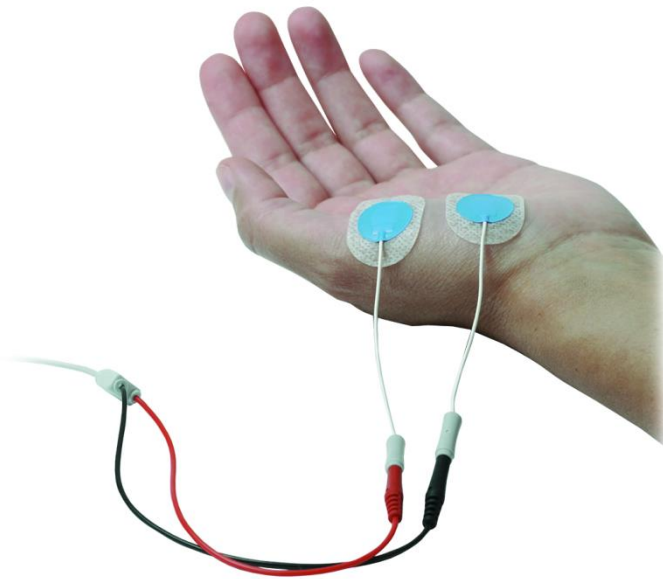


Figure I.14 : Electrodes bipotentielles [8]

- Différents types d'électrodes sont utilisés en électrocardiographie :
 1. Les électrodes polarisables fonctionnent comme des condensateurs, permettant le passage d'un courant et entraînant une augmentation continue de la tension (offset). Les électrodes métalliques en sont un exemple.
 2. Les électrodes non polarisables agissent comme des résistances lorsqu'un courant constant les traverse, produisant une tension (offset) constante.
- En ce qui concerne les formes d'électrodes utilisées pour obtenir le signal ECG :
 - Les électrodes à ventouse sont spécifiquement conçues pour enregistrer les dérivations thoraciques.
 - Les électrodes plates se fixent au corps à l'aide d'une bande élastique.
 - Les électrodes bipolaires de défibrillateur sont constituées de trois rondelles métalliques en cuivre, dont deux sont utilisées pour recueillir un potentiel différentiel au niveau des dérivations. [8]

Chapitre I : Introduction à l'ECG



Figure I.15 : différents types d'électrodes [8]

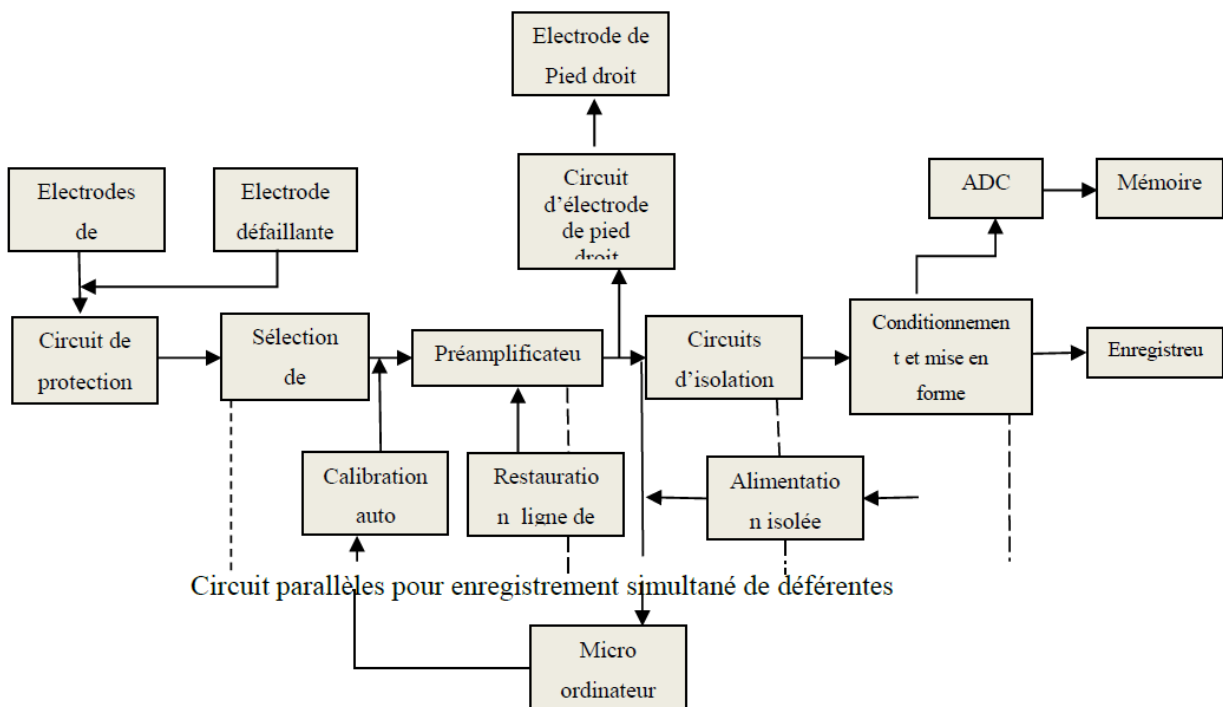


Figure I.16 : Schéma bloc d'un ECG. [8]

Conclusion

L'électrocardiogramme (ECG) est une représentation graphique de l'activité électrique du cœur au fil du temps. Il enregistre les impulsions électriques qui se propagent à travers le muscle cardiaque lors de chaque battement. Cette activité électrique est essentielle pour coordonner les contractions synchronisées des différentes parties du cœur, permettant ainsi un pompage efficace du sang dans tout le corps.

Un ECG typique est composé de plusieurs éléments distincts :

1. Ondes : Les principales ondes d'un ECG comprennent l'onde P, le complexe QRS et l'onde T. Chacune de ces ondes représente une phase spécifique du cycle cardiaque : la dépolarisation des oreillettes (onde P), la dépolarisation des ventricules (complexe QRS) et la repolarisation des ventricules (onde T).

2. Segments et intervalles : Les segments et les intervalles entre les ondes fournissent également des informations importantes sur la fonction cardiaque. Par exemple, le segment PR mesure le temps entre la dépolarisation des oreillettes et la dépolarisation des ventricules, tandis que l'intervalle QT représente le temps nécessaire à la dépolarisation et à la repolarisation complètes des ventricules.

L'analyse approfondie d'un ECG permet aux professionnels de la santé, notamment aux cardiologues et aux médecins généralistes, de détecter diverses anomalies cardiaques, telles que les arythmies (rythmes cardiaques irréguliers), les blocs de conduction (perturbations de la transmission de l'influx électrique) et les signes de maladies coronariennes (réduction du flux sanguin vers le cœur).

En utilisant l'ECG comme outil de diagnostic, les médecins peuvent évaluer la santé cardiaque d'un patient, surveiller les effets des médicaments, évaluer les interventions chirurgicales cardiaques et même prédire les risques de complications cardiaques futures.

En résumé, l'ECG est un pilier de la cardiologie moderne, fournissant des informations cruciales pour évaluer la fonction cardiaque, diagnostiquer les troubles cardiaques et guider la prise en charge clinique des patients souffrant de problèmes cardiaques.

Chapitre n° II :
Conception et
réalisation de l'ECG



Conception et réalisation de l'ECG

II. Introduction

Après avoir décrit les aspects anatomiques et physiologiques de l'électrocardiogramme (ECG), nous allons entreprendre sa réalisation pratique. Cette réalisation se déroulera en deux phases principales :

1. Conception et réalisation du circuit électronique :

- Cette première étape consiste à élaborer et assembler le circuit électronique nécessaire pour capter les signaux électriques produits par le cœur.

- Nous allons choisir les composants appropriés, tels que les électrodes, les amplificateurs de signal, les filtres et les convertisseurs analogique-numérique.

- Ensuite, nous procéderons à l'assemblage de ces composants sur une carte de circuit imprimé (PCB), en veillant à optimiser le design pour une capture de signal précise et sans interférences.

2. Développement de la partie informatique :

- La deuxième étape se concentre sur le traitement et l'analyse des données recueillies par le circuit électronique.

- Nous allons développer un logiciel capable de recevoir les données numériques du circuit, de les afficher en temps réel sous forme de tracé ECG et de les analyser pour détecter des anomalies cardiaques.

- Cette partie comprendra également l'implémentation d'algorithmes de filtrage et d'analyse pour améliorer la précision des données et fournir des diagnostics préliminaires.

Ces deux étapes, combinées, permettront de réaliser un ECG complet, capable de capturer, traiter et analyser les signaux cardiaques de manière efficace et précise.

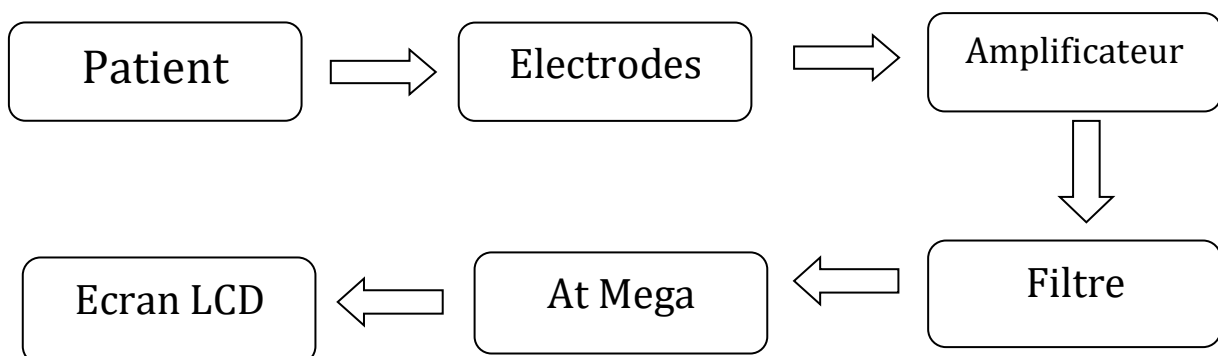


Schéma bloc ECG

Conception et réalisation de l'ECG

- a) Les **électrodes** captent les signaux électriques du patient.
- b) Ces signaux sont envoyés à un **amplificateur** pour augmenter leur amplitude.
- c) Les signaux amplifiés passent à travers un **filtre** pour éliminer les bruits et interférences non désirés.
- d) Le signal filtré est envoyé au **microcontrôleur ATmega**, qui convertit les signaux analogiques en numériques, traite et analyse les données.
- e) Les résultats des analyses sont affichés sur un **écran LCD**.

II.1 Partie électronique

II.1.1. Le circuit d'alimentation

II.1.1.1. Explication

Pour alimenter notre ECG, nous avons conçu un circuit d'alimentation de 5V sur Proteus. Ce circuit est composé des éléments suivants : un transformateur de 12V, un pont de diodes, un condensateur, une résistance et un régulateur de tension de 5V. Voici une explication détaillée de chaque composant et de son rôle dans le circuit :

1) Transformateur de 12V

- Le transformateur est utilisé pour abaisser la tension du secteur (généralement 220V ou 110V) à une tension plus gérable de 12V AC (courant alternatif). Cela permet de préparer la tension pour la conversion en tension continue (DC).

2) Pont de diodes :

- Le pont de diodes est composé de quatre diodes disposées en forme de pont. Il convertit la tension alternative (AC) fournie par le transformateur en une tension pulsée continue (DC). Ce processus est appelé redressement.

3) Condensateur (ou capacité) :

- Le condensateur sert à lisser la tension redressée par le pont de diodes. En stockant et en libérant de l'énergie, il réduit les ondulations dans la tension continue, produisant ainsi une tension plus stable et plus lisse.

4) Résistance :

- La résistance est souvent utilisée pour limiter le courant dans certaines parties du circuit, protégeant ainsi les composants sensibles et assurant un fonctionnement sûr et fiable du circuit global.

Conception et réalisation de l'ECG

5) Régulateur de tension de 5V :

- Le régulateur de tension abaisse et stabilise la tension continue lissée par le condensateur à une valeur constante de 5V. Cela est crucial pour l'ECG, qui nécessite une alimentation stable et précise pour fonctionner correctement.

I.1.1.2. Fonctionnement du Circuit

Le fonctionnement du circuit peut être décrit en étapes simples :

➤ Abaissement de la tension

- La tension secteur est d'abord abaissée à 12V AC par le transformateur.

➤ Conversion AC à DC

- Le pont de diodes convertit cette tension 12V AC en une tension continue pulsée (DC).

➤ Lissage de la tension:

- Le condensateur lisse la tension continue en réduisant les ondulations.

➤ Stabilisation de la tension

- Enfin, le régulateur de tension stabilise la tension continue lissée à 5V, fournissant ainsi une alimentation stable et fiable pour l'ECG.

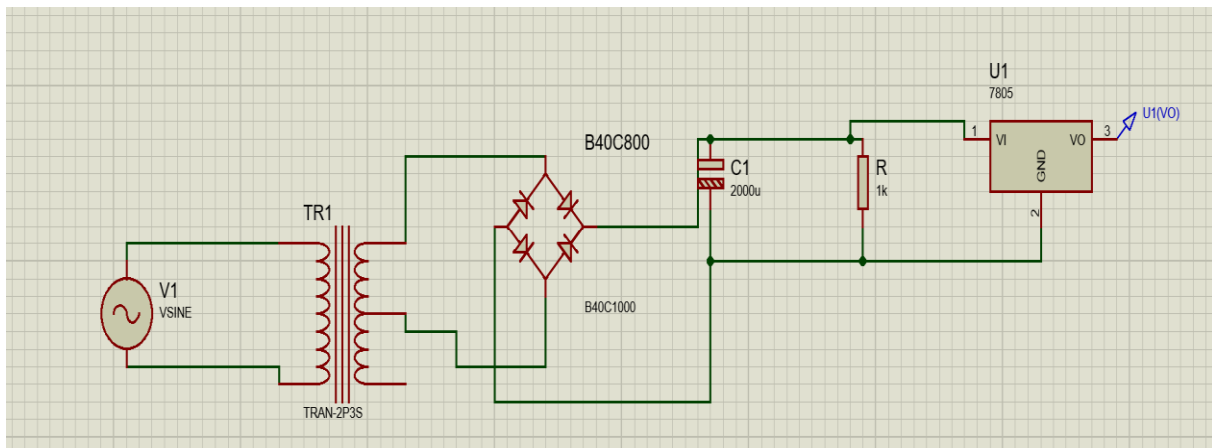


Figure II.1 : Circuit électronique de l'alimentation réalisé sur ISIS proteus

II.1.2. Le circuit de l'ECG

Pour réaliser un système ECG sur Proteus, nous avons conçu un circuit en utilisant plusieurs composants clés : un filtre réjecteur de 50 Hz, un microcontrôleur ATmega, des résistances, des condensateurs, un quartz et un écran LCD...

Conception et réalisation de l'ECG

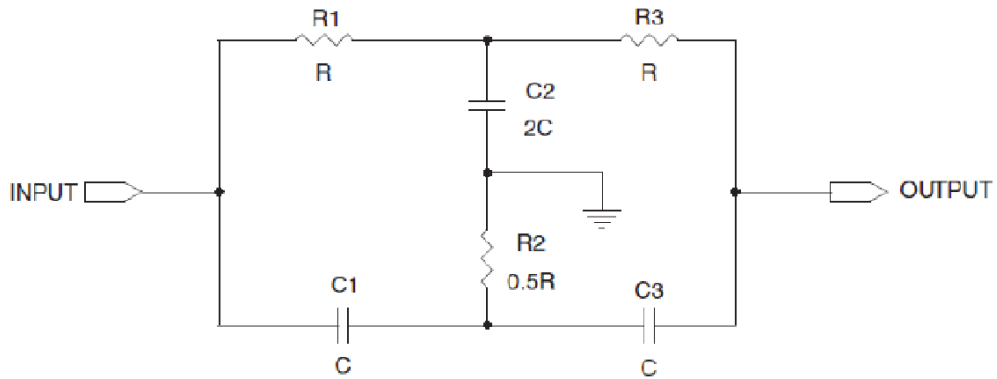


Figure II.3 : La structure du filtre Rejeteur [9].

- La fréquence de coupure de ce filtre est : $f_c = \frac{1}{2\pi RC}$
- On a choisie $C=1\mu F$ et $R=3.3K\Omega$.
- Donc on obtient une fréquence de coupure :

$$f_c = 1 / (2 * 3.14 * 3300 * 0,000001) = 48,25\text{Hz}$$

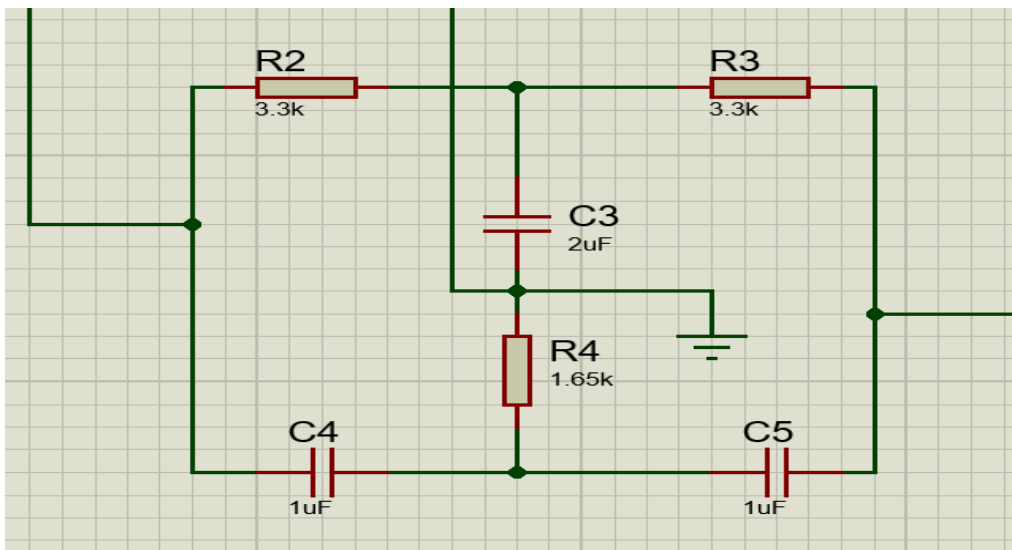


Figure II.4 : le circuit de filtre Rejeteur sur ISIS Proteus.

D'après la simulation de ce circuit, la réponse fréquentielle du filtre révèle clairement une fréquence de coupure à 50 Hz.

Conception et réalisation de l'ECG

4) Microcontrôleur ATmega 328p

➤ Définition

Un microcontrôleur est formé par un ensemble d'éléments, chacun ayant une fonction spécifique. Il est composé des mêmes éléments que ceux présents sur la carte mère d'un ordinateur. En d'autres termes, c'est un ordinateur condensé, sans écran, disque dur ni lecteur de disque, dans un espace très limité [9].

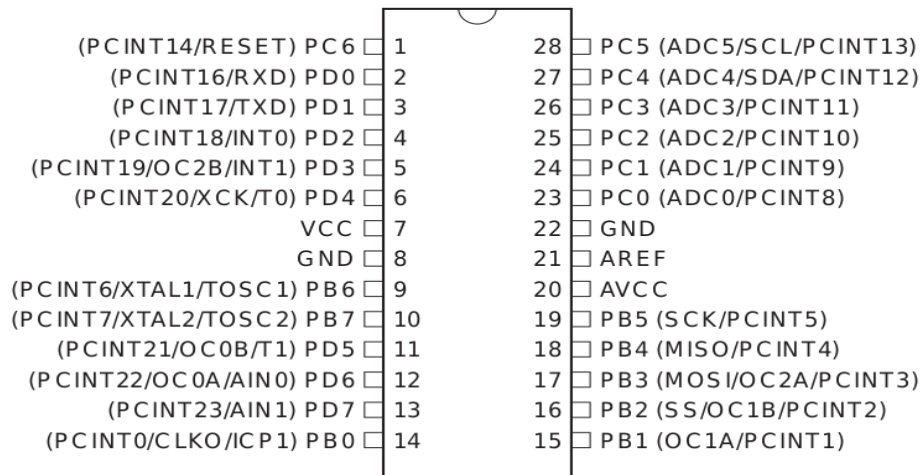


Figure II.5 : Brochage microcontrôleur ATmega 328 [9]

L'ATmega328/P présente les caractéristiques suivantes : une mémoire Flash intégrée de 32 Ko programmable avec des capacités de lecture et d'écriture, 1 Mo d'EEPROM, 2 Mo de mémoire SRAM, 23 lignes d'E/S à usage général, 32 registres polyvalents, un compteur temps réel (RTC), trois temporisateurs/compteurs flexibles avec modes de comparaison et PWM, 1 USART programmable en série, 1 interface série 2 fils orientée octet (I2C), un CAN 10 bits à 6 canaux, un temporisateur de chien de garde programmable avec oscillateur interne, un port série SPI et six modes d'économie d'énergie sélectionnables par logiciel [10]

➤ Les principales caractéristiques de l'ATMega328

Le microcontrôleur Atmega328 de Atmel dispose :

- De 14 broches numériques d'entrées /sorties, dont 6 peuvent être utilisés en sorties PWM (largeur d'impulsion modulée), supporte jusqu'à 40mA max, réparties selon l'ordre suivant : OC0A(PD6), OC0B(PD5), OC1A(PB1), OC1B(PB2), OC2A(PB3), OC2B(PD3) et 2(0 et 1) pour émission et réception série.

Conception et réalisation de l'ECG

- De 6 entrées analogiques (qui peuvent également être utilisées en broches entrées /sorties numériques), ces broches sont réparties sur trois ports : PortB, PortC, PortD (soit 23 broches E/S en tout).
- D'un courant max par broches E/S=40mA.
- D'un courant max sur 50mA à la sortie 3,3V.
- D'une mémoire Flash de 32KB dont 512B utilisée par le bootloader.
- D'une mémoire SRAM de 2KB.
- D'une mémoire EEPROM de 1KB [11].

Il intègre également trois compteurs : Timer0, Timer1 et Timer2. Timer0 et Timer2 sont des compteurs de 8 bits, tandis que Timer1 est un compteur de 16 bits. Chacun de ces compteurs peut générer deux signaux PWM.

Convertisseur analogique-numérique : l'ATmega328 est équipé d'un convertisseur analogique-numérique avec une résolution de 10 bits, accessible via 6 entrées multiplexées allant de ADC0 (PC0) à ADC5 (PC5).

Certaines broches peuvent être configurées pour remplir diverses fonctions grâce à la programmation :

Gestion du bus I2C : ce bus utilise les broches SDA (PC5) et SCL (PC4), ainsi que deux broches adjacentes à la broche AREF (dans la version R3).

Port série (USART) : transmission et réception en série via les broches TXD (PD1) et RXD (PD0).

Comparateur analogique : L'ATmega dispose d'un comparateur analogique intégré accessible via les broches AIN0 (PD6) et AIN1 (PD7), capable de générer une interruption lorsqu'il est activé.

WatchdogTimer programmable : L'ATmega intègre un compteur de surveillance programmable, appelé watchdog timer, qui peut générer des interruptions à la fin de son cycle de comptage et peut également être utilisé comme un compteur ordinaire.

Gestion d'interruptions (24 sources possibles) : en résumé

- Interruptions associées aux entrées INT0 (PD2) et INT1 (PD3).
- Interruptions déclenchées par les changements d'état des broches PCINT0 à PCINT23.
- Interruptions provenant des timers 0, 1, 2, avec diverses sources configurables.
- Interruption liée au comparateur analogique.
- Interruption à la fin de la conversion ADC.

Conception et réalisation de l'ECG

- Interruptions du port série USART.
- Interruption liée au bus I2C [11].

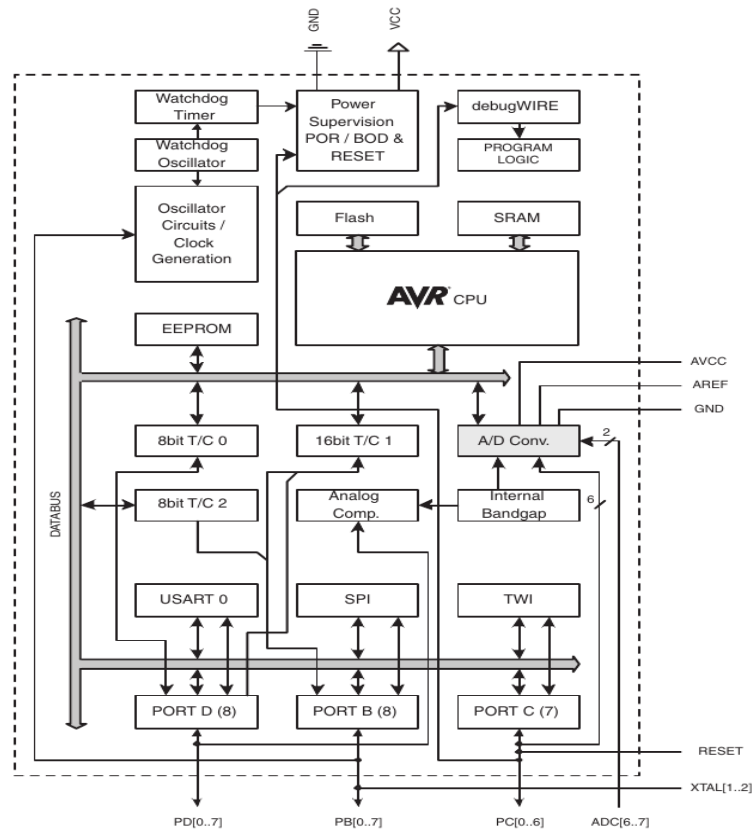


Figure II.6 : Architecture interne générale de l'ATmega 328 [11]

II.1.3. Circuit d'horloge

II.1.3.1. Définition

Le circuit d'horloge est responsable de synchroniser et de contrôler le timing de différentes opérations électroniques qui se produisent lors de l'acquisition et du traitement du signal ECG. Ce circuit assure que les différentes parties du système fonctionnent en harmonie et au bon moment pour garantir une acquisition précise du signal cardiaque [10]

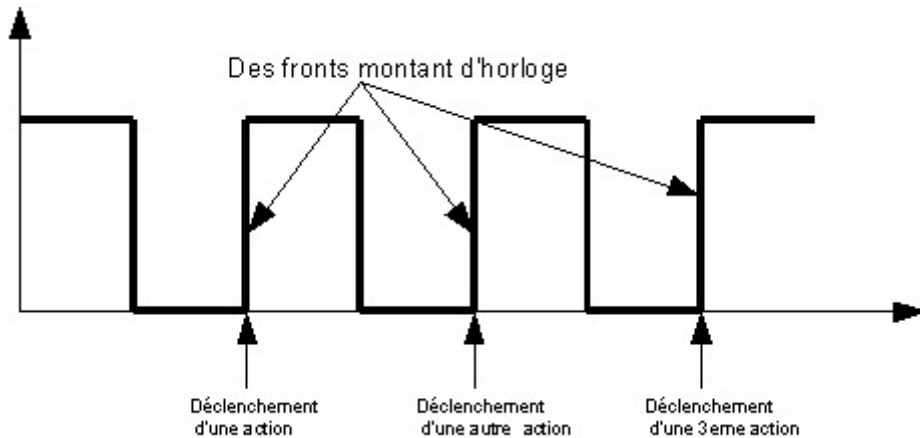


Figure II.7 : Signal d'horloge [10]

II.1.3.2. Circuit d'horloge avec le microcontrôleur ATmega 328p

Un quartz est un dispositif électronique essentiel agissant en tant qu'oscillateur dans les microcontrôleurs tels que l'ATmega328P, garantissant une synchronisation précise des opérations du circuit. Quant à la résistance, elle est employée pour ajuster la fréquence de cet oscillateur à quartz. L'utilisation judicieuse d'un quartz avec une résistance adéquate assure un fonctionnement stable et précis du microcontrôleur ATmega328P en lui procurant une horloge précise pour coordonner ses fonctions [11].

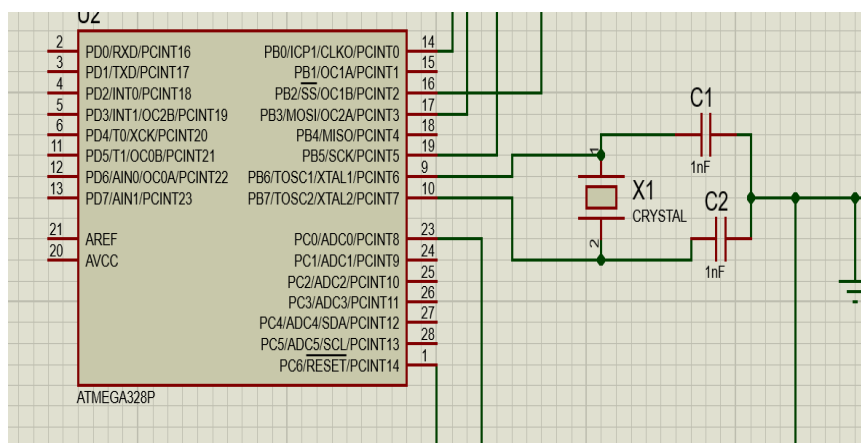


Figure II.8 : Exemple de circuit d'horloge

Pour les microcontrôleurs 12F629 et 12F675, les broches appropriées pour la fonction d'horloge sont les broches 2 et 3. Cependant, il est intéressant de noter que, pour le 12F675, la broche OSC2 possède une fonctionnalité supplémentaire en tant qu'entrée analogique AN3, ce

Conception et réalisation de l'ECG

qui n'est pas le cas pour le 12F629, qui ne dispose pas de convertisseur analogique-numérique. Il est donc possible que des vérifications supplémentaires soient nécessaires pour le 12F675. Pour les autres microcontrôleurs mentionnés, l'identification des broches d'horloge est également rapide : ce sont les broches 16 et 15 pour le 16F628A, et les broches 9 et 10 pour le 18F2420. Cela permet de conclure cette étape de repérage [11].

II.1.4. Le module AD8232

L'AD8232 est une petite puce dédiée à la mesure de l'activité électrique cardiaque, capable de générer un (ECG) pour visualiser cette activité. Ce capteur ECG capte les signaux générés par les battements du cœur, lesquels résultent de la transmission de signaux électriques le long de voies spécifiques à l'intérieur du cœur. Ces signaux électriques peuvent être détectés par des électrodes positionnées sur la peau, généralement sur le thorax, les bras et les jambes.

Pour notre montage avec une carte Arduino, nous allons connecter cinq des neuf broches disponibles sur l'AD8232. Les broches nécessaires sont nommées GND, 3.3v, OUTPUT, LO- et LO+. Pour garantir la sécurité du patient, il est préférable d'alimenter le module avec une batterie plutôt qu'une source d'alimentation reliée au secteur [13].

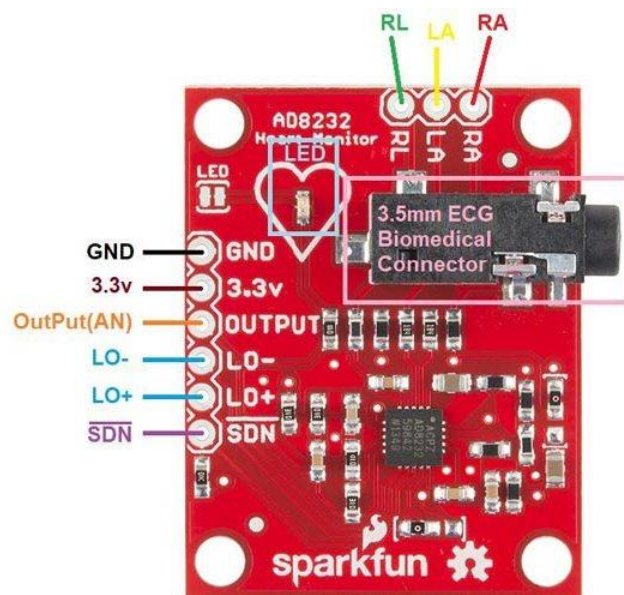


Figure II.9: Module ECG AD8232 [13]

II.1.4.1. Caractéristiques techniques

- Tension d'alimentation: 3.3 V à 5V
- Taux de rejet en mode commun: 170 mA
- Bruit: 80dB à 60Hz
- Gain de signal élevé: 100
- Potentiel de demi-cellule: ± 300 mV [13]

II.1.4.2. Vue D'ensemble De L'architecture De L'AD8232

L'AD8232 est un module intégré conçu pour le conditionnement des signaux biopotentiels cardiaques, optimisé pour la surveillance de l'activité cardiaque. Il permet de traiter les signaux biopotentiels cardiaques pour surveiller la fréquence cardiaque. Ce module comprend un amplificateur d'instrumentation (IA), un amplificateur opérationnel (A1), un amplificateur de contrôle de la jambe droite (A2) et un amplificateur de référence de puissance moyenne (A3). De plus, l'AD8232 est équipé d'un circuit de détection des fils et d'un mécanisme permettant de restituer rapidement le signal après la reconnexion des fils.

L'AD8232 contient un amplificateur.

L'AD8232 intègre un amplificateur d'instrumentation spécialisé qui permet d'amplifier le signal ECG.

L'AD8232 est équipé d'un amplificateur d'instrumentation spécifique qui renforce le signal ECG et neutralise le potentiel de demi-cellule de l'électrode.

L'AD8232 est conçu pour augmenter le signal ECG tout en éliminant simultanément le potentiel de demi-cellule de l'électrode.

Cela est rendu possible par un amplificateur particulier qui diminue à la fois la taille et la consommation d'énergie par rapport aux architectures traditionnelles [13].

Conception et réalisation de l'ECG

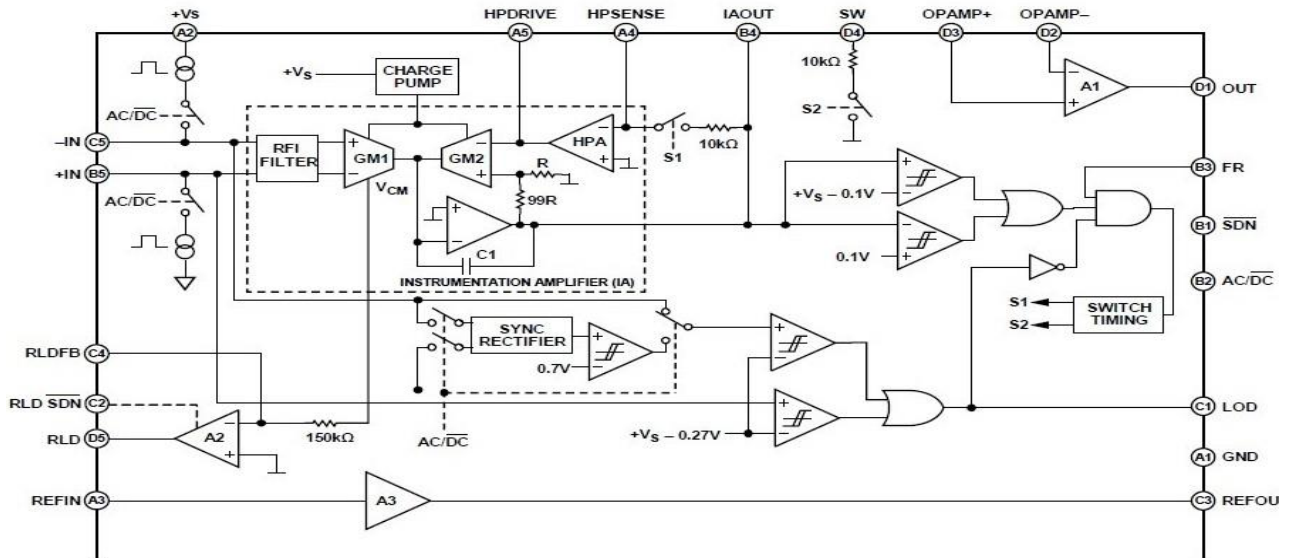


Figure II.10 : Représentation schématique simplifiée de l'AD8232 [13].

II.1.5. Afficheur graphique LCD ST 7920

II.1.5.1. Définition

L'écran graphique LCD ST7920, équipé du contrôleur du même nom, marie parfaitement la forme et la fonction pour présenter des graphiques et du texte avec netteté. Ce contrôleur prisé assure une qualité d'affichage exceptionnelle, permettant une représentation graphique détaillée et une lisibilité accrue des informations sur l'écran LCD [12].

II.1.5.2. Description générale

- **Afficheur LCD** : est une interface visuelle qui tire parti de la technologie des cristaux liquides pour rendre les données visibles.
- **Contrôleur ST7920** : est une puce dédiée, élaborée pour orchestrer les performances des écrans LCD graphiques. Il assure la liaison avec un microcontrôleur et supervise la disposition des pixels à l'écran, garantissant ainsi une gestion fluide des données visuelles [12].



Figure II.11 : Afficheur LCD ST7920 [12]

II.1.5.3. Les caractéristiques techniques

L'afficheur LCD ST7920 est un écran graphique qui possède plusieurs caractéristiques techniques intéressantes :

- Résolution : 128x64 pixels
- Contraste réglable pour une meilleure lisibilité
- Compatible avec différents microcontrôleurs
- Possibilité d'afficher des graphiques à points et des caractères alphanumériques
- Contrôleur : ST7920
- Interface : parallèle ou série
- Tension de fonctionnement : 5V
- Couleurs : monochrome
- Modes d'affichage : texte et graphique
- Mémoire intégrée pour le stockage des données d'affichage [12]

Ces caractéristiques font du ST7920 un choix populaire pour les applications nécessitant un affichage graphique de qualité.

Conception et réalisation de l'ECG

II.2. Partie numérique

II.2.1 Introduction

Notre programme Arduino est conçu pour afficher des lignes et tracer des données ECG sur un écran à l'aide de la bibliothèque U8g2, qui est utilisée pour gérer des écrans graphiques monochromes. Le programme lit les données ECG à partir d'un capteur connecté à l'entrée analogique A0, puis affiche ces données sous forme de pixels sur l'écran. De plus, il dessine des lignes fixes pour aider à visualiser les données.

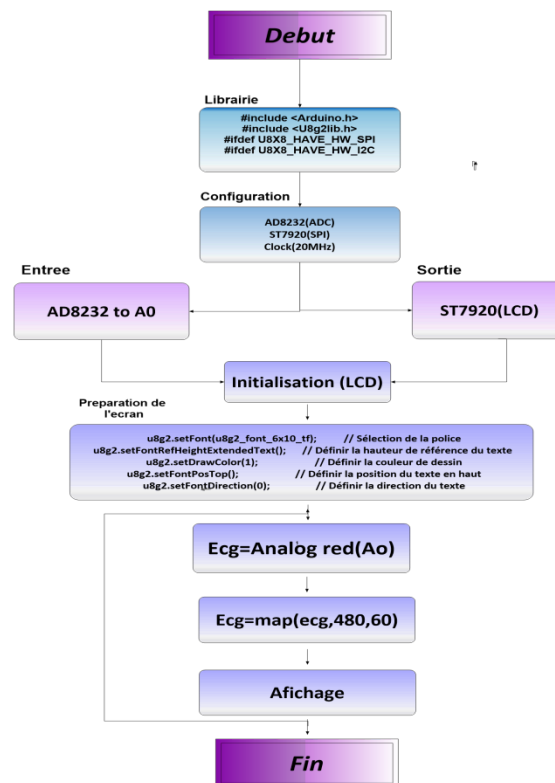


Figure II.12 : L'organigramme de l'algorithme réaliser sur l'ECG

Structure du Programme

Le programme se compose de plusieurs sections clés :

1. Déclaration des Fonctions et Variables

- ✓ **u8g2_line(uint8_t a)** : Cette fonction dessine deux lignes sur l'écran. Une ligne horizontale au milieu ($y = 32$) et une ligne verticale au centre ($x = 64$). Les lignes sont statiques et ne dépendent pas du paramètre `a`.
- ✓ **draw_state** : Variable utilisée pour gérer l'état de dessin.

2. Fonctions de Dessin

draw(void) : Cette fonction prépare l'écran (en appelant `u8g2_prepare()`, fonction non définie ici mais généralement utilisée pour configurer l'écran) et appelle `u8g2_line` pour dessiner les lignes.

3. Fonctions de Configuration et de Boucle Principale

- ✓ **setup(void)** : Initialise la communication série à 9600 bauds et initialise l'écran en appelant `u8g2.begin()`.
- ✓ **loop(void)** :
 - **Efface le buffer de l'écran** avec `u8g2.clearBuffer()`.
 - **Appelle la fonction draw()** pour dessiner les lignes.
 - **Envoie le buffer à l'écran** avec `u8g2.sendBuffer()`.
 - **Lit les données ECG** :
 - Utilise `analogRead(A0)` pour lire une valeur analogique du capteur ECG.
 - Mappe cette valeur dans une nouvelle plage (20 à 64) avec `map(ecg, 480, 700, 20, 64)`.
 - Affiche cette valeur sur le moniteur série avec `Serial.println(ecg)`.
 - Dessine un pixel à la position (`i`, `ecg`) avec `u8g2.drawPixel(i, ecg)`.
 - Envoie le buffer à l'écran avec `u8g2.sendBuffer()` à chaque itération.
 - **Met à jour draw_state** pour gérer l'état du dessin.
 - **Ajoute un délai de 400 ms** avec `delay(400)`.

II.2.2. Déclarations des Entrées et Sorties pour la Bibliothèque U8g2lib

Pour utiliser la bibliothèque U8g2lib avec un écran LCD ST7920 de 128x64 pixels sur une carte Arduino, il est essentiel de configurer correctement les connexions matérielles et de déclarer les interfaces nécessaires. Voici une explication détaillée et unique des déclarations d'entrée et de sortie requises pour établir cette connexion.

Inclusions des Bibliothèques

```
#include <Arduino.h>
#include <U8g2lib.h>
#ifdef U8X8_HAVE_HW_SPI
#include <SPI.h>
#else
#include <Wire.h>
#endif
```

Ces lignes importent les bibliothèques essentielles d'Arduino et la U8g2lib, indispensables pour la gestion de l'écran LCD. Les directives conditionnelles `#ifdef` examinent la présence des bibliothèques SPI et I2C, pour évaluer leur potentiel usage matériel.

Initialisation de l'Objet U8G2

```
U8G2_ST7920_128X64_F_SW_SPI u8g2(U8G2_R0, /* clock=*/ 13, /* data=*/ 11, /* CS=*/
10, /* reset=*/ 8);
```

Cette ligne instancie la classe `U8G2_ST7920_128X64_F_SW_SPI`, configurée pour fonctionner avec une interface SPI logicielle. Voici une explication détaillée des paramètres fournis au constructeur de l'objet `u8g2` :

- U8G2_R0 : Cette constante spécifie l'orientation de l'affichage, où `U8G2_R0` indique une orientation standard, sans aucune rotation.
- clock = 13 : Ce paramètre désigne le numéro de la broche Arduino dédiée au signal d'horloge pour la communication SPI.
- data = 11 : Ce paramètre désigne la broche pour la transmission des données SPI.

Conception et réalisation de l'ECG

- CS = 10 : La broche CS (Chip Select) est utilisée pour désigner l'écran LCD lors des échanges en SPI.
- reset = 8 : Cette broche est utilisée pour réinitialiser l'écran LCD.

Initialisation de l'Affichage

cpp

Copier le code

```
void setup(void) {  
  Serial.begin(9600);  
  u8g2.begin();  
}
```

Dans la fonction setup, la communication série est amorcée à une cadence de 9600 bauds, afin de faciliter le débogage et l'affichage des données sur le moniteur série. Ensuite, l'appel à `u8g2.begin()` initialise la liaison avec l'écran LCD en employant les paramètres établis antérieurement.

Utilisation dans la Boucle Principale

```
void loop(void) {  
  u8g2.clearBuffer();  
  draw();  
  u8g2.sendBuffer();  
  for (i = 0; i < 128; i++) {  
    ecg = analogRead(A0);  
    ecg = map(ecg, 480, 700, 20, 64);  
    Serial.println(ecg);  
    u8g2.drawPixel(i, ecg);  
  }  
  u8g2.sendBuffer();  
  delay(400);  
}
```

Dans la fonction loop, l'écran est d'abord nettoyé avec `u8g2.clearBuffer()`, puis la fonction `draw()` est invoquée pour tracer des éléments graphiques fixes tels que des lignes de

référence. `u8g2.sendBuffer()` transmet le contenu du tampon à l'écran, actualisant ainsi l'affichage. Ensuite, une boucle `for` lit les valeurs analogiques de la broche A0, les convertit dans une plage de valeurs appropriée pour l'affichage, et dessine les points correspondants sur l'écran. La fonction `u8g2.sendBuffer()` est de nouveau appelée pour mettre à jour l'écran avec les nouveaux points, suivie d'une pause de 400 ms.

Ce paramétrage autorise la lecture, la conversion et l'affichage en temps réel des données d'un signal ECG analogique sur un écran LCD, tirant parti des fonctionnalités fiables de la bibliothèque `U8g2lib`.

II.2.3. configuration de l'afficheur ST7920

L'écran LCD graphique ST7920, avec une résolution de 128x64, est fréquemment intégré dans des projets utilisant Arduino. Pour configurer cet écran en utilisant la bibliothèque `U8g2` sur un Arduino, voici les étapes à suivre [14].

- Voici les étapes de configuration

II.2.3.1. Installation de la bibliothèque `U8g2`

L'intégration de la bibliothèque `U8g2` est essentielle pour piloter les écrans graphiques, notamment le modèle ST7920, en utilisant une carte Arduino. Suivez ce guide complet pour installer cette bibliothèque :

➤ Ouvrir l'IDE Arduino

- L'IDE Arduino est la plateforme de développement où vous allez concevoir et transférer votre code vers la carte Arduino.

➤ Accéder au gestionnaire de bibliothèques

- Accédez au menu "Sketch", choisissez l'option "Inclure une bibliothèque", puis cliquez sur "Gérer les bibliothèques...".
- Cela lance le Gestionnaire de bibliothèques, une interface intégrée à l'IDE Arduino qui facilite la recherche et l'installation de bibliothèques.

➤ Rechercher la bibliothèque `U8g2`

- Dans la barre de recherche située en haut à droite de la fenêtre du Gestionnaire de bibliothèques, saisissez "`U8g2`".
- L'outil de recherche filtrera et présentera les bibliothèques correspondantes.

➤ Sélectionner et installer `U8g2`

- Dans les résultats de recherche, trouvez "`U8g2` by olikraus".
- Cliquez sur cette bibliothèque pour afficher plus de détails et une option d'installation.

Conception et réalisation de l'ECG

- Appuyez sur le bouton "Installer". L'IDE télécharge et installe automatiquement la bibliothèque.

➤ Vérification de l'installation

- Une fois l'installation achevée, un message vous confirmera que la bibliothèque a été installée avec succès.
- Pour confirmer l'installation, ouvrez "Fichier" > "Exemples" et cherchez un dossier nommé "U8g2". Ce dossier comprendra des exemples de code que vous pouvez utiliser pour tester la bibliothèque.

➤ Inclusion de la bibliothèque dans votre projet

- Pour intégrer la bibliothèque dans votre sketch Arduino, insérez la ligne suivante en tête du code :

```
#include <U8g2lib.h>
```

- Ceci donne à votre projet la capacité d'utiliser les fonctions et les classes définies dans la bibliothèque U8g2.

➤ Configuration initiale de l'écran

- La configuration varie selon le mode de communication (SPI, I2C) et le modèle d'écran spécifique. Pour un écran ST7920 utilisant une interface SPI, voici un exemple d'initialisation :

```
U8G2_ST7920_128X64_F_4W_HW_SPI u8g2(U8G2_R0, /* CS=*/ 10, /*  
RESET=*/ 8);
```

- Substituez les numéros de broches par ceux que vous avez utilisés pour relier l'écran à l'Arduino.

➤ Tester l'installation

- Utilisez l'un des exemples inclus avec la bibliothèque pour vérifier la connexion et le fonctionnement. Par exemple, essayez l'exemple "Hello World" pour afficher un texte simple sur l'écran.

En suivant ces instructions, vous aurez installé et configuré la bibliothèque U8g2, permettant ainsi de piloter l'afficheur ST7920 avec votre Arduino. Cette bibliothèque offre une interface complète pour créer des graphiques, afficher du texte et gérer différents types d'écrans graphiques [14].

II.2.3.2. Câblage de l'afficheur ST7920

L'interconnexion de l'afficheur ST7920 avec un Arduino est crucial pour établir une communication efficace entre ces deux composants. Voici un guide détaillé pour cette procédure :

➤ **Composants nécessaires**

- **Afficheur ST7920 128x64** : C'est l'écran LCD graphique que vous souhaitez utiliser.
- **Arduino** : N'importe quel modèle d'Arduino, comme Uno, Mega, Nano, etc.
- **Fils de connexion** : Pour relier physiquement l'Arduino à l'afficheur.
- **Résistances (si nécessaire)** : Pour des résistances de pull-up ou de limitation de courant, selon la configuration spécifique.

➤ **Identification des broches sur l'afficheur ST7920**

- Avant de procéder au câblage, localisez les broches essentielles de l'afficheur ST7920. Ces broches incluent généralement celles pour l'alimentation, la communication (SPI ou parallèle), le contraste, ainsi que potentiellement le réinitialisation (RESET) et la sélection du mode d'opération.

➤ **Configuration des connexions**

- **Alimentation** : Connectez les broches d'alimentation de l'afficheur ST7920 aux broches correspondantes de l'Arduino ou à une source d'alimentation externe compatible, telles que VCC (+5V ou +3.3V) et GND.
- **Communication (SPI ou parallèle) :**
 - SPI (Serial Peripheral Interface)** : Pour une utilisation en SPI, vous devrez utiliser les broches dédiées à SCLK (horloge), MOSI (ligne de données), CS (sélection du périphérique) et éventuellement RESET (réinitialisation).
 - Parallèle (8 bits)** : Pour une connexion parallèle, reliez directement les broches de données (D0 à D7) ainsi que les broches de contrôle (telles que E pour l'horloge et RS pour la sélection du registre) à l'Arduino.
- **Contrôle du contraste** : Certains modèles de l'afficheur ST7920 peuvent exiger l'utilisation d'une broche spécifique pour régler le contraste de l'écran. Habituellement, cette broche est désignée par VO.
- **Autres connexions** : Assurez-vous de connecter toutes les broches requises en fonction des spécifications de votre modèle ST7920. Référez-vous au schéma

Conception et réalisation de l'ECG

de brochage fourni dans la documentation du fabricant pour obtenir des détails précis.

➤ Configuration des broches de l'Arduino

- Après avoir identifié les broches requises sur l'afficheur ST7920, déterminez quelles broches de l'Arduino utiliser pour chaque fonctionnalité. Par exemple, pour une connexion SPI, utilisez les broches SPI dédiées de l'Arduino (telles que 10 pour CS, 11 pour MOSI, 13 pour SCLK).

➤ Vérification et test

- Avant de finaliser les connexions de façon permanente, inspectez méticuleusement chaque connexion pour garantir sa précision et sa robustesse.
- Téléversez un exemple de code de test (tel que ceux inclus avec la bibliothèque U8g2) pour vérifier que l'afficheur répond correctement aux commandes de l'Arduino.

➤ Finalisation

- Une fois que le câblage a été testé et validé, vous pouvez renforcer les connexions avec des connecteurs, des pinces ou des soudures si nécessaire, en fonction du niveau de robustesse et de solidité requis pour l'installation.

En suivant ces instructions, vous devriez pouvoir réaliser le câblage correct de l'afficheur ST7920 à votre Arduino, vous préparant ainsi à la programmation et à l'affichage de graphiques et de textes sur votre écran LCD [15].

II.2.4. Filtre numérique smoothing

Un filtre numérique de lissage utilisé avec Arduino est une méthode visant à atténuer le bruit ou les variations indésirables présentes dans un signal analogique mesuré par l'Arduino. Voici une explication approfondie de ce principe [15] :

II.2.4.1. Fonctionnement du filtre numérique de lissage

➤ Signal analogique et bruit

- Lorsque vous effectuez la mesure d'un signal analogique à l'aide d'un capteur connecté à l'Arduino (tel qu'un capteur de température, de lumière, etc.), ce signal peut être perturbé par du bruit causé par des interférences électromagnétiques, des fluctuations de tension, ou d'autres sources.

➤ Échantillonnage et lissage

- Arduino effectue des échantillonnages réguliers du signal analogique à des intervalles prédéfinis (déterminés par la fréquence de lecture ou la période d'échantillonnage spécifiée dans votre programme).
- Pour atténuer les variations de ce signal, un filtre numérique est appliqué aux valeurs échantillonnées afin de calculer une moyenne ou une pondération qui rend le signal plus stable et moins sensible aux fluctuations rapides.

➤ Techniques de lissage

- **Moyenne simple** : Une approche simple implique de calculer la moyenne des dernières N valeurs échantillonnées. Par exemple, si vous effectuez une lecture du capteur toutes les 100 ms et que vous souhaitez lisser sur 10 lectures, vous calculerez la moyenne des 10 dernières valeurs obtenues.
- **Moyenne pondérée** : Chaque nouvelle valeur échantillonnée peut être attribuée d'un poids relatif en fonction de son importance par rapport aux valeurs précédentes. Cette méthode permet de donner davantage d'importance aux valeurs les plus récentes par rapport aux valeurs plus anciennes, si nécessaire.
- **Filtre passe-bas (Low-pass filter)** : Ce filtre numérique permet d'atténuer les variations à haute fréquence du signal tout en laissant passer les basses fréquences. Il est particulièrement efficace lorsque le signal mesuré évolue lentement par rapport aux fluctuations rapides [15].

➤ Implémentation sur Arduino

- Voici un exemple simple d'implémentation d'un filtre de lissage par moyenne simple sur Arduino :

```
const int pinCapteur = A0; // Pin où est connecté le capteur analogique
const int nbLectures = 10; // Nombre de lectures à moyenne
```

```
int valeursLues[nbLectures]; // Tableau pour stocker les valeurs lues
```

```
int indexLecture = 0; // Index actuel dans le tableau
```

```
void setup() {
```

```
    Serial.begin(9600); // Initialisation de la communication série
```

```
}  
  
void loop() {  
    // Lire la valeur du capteur  
    int valeurCapteur = analogRead(pinCapteur);  
  
    // Ajouter la valeur lue dans le tableau  
    valeursLues[indexLecture] = valeurCapteur;  
    indexLecture = (indexLecture + 1) % nbLectures; // Avancer l'index et  
    revenir au début si nécessaire  
  
    // Calculer la moyenne des valeurs lues  
    float moyenne = 0;  
    for (int i = 0; i < nbLectures; i++) {  
        moyenne += valeursLues[i];  
    }  
    moyenne /= nbLectures;  
  
    // Afficher la moyenne lissée  
    Serial.println(moyenne);  
  
    delay(100); // Délai entre chaque lecture  
}
```

Dans ce scénario, chaque valeur lue est enregistrée dans un tableau circulaire. À chaque passage dans la boucle principale (loop()), une nouvelle valeur est intégrée au tableau et une moyenne des 10 dernières valeurs est calculée et affichée via la communication série [15].

II.2.4.2. Avantages du lissage numérique sur Arduino

- **Réduction du bruit** : Contribue à des mesures plus constantes en atténuant les fluctuations brusques du signal.
- **Amélioration de la précision** : En supprimant les fluctuations indésirables, on parvient à obtenir une mesure plus précise de la grandeur que l'on souhaite évaluer.

- **Simplicité d'implémentation** : Les méthodes de filtrage numérique sont accessibles à mettre en place avec Arduino, même pour ceux qui débutent en programmation [15].

En conclusion, l'utilisation d'un filtre numérique de lissage est une méthode efficace pour améliorer la précision des mesures analogiques réalisées avec Arduino. Cela permet de réduire les effets de bruit et de fournir des données plus stables et fiables pour vos projets [16].

II.2.5. Acquisition ADC

Un convertisseur analogique-numérique d'acquisition (ADC) est un appareil électronique qui convertit des signaux analogiques, qui sont continus, en signaux numériques, qui sont discrets. Grâce à cette conversion, les systèmes numériques, tels que les ordinateurs, peuvent traiter des données issues de capteurs ou d'autres sources analogiques [16].

II.2.5.1. Principes de Base de l'Acquisition ADC

- **Fonctionnement** : L'ADC prélève des échantillons du signal analogique à des intervalles réguliers, transformant chaque échantillon en une valeur numérique distincte [16].
- **Types** :
 - **SAR (Successive Approximation Register)** : Rapide et précis.
 - **Delta-Sigma** : Haute résolution pour les signaux lents.
 - **Flash** : Très rapide, utilisé pour les signaux à haute fréquence.
- **Spécifications Clés** :
 - **Résolution** : La précision de la conversion est déterminée par le nombre de bits.
 - **Taux d'Échantillonnage** : La capacité à capturer des signaux rapides dépend du nombre d'échantillons effectués par seconde.
 - **Plage Dynamique** : Évalue la faculté à détecter des signaux de faible et de forte intensité.
- **Applications** : Employés dans les systèmes de mesure, les dispositifs médicaux, l'audio numérique, et bien d'autres domaines [16].

II.2.5.2. Importance

Les ADCs d'acquisition jouent un rôle essentiel dans la conversion des données issues du monde réel en informations exploitables par des systèmes numériques, facilitant ainsi des analyses, des contrôles et des processus numériques précis et efficaces [16].

II.2.6. Elimination de la composante continue (FPH)

Le processus de suppression de la composante continue, souvent désigné par FPH (Fréquence de Porteuse Harmonique), vise à éliminer la partie constante d'un signal. Voici quelques aspects essentiels à prendre en compte [16] :

II.2.6.1. Composante Continue dans les Signaux

- **Définition** : La composante continue d'un signal représente sa valeur moyenne stable, qui ne varie pas avec le temps indépendamment des fluctuations du signal.
- **Importance** : Souvent, la présence de composante continue peut être problématique car elle a le potentiel de perturber les analyses ou les systèmes électroniques qui se concentrent uniquement sur les variations du signal [16].

II.2.6.2. Techniques d'Élimination de la Composante Continue

- **Couplage Capacitif** : L'utilisation d'un condensateur permet de filtrer la composante continue d'un signal tout en laissant passer les variations alternatives (AC).
- **Filtrage** : Les filtres passe-haut sont utilisés pour réduire la composante continue par rapport aux signaux alternatifs ayant des fréquences plus élevées.
- **Méthodes Numériques** : On utilise des méthodes de traitement numérique du signal pour éliminer la composante continue après avoir acquis le signal analogique [16].

II.2.6.3. Applications

- **Audio et Vidéo** : Dans les systèmes audio et vidéo, supprimer la composante continue peut augmenter la qualité du signal en prévenant les distorsions ou les décalages.
- **Instrumentation** : En instrumentation scientifique et industrielle, supprimer la composante continue peut être crucial pour obtenir des mesures précises et fiables.
- **Communication** : Dans les systèmes de communication, cela peut faciliter la distinction entre le signal pertinent et les interférences nuisibles [17].

II.2.6.4. Remarque

Éliminer la composante continue est une étape cruciale dans de nombreux domaines impliquant le traitement de signaux analogiques. Cette opération améliore la précision et la fiabilité des systèmes en isolant la partie essentielle du signal tout en éliminant les perturbations indésirables. Les méthodes utilisées varient selon les applications spécifiques et les besoins de conception.

II.2.7. Conversion des données vers l'afficheur GLCD

Pour préparer les données graphiques afin de les afficher efficacement sur un écran GLCD (Graphical LCD), il est nécessaire de convertir les données de manière appropriée. Voici les étapes générales de ce processus [17] :

II.2.7.1. Étapes de Conversion pour un Afficheur GLCD

- **Format d'Image** : Les écrans GLCD utilisent fréquemment des formats d'image particuliers tels que le Bitmap (BMP) ou des formats adaptés aux contrôleurs spécifiques de l'afficheur, comme ceux des contrôleurs KS0108 ou SSD1306.
- **Résolution et Taille** : Il est crucial de connaître la résolution de l'afficheur GLCD afin de dimensionner correctement les images. Par exemple, un afficheur GLCD standard peut avoir une résolution de 128x64 pixels ou 240x128 pixels.
- **Traitement des Données** : Pour rendre les images graphiques compatibles avec un afficheur GLCD, il est nécessaire de convertir chaque pixel de l'image en données binaires ou hexadécimales selon le format requis par l'afficheur.
- **Logiciel de Conversion** : Employer des logiciels adaptés pour convertir les images au format exigé par l'afficheur GLCD est essentiel. Des outils tels que GIMP (GNU Image Manipulation Program), Photoshop, ou des convertisseurs d'images spécialisés peuvent être utilisés à cet effet.
- **Transmission des Données** : Transférer les données converties vers l'afficheur GLCD en utilisant des microcontrôleurs ou des cartes de développement compatibles avec celui-ci, souvent via des protocoles de communication comme SPI (Serial Peripheral Interface) ou I2C (Inter-Integrated Circuit) [17].

II.2.7.2. Conclusion

La conversion des données pour un afficheur GLCD est cruciale afin d'assurer une présentation précise et optimale des images et des graphiques. Il est indispensable de comprendre la résolution de l'afficheur, de recourir à des outils de conversion adaptés et de maîtriser les protocoles de communication pour réussir l'affichage des données sur le GLCD.

II.3. Réalisation du circuit imprimé

Après avoir effectué notre test sur la plaque d'essai, nous procéderons à la fabrication du circuit imprimé en surface. Cela inclut la conception et la soudure des circuits de l'alimentation et de l'ECG.

La fabrication de ce circuit se divise en deux phases distinctes.

II.3.1 Conception du PCB

Après avoir achevé la conception des deux circuits (celui de l'alimentation électronique et celui de l'ECG) sur ISIS Proteus, nous procéderons à leur fabrication en PCB à l'aide d'ARES Proteus, conformément aux schémas illustrés ci-après.

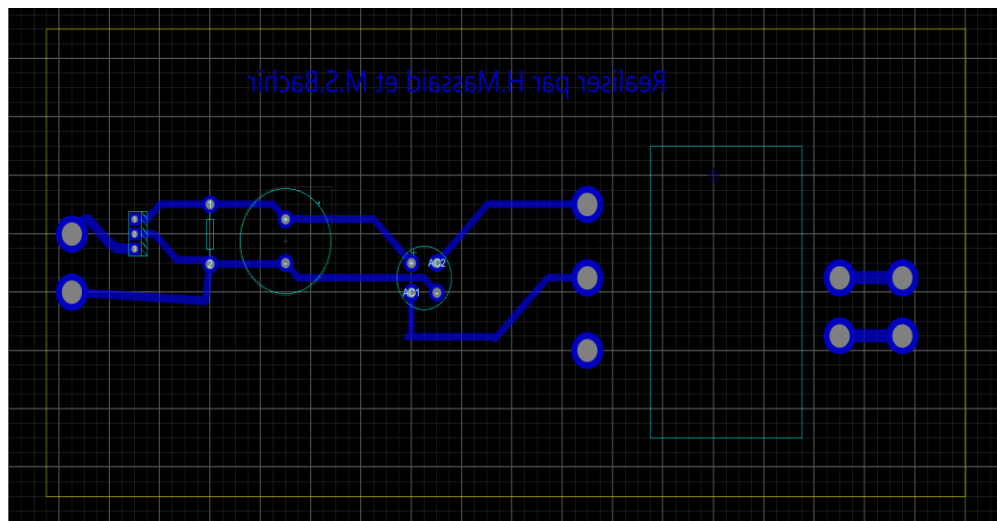


Figure II.13 : Le PCB de l'alimentation

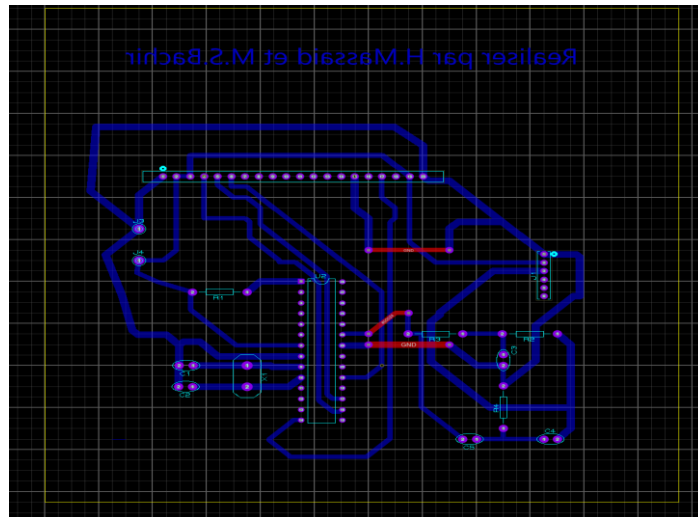


Figure II.14 : le PCB du l'ECG

II.3.2 Réalisation des circuits imprimés

Pour bien réussir la réalisation des circuits imprimés il nous faut une imprimante laser du PCB sur papier photo (voir les figures)

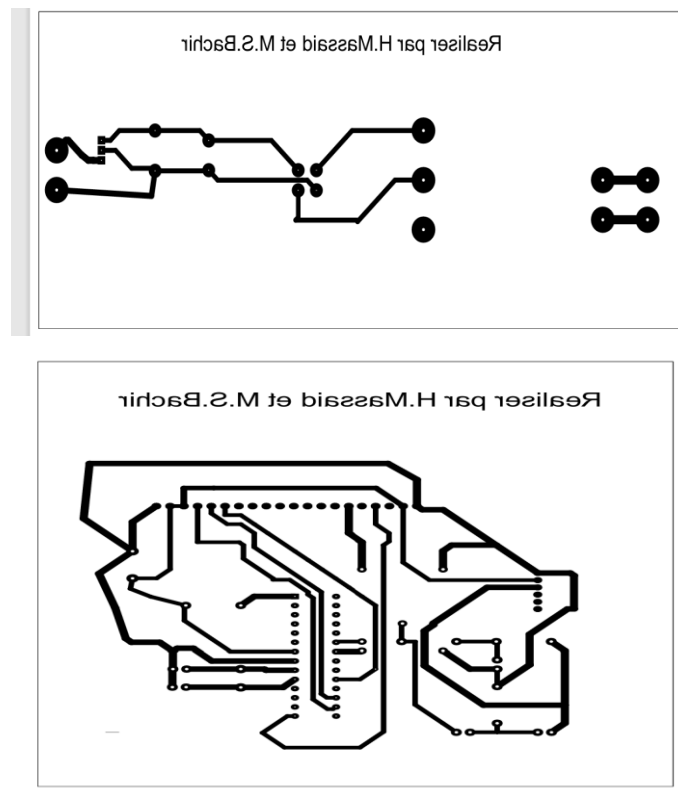


Figure II.15 : Le PCB sur papier photo

Conception et réalisation de l'ECG

Puis on va avoir 2 schéma imprimer sera poser sur une plaque de cuivre



Figure II.16 : Machine et plaque de cuivre

Après on a bien nettoyé la plaque de cuivre on utilise Ajax (voir la figure)

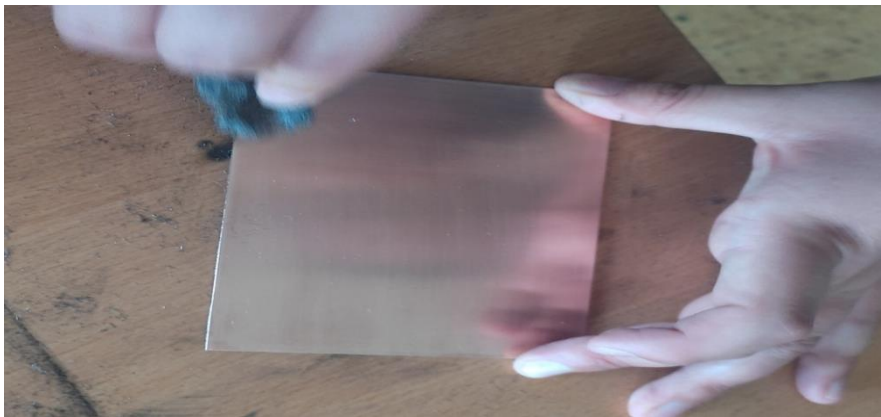


Figure II.17 : Nettoyage de plaque du cuivre

Nous avons appliqué le papier photo sur la plaque, puis utilisé un fer à repasser très chaud pendant une période de 10 à 15 minutes (voir les figures ci-dessous).

Conception et réalisation de l'ECG



Figure II.18 : Repassage de fer a repassé sur la plaque de cuivre

Après avoir terminé le passage de fer a repasser on a décoller le papier photo de la plaque de cuivre on a obtenu nos 2 circuits imprimer avec l'encre

Ensuite, cette plaque est immergée dans une solution de perchlore de fer. Après une agitation continue d'environ 20 minutes, le cuivre se dissout progressivement.(voir les figures suivantes)

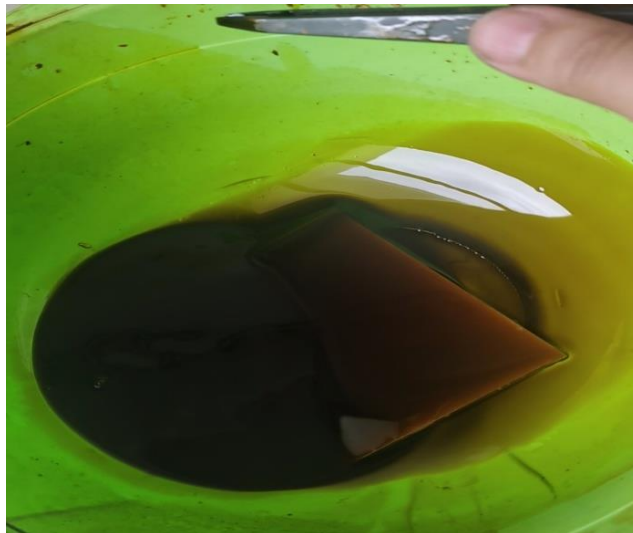


Figure II.19 : dissolution du cuivre dans le perchlore de fer



Figure II.20 : dissolution du cuivre dans le perchlorure de fer

Conclusion

Nous avons procédé à la réalisation d'un (ECG) en deux étapes principales :

- Électronique : Conception et montage d'un circuit permettant de capturer les signaux cardiaques à l'aide de composants optimisés sur une carte de circuit imprimé (PCB).
- Informatique : Élaboration d'un logiciel pour le traitement et l'affichage en temps réel des données.

Les résultats de notre travail dans ce chapitre seront examinés et discutés dans le chapitre suivant...

Chapitre n° III :
Exposition des
résultats et analyses



III.1. Introduction

L'ECG, est une méthode de diagnostic cruciale en cardiologie, utilisée pour enregistrer et analyser l'activité électrique du cœur. Cet instrument indispensable permet aux professionnels de la santé de surveiller la fonction cardiaque, de détecter les arythmies, les maladies coronariennes et d'autres pathologies cardiaques. En capturant les impulsions électriques produites par le cœur à chaque battement, l'ECG crée un tracé visuel des différentes phases du cycle cardiaque. Ce tracé aide à identifier les irrégularités électriques qui peuvent signaler des problèmes potentiels, permettant ainsi un diagnostic précoce et une prise en charge adéquate.

Ce dernier chapitre mettra en lumière les objectifs captivants de notre projet, en expliquant sa finalité, ses multiples avantages, ainsi que quelques ajouts innovants qui enrichissent son efficacité et son impact.

III.2. Le circuit d'alimentation

La réalisation du circuit d'alimentation sur ARES Proteus nous a fourni le résultat illustré dans la figure suivante.

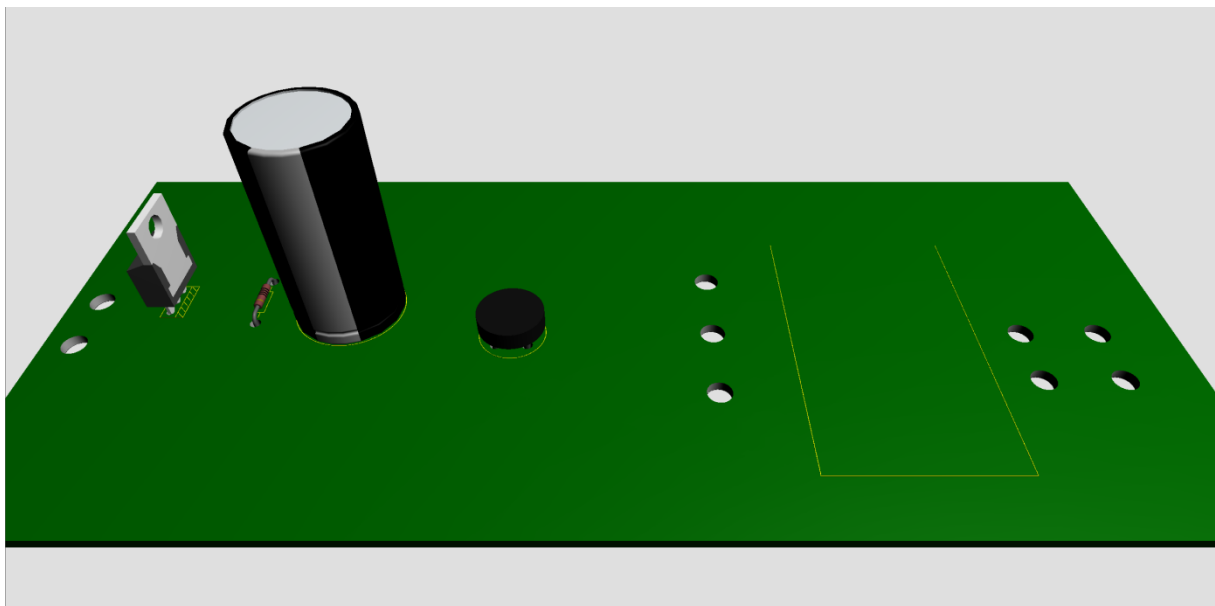


Figure III.1 : Visualisation 3D du circuit d'alimentation sur ARES Proteus

III.2.1 Résultats de circuit sur Proteus

Pour alimenter notre ECG, nous avons conçu un circuit d'alimentation de 5V sur Proteus. Ce circuit est composé des éléments suivants : un transformateur de 220V/12V, un pont de diodes, un condensateur, une résistance et un régulateur de tension de 5V.

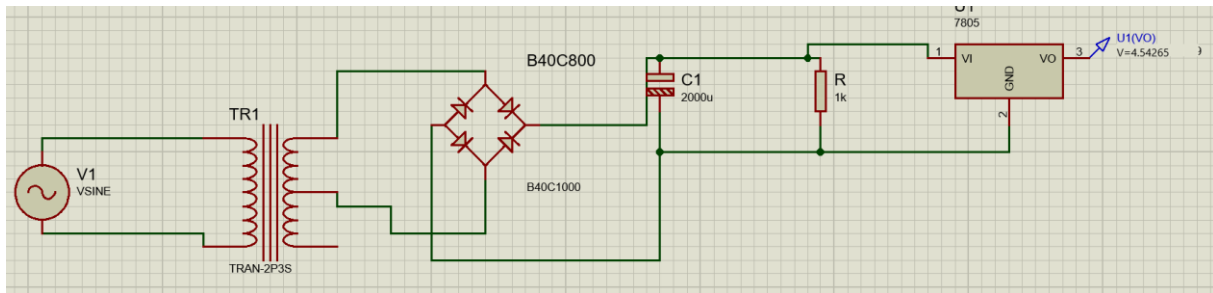


Figure III.2 : Résultats de circuit électronique de l'alimentation réaliser sur ISIS Proteus après la simulation(4,54V)

Après avoir conçu le circuit d'alimentation sur ISIS Proteus, nous avons visualisé des différents formes à l'aide de l'oscilloscope.

- ✓ 5V(tension continue) : la première forme d'onde représente une tension alternative (AC) de 5 V, C'est la tension d'entrée du circuit
- ✓ Après pont de diode : la 2 Emme forme nous indique ce qui se passe après le pont de diode .Le pont de diode redresse la tension alternative en une tension continue(DC)
- ✓ Après filtre passe bas : ce filtre élimine les hautes fréquences et lisse d'avantage la tension (l'onde est plus stable)
- ✓ Après stabilisateur : enfin la dernière forme d'onde représente la tension stabilisée après le régulateur ,c'est la tension continue stable que nous avons obtenons en sortie du circuit

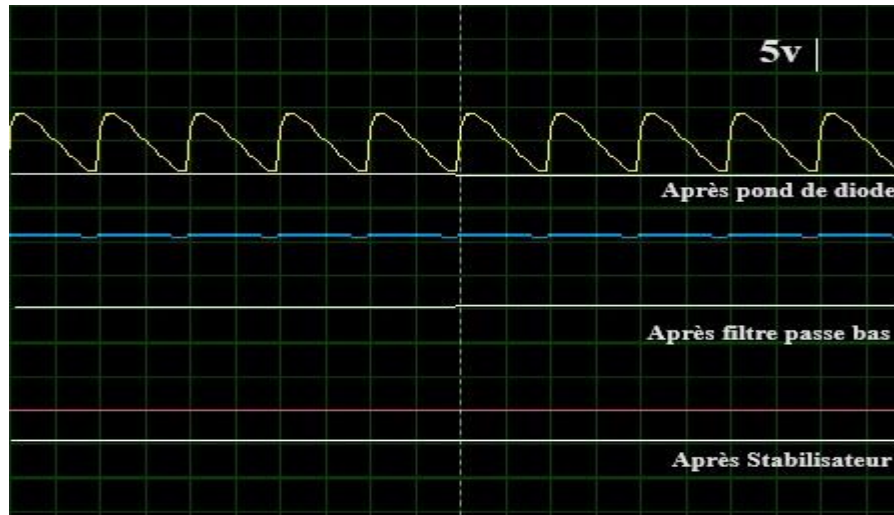


Figure III.3 : Les formes d'onde observées à l'aide de l'oscilloscope

III.2.2 résultats de circuit imprimé final de l'alimentation

Le circuit imprimé final de l'alimentation est une partie essentielle du projet, visant à fournir une tension stable et adéquate pour le fonctionnement de l'ensemble des composants électroniques, assurant ainsi la fiabilité et la performance optimale du projet global.



Figure III.4 : vue de face du circuit électronique de l'alimentation

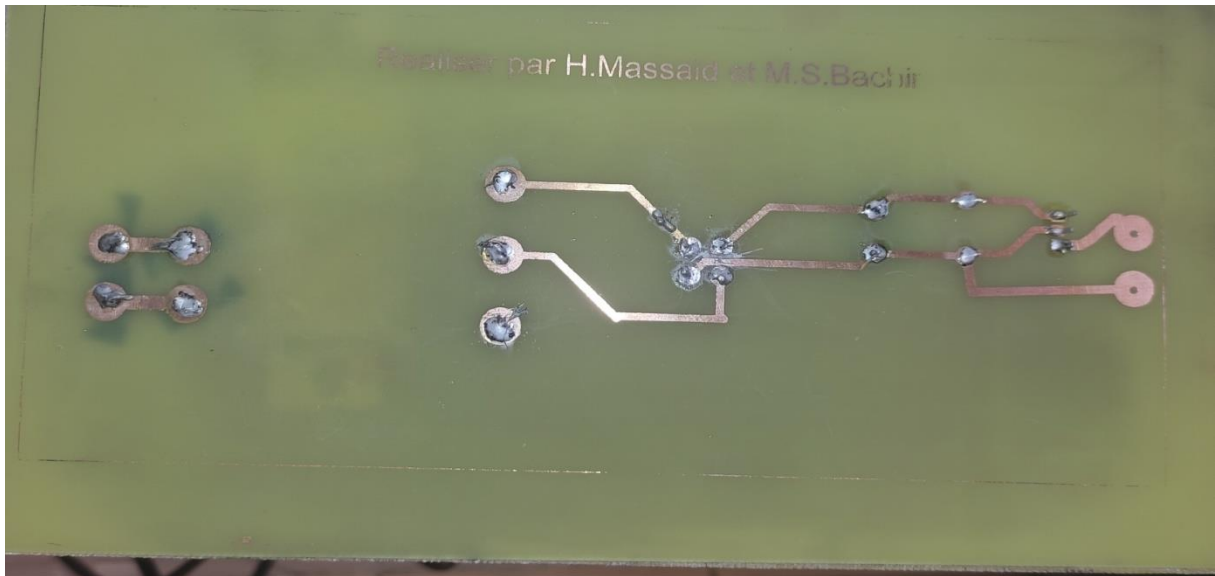


Figure III.5 : vue de dos du circuit électronique de l'alimentation

Une fois le circuit fabriqué, des tests réels sont réalisés pour vérifier que la tension de sortie est stable et que le circuit fonctionne comme prévu sous différentes conditions de charge.

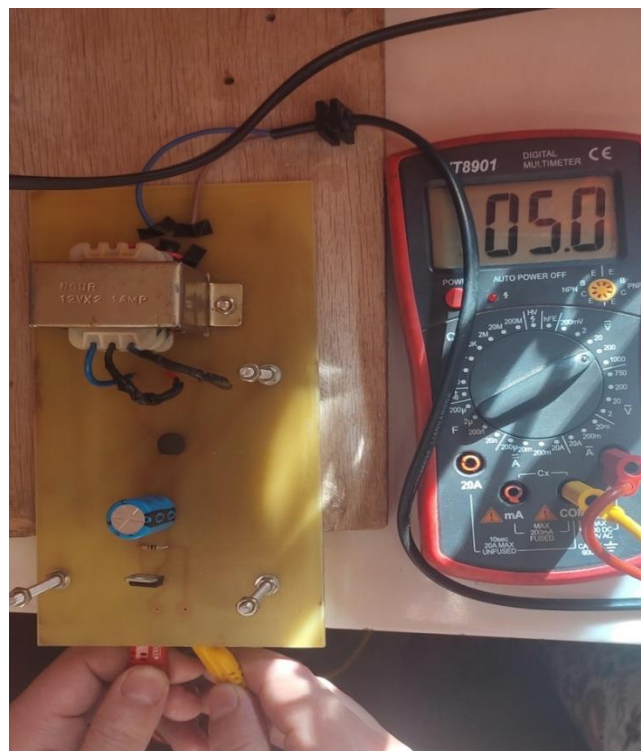


Figure III.6 : Vérification de tension de sortie à l'aide d'un multimètre

III.3 La carte mère ECG

La conception du circuit ECG sur ARES Proteus a abouti au résultat illustré dans la figure suivante.

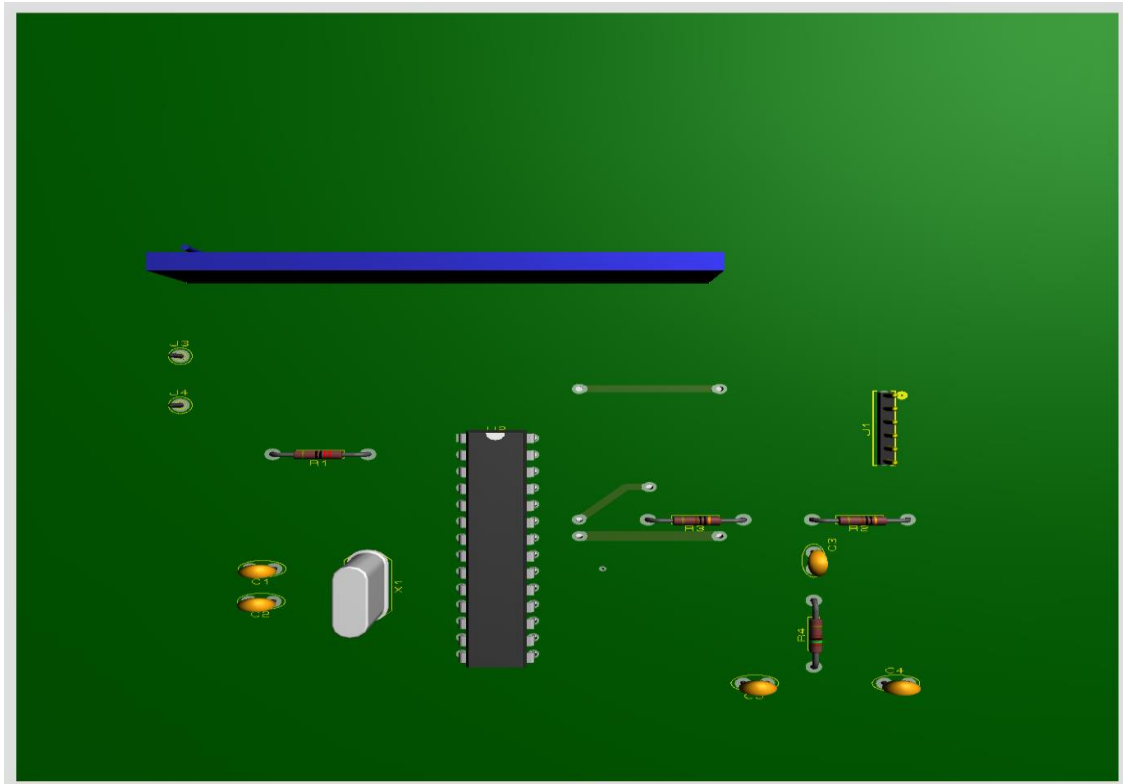


Figure III.7 : circuit d'ecg en visualisation 3D sur ARES Proetus

III.3.1 Explication de résultat obtenu

La réalisation d'un système ECG sur Proteus avec les composants mentionné dans la figure (III.6) vise à créer une maquette capable de mesurer, traiter et afficher les signaux cardiaques en temps réel.

III.3.2. le circuit imprimé final de l'ECG

Le circuit imprimé final de l'ECG est conçu pour capter et amplifier les signaux électriques produits par le cœur, les filtrer et les convertir en une forme exploitable pour l'affichage ou l'analyse

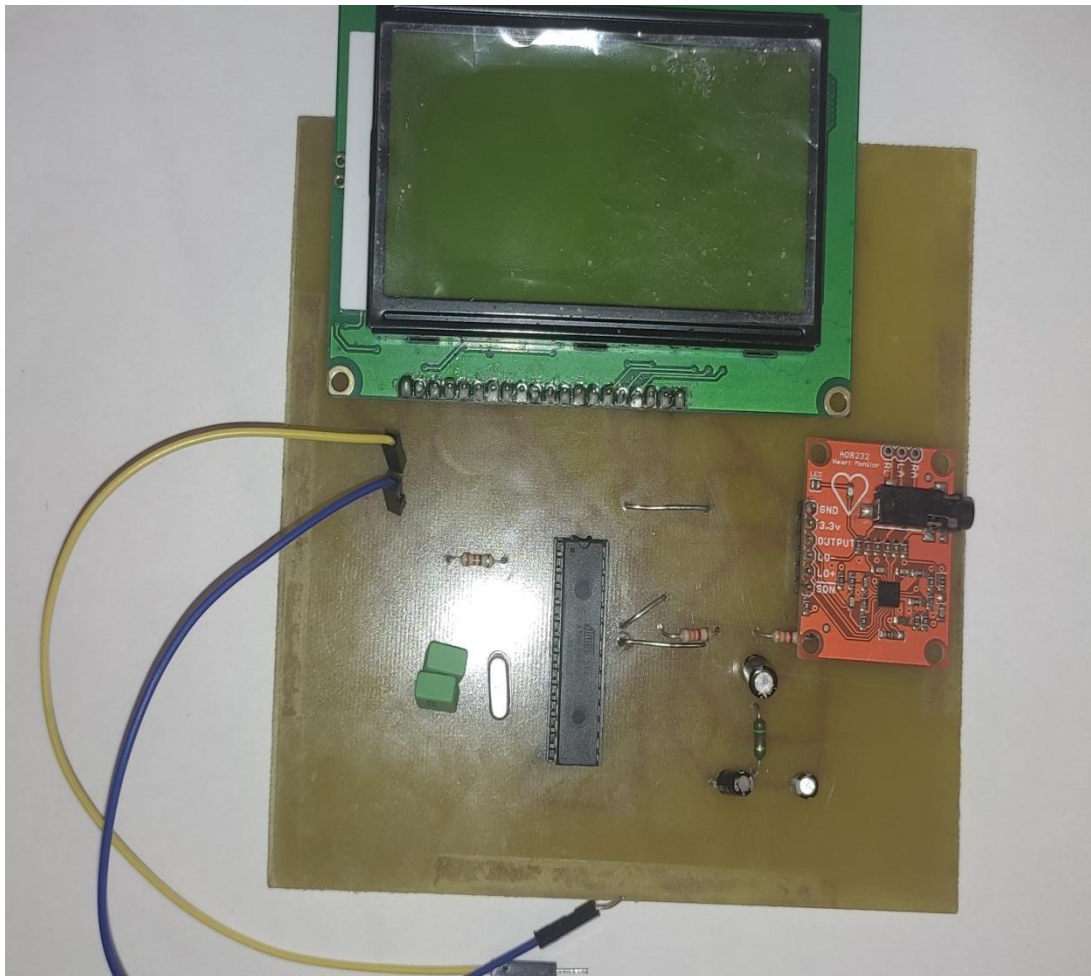


Figure III.8 : vue de face du circuit électronique de l'ECG

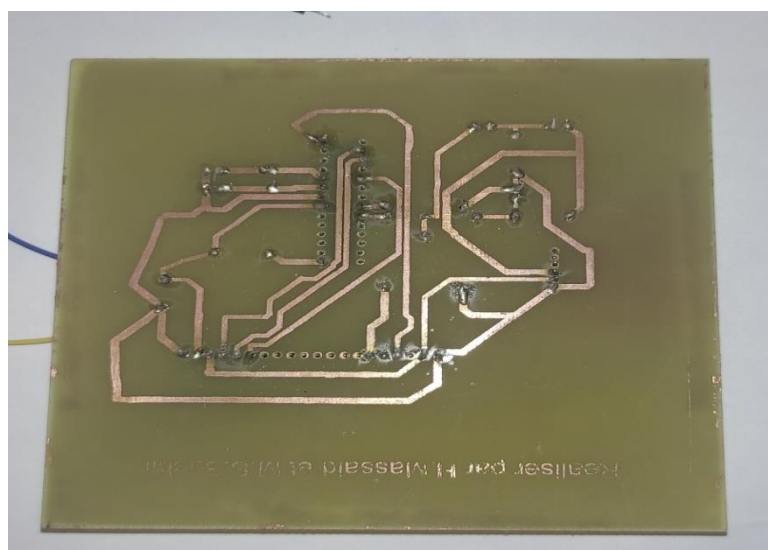


Figure III.9 : vue de dos du circuit électronique de l'ECG

Chapitre III : Exposition des résultats et analyses

III.4 Résultats obtenus après l'assemblage des deux circuits

Pour assembler le circuit d'alimentation de 5V avec le circuit de l'ECG, nous allons intégrer les deux parties afin de créer un système fonctionnel et fiable.

Tout d'abord, nous avons préparé et vérifié notre circuit d'alimentation de 5V. Ensuite, nous avons vérifié que tous les composants du circuit ECG (résistances, condensateurs, quartz, ATmega, écran LCD, etc.) sont correctement montés et fonctionnels.

Enfin, nous brancherons les deux sorties du circuit d'alimentation, à savoir Vcc et GND, aux bornes correspondantes du circuit ECG

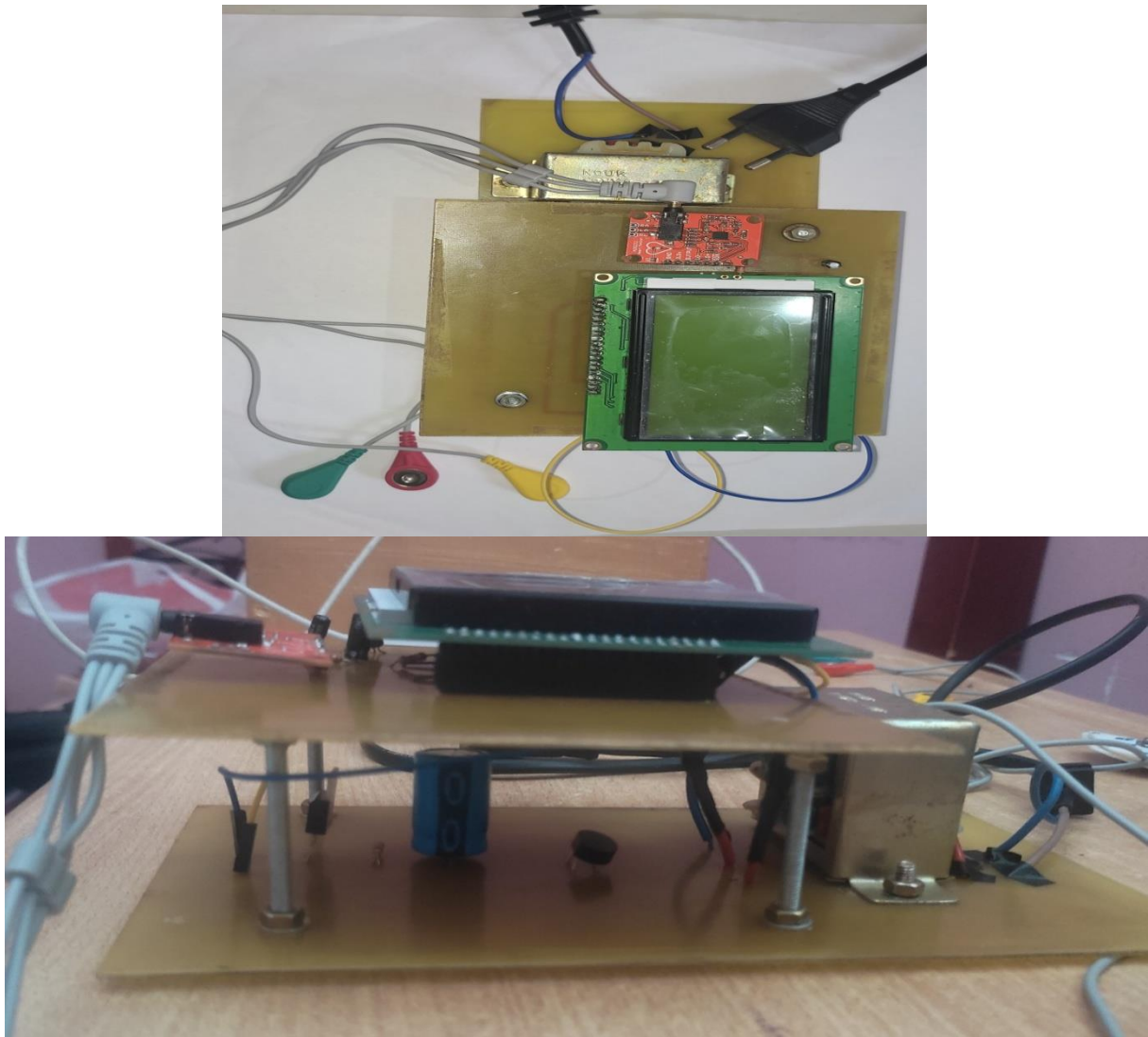


Figure III.10 : Circuit final

Chapitre III : Exposition des résultats et analyses

Après avoir terminé notre circuit, nous avons branché les trois électrodes sur le patient (main gauche, main droite, pied gauche). Voir les figures ci-dessous.

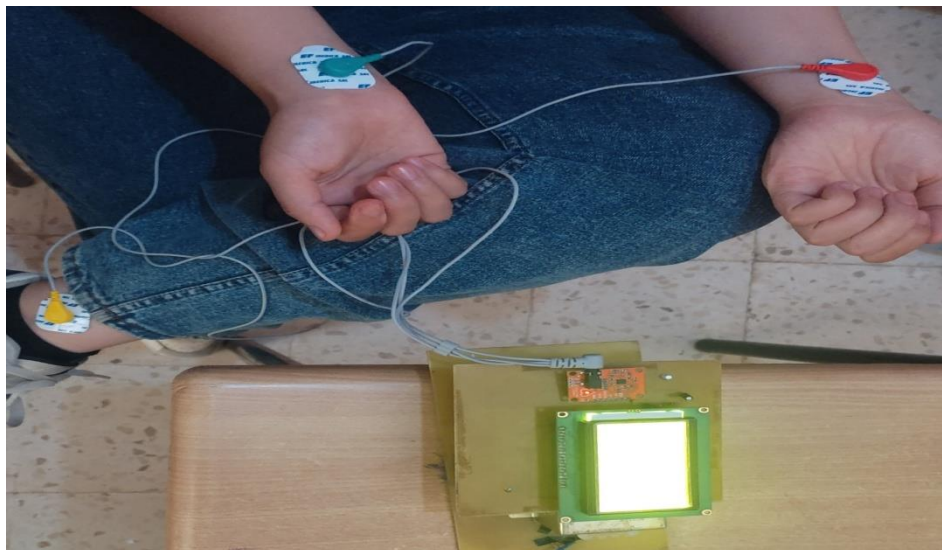
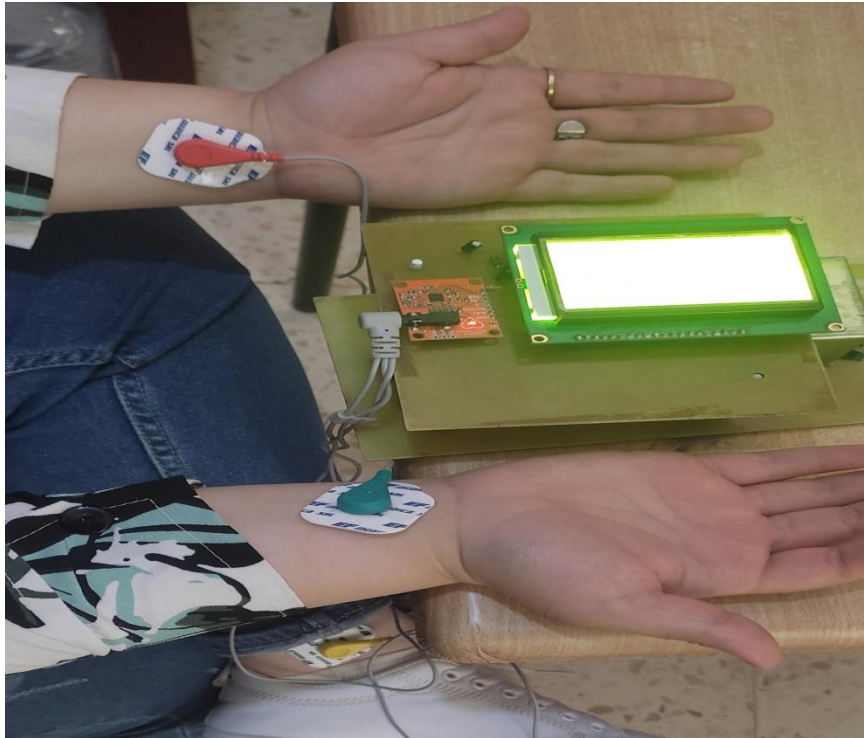


Figure III.11 Branchement des Électrodes du Patient au Circuit

Après avoir connecté les électrodes à la maquette, nous avons observé deux types de signaux affichés sur l'écran LCD : le premier signal sans filtre 50 Hz et le deuxième signal avec filtre, comme illustré dans les figures ci-dessous

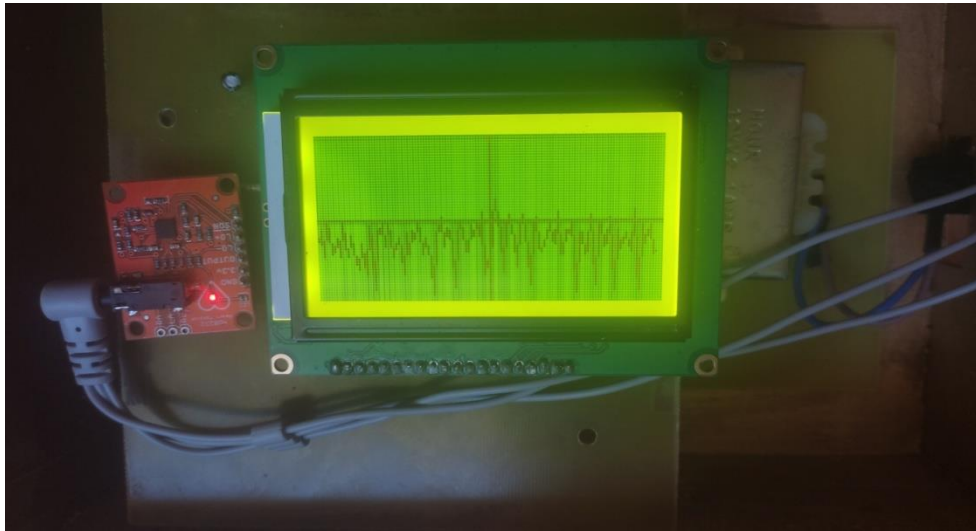


Figure III.12 : signal ECG sans filtre 50hz

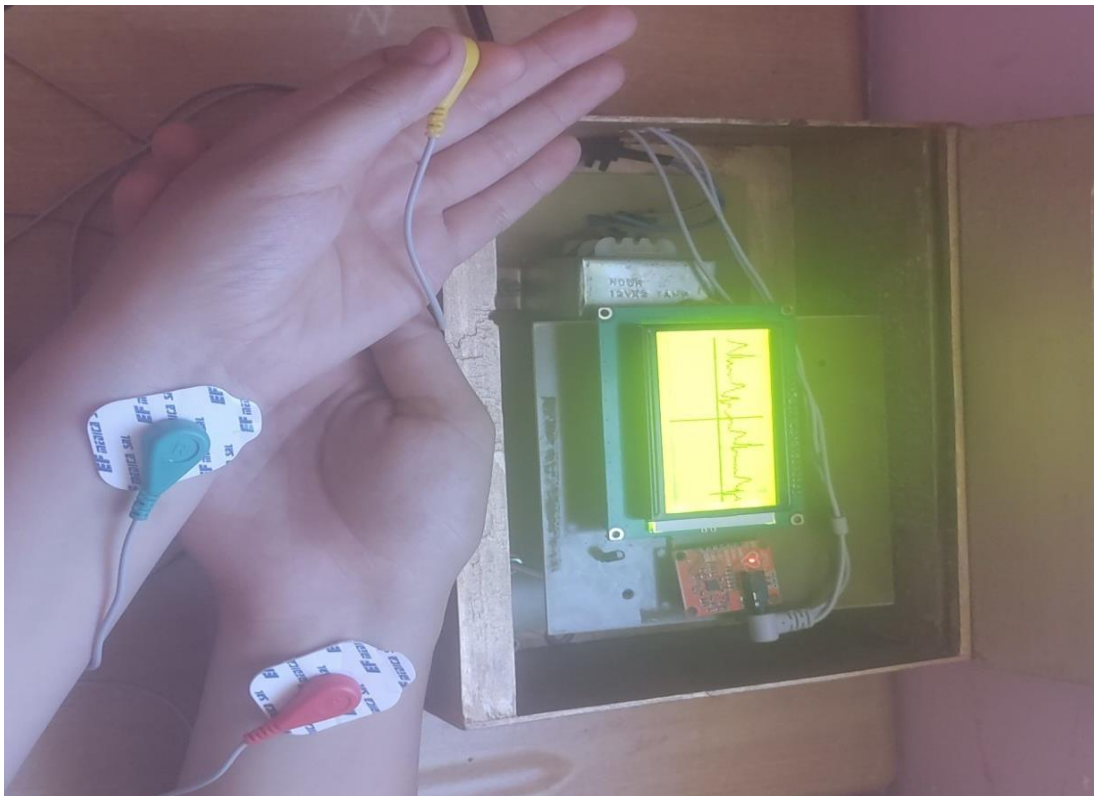


Figure III.13 : signal ECG avec filtre50hz

III.5 Conclusion

Notre circuit a parfaitement atteint tous les objectifs fixés. Les tests réalisés ont confirmé son fonctionnement optimal, sans aucune anomalie détectée. Cette performance satisfaisante nous a permis de capturer avec une grande précision le signal ECG, lequel est clairement et nettement affiché sur l'écran LCD.

Conclusion Générale

Conclusion générale

En conclusion, ce projet de fin d'étude sur la réalisation d'un électrocardiographe s'est révélé être un succès retentissant. Il nous a offert l'opportunité de mettre en pratique des concepts théoriques et des compétences techniques pour développer une maquette fonctionnelle.

Nous avons exploré en profondeur l'importance de l'ECG comme outil essentiel pour analyser l'activité électrique du cœur. Nous avons retracé son évolution depuis ses débuts au XXe siècle jusqu'à son adoption actuelle comme norme dans le diagnostic des maladies cardiaques. L'ECG fournit une vision précise et détaillée du fonctionnement électrique du cœur, permettant aux professionnels de détecter diverses anomalies telles que les arythmies et les infarctus du myocarde.

Ensuite on a concentré sur la conception et la réalisation technique de notre système ECG. Nous avons abordé deux aspects clés : l'électronique et le numérique. De la conception des circuits sur Proteus à la fabrication des PCB correspondants, nous avons appliqué les principes théoriques pour concrétiser notre projet. Le développement du programme pour afficher les signaux ECG sur un écran LCD a représenté une étape cruciale où nous avons mis en pratique nos connaissances en programmation embarquée et en interface utilisateur.

Enfin, on a porté les résultats obtenus et leur analyse. Nous avons réalisé des tests réels pour évaluer la performance de notre système ECG. Les résultats démontrent que notre système est capable d'afficher correctement les signaux cardiaques.

Références bibliographiques

- [1] materre alexandre (2016). Histoire de L'électrocardiogramme, De la découverte de l'électrophysiologie à l'électrocardiographie moderne (Thèse pour le diplôme d'état de docteur en Médecine). Université de Limoges Faculté de Médecine
- [2] Mme GRENET (2004). Anatomie cardio-vasculaire (synthèse) haute école louvain en hainaut
- [3] Hamidi ayoub (2019). Filtrage D'un Signal ECG Bruité par Un Filtre PASS-BAS (mémoire de fin d'étude). UMMTO, Département de L'électronique
- [4] Jonathan (2018). L'électrocardiogramme (Site d'Entraide entre Etudiants et Infirmiers)
- [5] MEZIANE Hadj Boumédiène (2003). Acquisition de signaux Electrocardiogrammes (ECG) à l'aide de la carte dspace (mémoire de fin d'études). Université abou bekr belkaid – Tlemcen, département de l'électronique
- [6] BENALI Radhwane (2013). Analyse du signal ECG par réseau adaptif d'ondelettes en vue de la reconnaissance de pathologies cardiaques (Thèse) université abou bekr belkaid, laboratoire de genie biomedical
- [7] MESSIOUD Mohammed Lakhdar (2019). Classification des signaux ECG en utilisant les réseaux de neurones (Mémoire de fin d'étude) Université 8Mai 1945 – Guelma, Département d'Electronique et Télécommunications
- [8] MAZOURA Rachid (2020). Etude, Acquisition et Affichage de la pulsation cardiaque (Mémoire de fin d'étude) Université Dr Moulay Tahar Saïda, Département d'électronique
- [9] Iounis amine, saidoun sabrina (2017). Conception et réalisation d'un tensiomètre électronique (en vue de l'obtention du diplôme de master en électronique) université mouloud Mammeri de Tizi-Ouzou, département électronique
- [10] bouti lembarek (2018). Étude et réalisation d'un système de télésurveillance médicale d'ECG par voie gsm/gprs (mémoire de master) université mohamed khider de biskra, département de génie électrique
- [11] karima chebli, lilia laoufi (2016). Conception et réalisation d'un ECG à deux électrodes à base d'une carte arduino uno (mémoire de fin d'études de master académique) université Mouloud Mammeri de Tizi-Ouzou, département d'électronique
- [12] bendaikha mohamed sif eddine (2021). Étude et réalisation d'un système de surveillance médicale à distance de l'ECG avec une carte Arduino UNO et ESP8266 (Mémoire de fin d'étude) Université Abderrahmane Mira, Faculté de Technologie
- [13] essaheli redha, zeroual youcef, (2019). Iot : internet des objets pour la surveillance cardiaque (mémoire de master) Université SAAD DAHLAB de BLIDA, Département d'Électronique

Références bibliographiques

[14] sahraoui halima, zaoui halima (2017). Étude et réalisation d'un dispositif de mesure du signal électrocardiogramme (ECG) (mémoire de projet de fin d'études) université abou bakr belkaïd de Tlemcen, département de génie biomédical

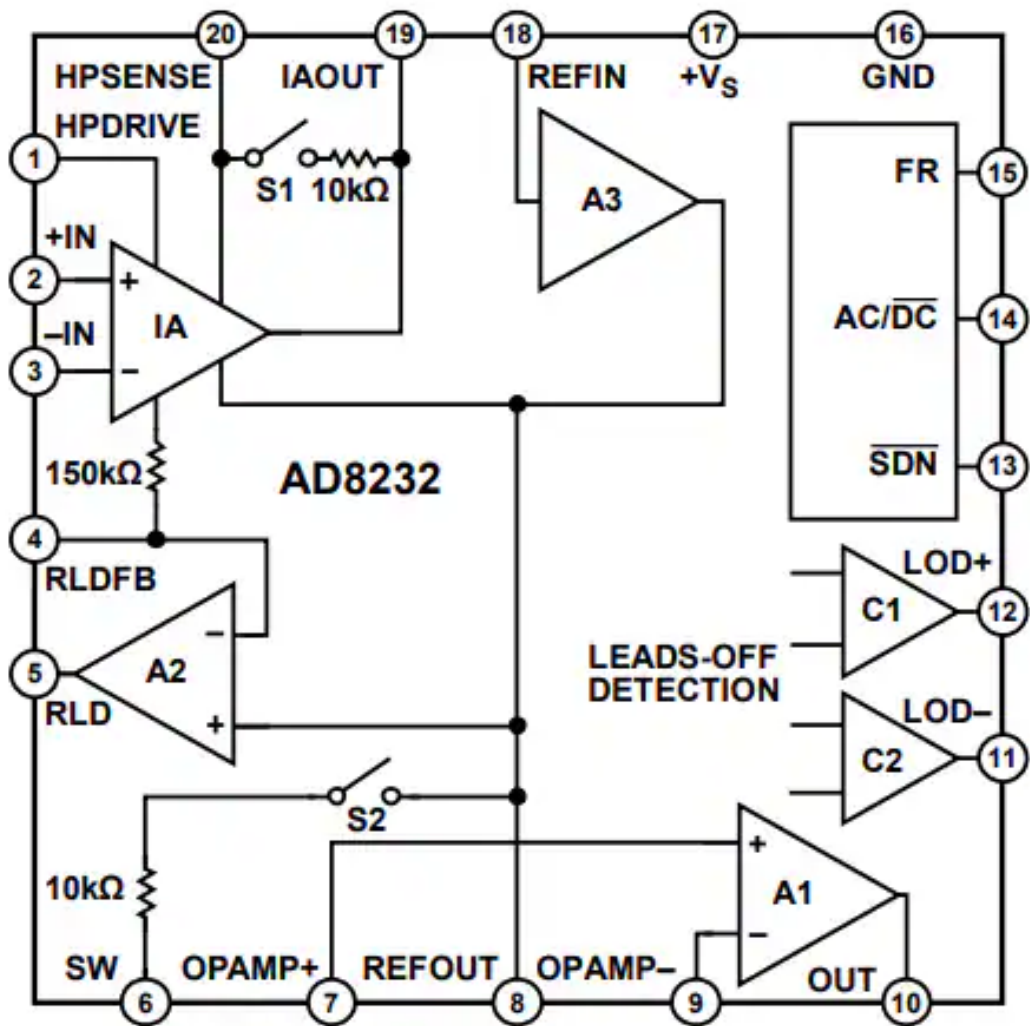
[15] journal de physique IV colloque c5, supplément au journal de physique III, volume 4 (1994). Méthode multifonction de restauration des enregistrements anciens (cours) Faculty of Electronics, Sound Engineering Department, Technical University of Gdansk, 80-952 Gdansk, Poland

[16] sadi adel (2018). Conception et simulation d'une carte d'acquisition de données météorologique en temps réels à base d'un microcontrôleur 18F45K22. (Mémoire de fin d'étude de master) université mouloud Mammeri, Tizi-Ouzou, département d'électronique

[17] nechiche sofiane, remichi hichem (2013). Étude et réalisation d'un banc de mesure pour la surveillance d'un moteur à base de la carte de développement OLIMEX (mémoire de fin d'étude de master) université mouloud Mammeri Tizi-Ouzou, Département d'électronique

Annexe 01

Block Diagram Module AD8232



Annexe 03

System Block Diagram ST7920

