

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

UNIVERSITE MOULOUD MAMMARI DE TIZI-OUZOU



FACULTE DU GENIE ELECTRIQUE ET D'INFORMATIQUE
DEPARTEMENT D'ELECTRONIQUE

**Mémoire de Fin d'Etudes
De MASTER ACADEMIQUE**
Domaine : **Sciences et Technologies**
Filière : **Génie électrique**
Spécialité : **Electronique biomédicale**

Présenté par :

Karima CHEBLI
Lilia LAOUFI

Thème

**Conception et réalisation d'un ECG à
deux électrodes à base d'une carte
Arduino UNO**

Mémoire soutenu publiquement le 16 / 07 / 2016 devant le jury composé de :

Mr Mourad LAZRI

Maitre de conférences A, UMMTO, Président

Mr Fethi OUALLOUCHE

Maitre de conférences B, UMMTO, Encadreur

Mr Mhenna NACHEF

Doctorant, UMMTO, Co- Encadreur

Mr Mounir SEHAD

Maitre de conférences B, UMMTO, Examineur

Mr Slimane HAMEG

Maitre assistant A, UMMTO, Examineur

Remerciement

Nous remercions Dieu le tout puissant de nous avoir donné le courage et la volonté de parvenir à la fin de notre parcours universitaire.

Nous tenons à remercier énormément et infiniment notre promoteur Monsieur F. OUALOUCHE d'avoir accepté de nous encadré et diriger ce travail.

Nous exprimons aussi nous sincère remerciements à Mr NACHEF.Mhenna et Mr MOULOUDJ Kamel prof d'école technique, et tous ceux qui nous ont aidé, conseillé et encourager afin de réaliser ce modeste travail.

Nous aimerions remercier vivement nos chères amies et camarades de notre promotion « électronique biomédicale ».

Enfin, nous tenons à remercier les membres de jury qui ont acceptés de juger et examiner notre travail.

Merci à vous...

Dédicaces

Je remercie Dieu le tout puissant d'avoir exaucé mon vœu de réaliser ce projet de fin d'études

Je voudrais dédier le présent travail aux personnes les plus chère au monde : mes parents qui mon toujours aidé et soutenue dans mon parcours universitaire, sans oublié leurs sacrifice et amour, que dieu les garde et leur donne une longue vie.

A mes chères sœurs et frères

A toute ma famille et mes amis et à tous ce qui m'aime et je n'ai pas cité, mais que je n'ai pas oublié.

Et à tous ceux qui ont aidé de loin ou de près à la réalisation de ce travail.

Karima

Dédicaces

Je dédié ce modeste travail aux personnes les plus chère
aux monde : mes parents qui m'ont toujours aidé et
encouragé dans mon parcours universitaire,

Sans oublié leurs sacrifice et amour.

A mes sœurs : Cylia et Kenza

A mon cher et unique frère : Rabah

A mes très cher oncles et tantes

A ma très chère grande mère

A mon cher binôme Karima et à tous mes amis

A toute personne qui était derrière ma réussite et ma
soutenait par tous les moyens.

Lilia

Sommaire

Sommaire

Liste des abréviations, sigles et symboles

Liste des tableaux

Liste des figures

Introduction 1

Chapitre I : Notion de base du système cardiovasculaire

1. Préambule 3

2. Le Système cardiovasculaire 3

2.1 Le Cœur 3

2.2 Le Système vasculaire 5

3. Cycle cardiaque 6

3.1 Activité électrique du cœur 7

3.2 Activité mécanique du cœur 9

4. Le débit cardiaque 10

5. La fréquence cardiaque 10

6. La genèse du signal ECG 11

7. Discussion 12

Chapitre II : Méthodes de mesure du rythme cardiaque

1. Préambule 13

2. Méthode invasive 13

2.1. Le cathéter 13

2.2. Méthode hémodynamique 14

3. Méthode non invasive 15

3.1. La prise de poules 15

3.2. Le stéthoscope	15
3.3. L'oxymètre de pouls.....	16
3.3.1. Principe de fonctionnement	17
3.4. Le tensiomètre	18
3.5. Le Cardio-tachymètre	19
3.5.1. Principe du cardio-tachymètre	19
3.6. Electrocardiographe	20
3.6.1. Electrocardiogramme	20
3.6.2. Enregistrement de l'électrocardiogramme	21
3.6.3. Les ondes de signal ECG normal	21
3.6.4. Segment et intervalles du signal ECG normal	23
3.6.5. caractéristiques d'un ECG dit normal.....	24
3.6.6. L'électrode	24
3.6.7. Les dérivations standards	25
3.6.8. Principe de fonctionnement de l'ECG à deux électrodes.....	29
3.6.9. Les sources de bruits influants sur L'ECG	29
3.6.10. Types de bruit	29
4. Discussion	30

Chapitre III : Conception et réalisation d'un ECG à 2 électrodes

1. Préambule.....	31
2. structure générale de système.....	31
2.1. partie analogique	32
2.1.1. acquisition du signal ECG (electode).....	32
2.1.2. conditionnement du signal	34
2.1.2.1. Amplificateur d'instrumentation (amplificateur d'instrumentationAD624)	34
2.1.2.2. Filtrage	35
2.1.2.3. Etude du comparateur 358	37

2.1.2.4. Circuit imprimé	39
2.1.2.5. Les composants du système	40
2.2. Partie numérique	41
2.2.1. Description de la carte Arduino	41
2.2.1.1 les sources d'alimentation de la carte	42
2.2.1.2 Les broches d'alimentation de la carte Arduino UNO.....	43
2.2.1.3 Protection du port USB contre la surcharge en intensité	43
2.2.1.4 Gestion des Mémoires.....	44
2.2.1.5 Les entrées et sorties	44
2.2.1.5.1 Les entrés et sorties numérique	44
2.2.1.5.2. Les entrés analogiques	45
2.2.1.5.3. Autres broches.....	45
2.2.1.6. Arduino et la communication avec l'extérieur.....	45
2.2.1.7. L'éditeur de programmation	46
2.2.2. Le microcontrôleur Atmega328	46
2.2.2.1. Les principales caractéristiques de l'Atmega328.....	47
2.2.3. Les avantages de la carte Arduino	47
3. Discussion	50

Chapitre IV : Programmation et validation expérimentale

1. Préambule.....	51
2. L'environnement de programmation Arduino	51
3. Description du logiciel Arduino	51
3.1. Description de la barre des menus.....	53
3.2. Description de la barre des boutons	54
3.3. Programme Arduino et les étapes de télé versement vers la carte	55
4. Tests et résultats	55

4.1. Teste avec le logiciel de simulation Isis proteus	55
4.2. Teste du l'amplificateur AD624.....	56
4.3. Visualisation des signaux à la sortie de la carte électronique	57
4.4. Résultats obtenue du système avec la carte Arduino sous porteus.....	58
4.5. Résultat finale du système	60
5. Discussion	62
Conclusion.....	63
Références bibliographiques	
Annexes	
Résumé	

Liste des abréviations, sigles et symboles

m/sec : mètre par second.

Na+: ion sodium.

K+ : ion potassium.

Ca++ : ion calcium.

Dc: Débit cardiaque.

Fc : Fréquence cardiaque.

Vs : volume d'éjection systolique.

DC : disque compact : un disque optique utilisé pour stocker des données sous forme numérique.

ECG : ElectroCardioGramme / ElectroCardioGraphie.

EMG : ElectroMyoGraphique.

bpm : Battements par minutes.

SA : Sino-Auriculaire.

AV : Auriculo-ventriculaire.

VL : bras gauche.

VR : bras droit.

VF : jambe gauche.

SpO₂ : saturation pulsée de l'hémoglobine en oxygène.

Hz : unité de fréquence (hertz).

fc : fréquence de coupure.

mV : unité de tension (millivolts).

dB : unité du Gain (décibel).

°C : unité de température.

EDI : Espace de Développement Intégré.

Tableau II.1 : Nomenclature des douze dérivations standards25

Tableau III.2 : Nomenclature de la carte électronique40

Listes des figures

Figure I.1 : Schème fonctionnel du cœur	4
Figure I.2 : Les cavités cardiaques se séparent en deux cœurs (droite et gauche), Qui se Découpent eux-mêmes en oreillettes et ventricules	5
Figure I.3 : Schéma du circuit sanguin. La couleur bleu indique que le sang est pauvre en oxygène tandis que la couleur rouge correspond au sang chargé en oxygène	6
Figure I.4 : Les voies de conduction normales de l'influx cardiaque	8
Figure I.5 : les différentes phases du potentiel d'action d'une cellule du muscle cardiaque	8
Figure I.6 : Etapes donnant un battement cardiaque	10
Figure I.7 : Système de conduction électrique du cœur et génération du signal de l'électrocardiogramme (ECG)	12
Figure II.1 : Technique de mesure continue et invasive de la pression artérielle	14
Figure II.2 : système de mesure invasive du rythme cardiaque	14
Figure II.3 : La prise du pouls radiale	15
Figure II.4 : composants d'un stéthoscope	16
Figure II.5 : principe d'émission/réception	17
Figure II.6 : principe du tensiomètre	18
Figure II.7 : principe du cardio-tachymètre	19
Figure II.8 : Les ondes enregistrées sur un ECG normal	21
Figure II.9 : Electrode bi potentielle	24
Figure II.10 : à gauche : Les dérivations bipolaires, à droite : emplacement des électrodes suivant le triangle d'Einthoven	26
Figure II.11 : Les dérivations unipolaires	27
Figure II.12 : les positions des électrodes précordiales	28
Figure II.13 : Une vue de vecteur du 12 ECG plomb standard. Les fils frontaux sont bleu clair et les dérivations précordiales sont bleu foncé	28

Figure III.1 : Schéma synoptique global de la chaine d'acquisition	32
Figure III.2 : Electrodes d'un ECG	33
Figure III.3 : Amplificateur d'instrumentation AD624	35
Figure III.4 : Circuit du filtre passe-bas	36
Figure III.5 : Diagramme de Bode (filtre passe-bas)	36
Figure III.6 : filtre passe bas	36
Figure III.7 : Comparateur LM358	37
Figure III.8 : Circuit de Comparateur 358	37
Figure III.9 : circuit réalisé sur la platine d'essai	38
Figure III.10 : circuit électronique de système	38
Figure III.11 : Circuit imprimé du système	39
Figure III.12 : schéma d'implantation des composants de la carte électronique.....	39
Figure III.13 : Vue 3D du schéma d'implantation des composants	40
Figure III.14 : La carte Arduino UNO R3	41
Figure III.15 : Constitution de la carte Arduino UNO	42
Figure III.16 : Les principales de microcontrôleur Atmega328	47
Figure IV.1 : Les différentes parties de la fenêtre principale du logiciel Arduino	52
Figure IV.2 : Fenêtre associée au moniteur série	53
Figure IV.3 : La barre des menus	53
Figure IV.4 : Structure de la barre des boutons	54
Figure IV.5 : Résultat obtenue sur la simulation sous proteus	56
Figure IV.6 : Signal de sortie de l'AD624	57
Figure IV.7 : Le signal ECG à la sortie du filtre passe bas	57

Figure VI.8 : Le signal à la sortie du comparateur LM358	58
Figure IV.9 : Organigramme.....	59
Figure IV.10 : Résultat finale sous protues.....	60
Figure IV.11 : résultats obtenus sur le moniteur série	61

Introduction

Introduction

Les maladies cardiovasculaires constituent un problème majeur de santé publique [1]. Le cœur est l'organe central de ce système cardiovasculaire mais il peut être affecté de nombreuses pathologies.

Actuellement le domaine médicale exige de nouvelles techniques et technologies, afin d'évaluer l'information d'une manière objective [2]. Le développement de l'électronique et de l'informatique et leur utilisation conjointe dans le domaine médicale a permis d'avoir des appareils plus performants.

L'un des appareils médicaux est l'électrocardiographe (ECG). Son rôle est de recueillir les variations du potentiel électrique, les amplifier puis les enregistrer sous forme électrique appelé signal électrocardiogramme (ECG). On peut effectuer l'enregistrement de ce signal sur une feuille millimétrée ou bien le visualiser sur un moniteur (oscilloscope ou un ordinateur), puis le sauvegarder sur un support de stockage. L'acquisition du signal ECG se fait par des électrodes (2, 3 ou 10 électrodes) placées sur la surface du patient suivant un emplacement qui définit le type de dérivations [3], pour convertir le signal acquis en une vibration. L'analyse de l'ECG permet une étude détaillée qui aide au diagnostic des dysfonctionnements du cœur [1].

Le système ECG que nous avons développé, dans le cadre de notre projet de fin d'études, est capable de prélever des impulsions cardiaques en utilisant uniquement deux électrodes placées soit sur le thorax ou sur les poignets du patient. Cette technique permet d'améliorer la sécurité du patient en éliminant l'électrode de pied gauche car moins d'électrodes rendent les coûts de fixations du patient plus facile. Le signal obtenu sera traité puis amplifié, ce qui permettra de calculer et d'afficher le rythme cardiaque.

Nous avons divisés notre mémoire en quatre chapitres :

Dans le premier chapitre nous décrivons sommairement le fonctionnement du système cardiovasculaire afin d'expliquer l'origine des signaux électriques enregistrées par l'électrocardiographie.

Le second chapitre va porter sur méthodes de mesure du rythme cardiaque.

Le troisième chapitre est consacré à l'étude des différents blocs qui mènent au conditionnement du signal et à la réalisation du circuit électronique. Puis nous présenterons la carte électronique utilisée qui est la carte Arduino UNO.

Dans le dernier chapitre nous commencerons par présenter le logiciel utilisé pour programmer la carte Arduino puis les différents tests et résultats obtenus.

Nous terminerons notre mémoire par une conclusion et les perspectives envisagées.

Chapitre I

**Notion de base du
système
cardiovasculaire**

1. Préambule

Le système cardiovasculaire assure la circulation du sang dans l'organisme et permet ainsi son alimentation en oxygène et en nutriments.

Le cœur est l'élément central du système cardiovasculaire, est un muscle fonctionnant comme une pompe, son fonctionnement se base sur la succession temporelle d'évènements mécaniques et électriques complexes, régulés d'une manière dynamique. La représentation des potentiels électriques dus aux courants électriques qui circulent dans le cœur est appelée électrocardiogramme (ECG). Ce signal peut être enregistré à partir de la peau par un matériel de détection : les électrodes.

Dans ce premier chapitre nous présentons le système cardiovasculaire suivi d'une description détaillée de l'activité physiologique cardiaque.

2. Le système cardiovasculaire

Le système cardiovasculaire appelé aussi système circulatoire assure la circulation du sang d'une manière continue dans l'organisme.

Il permet ainsi d'alimenter les tissus cellulaires en oxygène et en nutriments et d'évacuer les déchets vers les reins et le dioxyde de carbone vers les poumons. Ce système est composé d'un organe pompe, le cœur, un réseau continu et fermé de conduits qui permettent le transport du sang, et d'un système vasculaire (les veines et les artères).

2.1. Le Cœur

Le cœur est un organe creux et musculaire comparable à une pompe, assure la circulation du sang dans les veines et les artères. Sa forme est similaire à un cône inversé (sa base vers le haut et à droite et son apex en bas et à gauche).

Le cœur se situe dans le médiastin, c'est la partie médiane de la cage thoracique délimitée par les deux poumons, le sternum et la colonne vertébrale. Il se trouve un peu à gauche du centre du thorax. Sa taille est environ 1.5 fois la taille du poing fermé de la personne, il pèse environ 300 grammes chez l'homme adulte, 250 grammes chez la femme. Il est capable de propulser, au repos, 5 à 6 litres de sang par minute soit près de 220 millions de litres de sang en 70 ans de vie. [2]

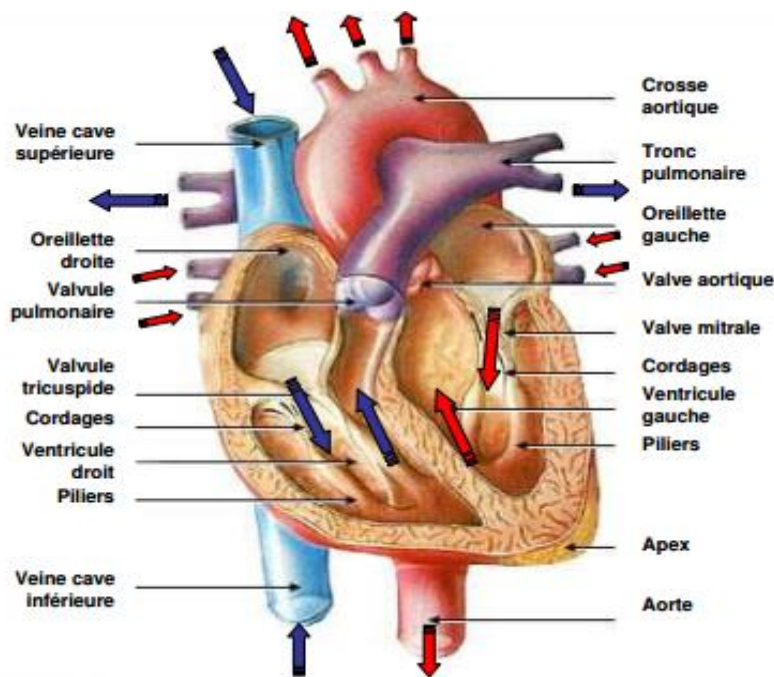


Figure I.1 : Schéma fonctionnel du cœur. [2]

Le cœur est subdivisé en quatre cavités : deux oreillettes (atrium) et deux ventricules permettant de propulser le sang vers toutes les cellules du corps humain, Les paires oreillettes ventricule droite et gauche constituent respectivement les cœurs droit dit veineux et gauche dit artériel qui sont séparés par le septum qui est un mur musculaire épais évitant le passage du sang entre les deux moitiés du cœur. Des valves entre les oreillettes et les ventricules assurent le passage unidirectionnel du sang.

Son fonctionnement se base sur l'enchaînement temporel d'événements mécaniques et électriques complexes régulés de manière dynamique. L'activité cardiaque est cyclique, la séquence de tous ces événements qui la composent dure une seconde environ au repos. Elle se répète durant toute la vie, assurant une circulation sanguine et une oxygénation incessantes.

a. Les oreillettes

L'oreillette droite reçoit les deux veines caves et le sinus coronaire. L'oreillette Gauche reçoit sur sa face postérieure les 4 veines pulmonaires. Chaque oreillette est prolongée d'une auricule. A gauche, il se situe entre l'artère pulmonaire et la base du ventricule gauche.

b. Les ventricules

On distingue la chambre de remplissage et la chambre de chasse. Ces deux

Chambres sont séparées, à droite par l'éperon de WOLFF, à gauche par la grande valve mitrale. [4]

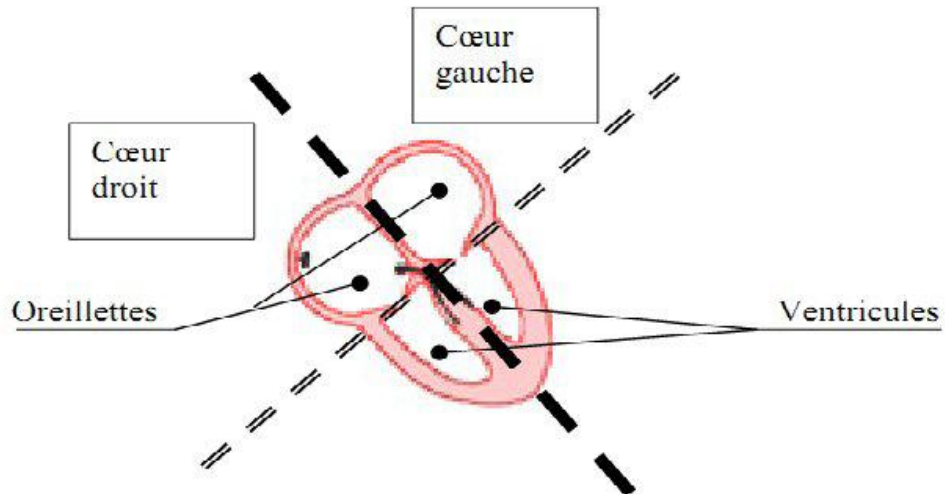


Figure I.2 : les cavités cardiaques se séparent en deux cœurs (droite et gauche), Qui se Découpent eux-mêmes en oreillettes et ventricules. [4]

2.2. Le Système vasculaire

Le système vasculaire est un ensemble de veines et artères relié au cœur formant un circuit à haute pression qui assure la circulation sanguine dans l'organisme, il se divise en deux circulations dites pulmonaire et systémique. [3]

Cette circulation assure la conduction du sang oxygéné à travers les capillaires artériels. Ce dernier permet le transfert de l'oxygène du sang aux organes. Le sang pauvre en oxygène est récupéré par l'oreillette droite revient au cœur par les veines caves supérieure et inférieure, puis envoyé par les artères pulmonaires dans la petite circulation où il est oxygéné dans les poumons, et le propulse après contraction vers le ventricule droit, Cette phase est la systole auriculaire suivie d'une autre diastole, permettant d'envoyer le sang dans les poumons à travers les artères pulmonaires. Le dioxyde de carbone véhiculé par ce sang sera évacué par les poumons vers l'extérieur du corps, et par la suite sera rechargé en oxygène. Le sang revient ensuite au cœur dans l'oreillette gauche, puis passe dans le ventricule gauche là où il est envoyé vers les organes dans le réseau artériel à travers l'aorte, l'ensemble de ces étapes forme la circulation sanguine illustrée sur la Figure I.3 :

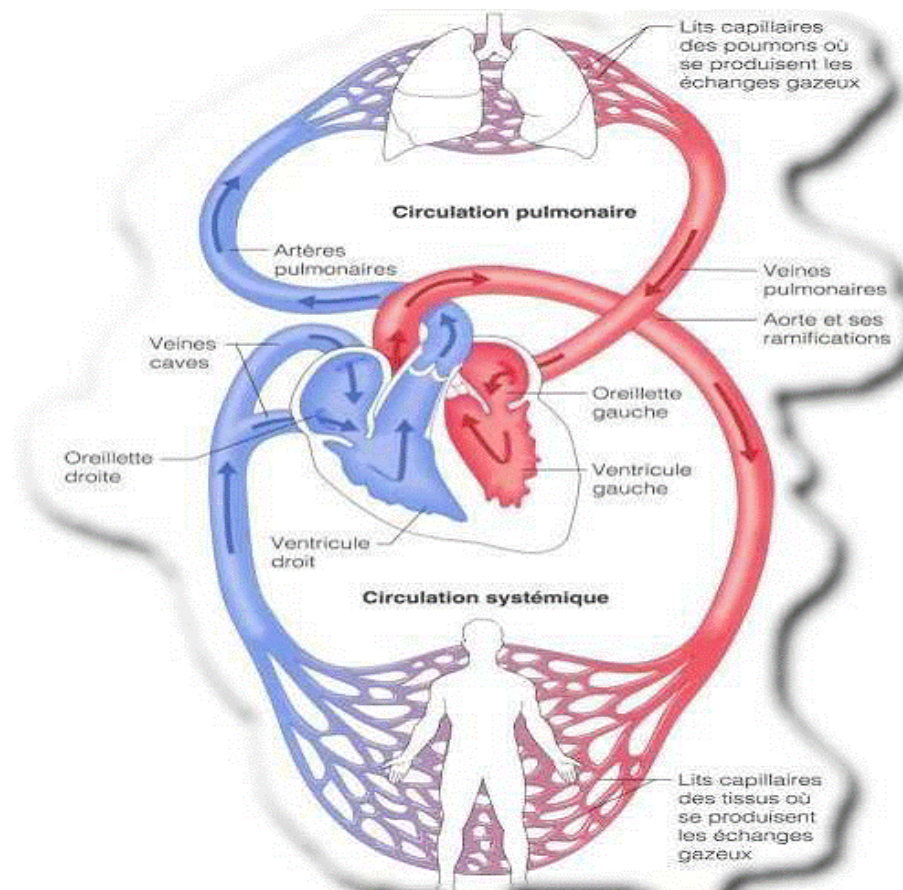


Figure I.3 : Schéma du circuit sanguin. La couleur bleu indique que le sang est pauvre en oxygène tandis que la couleur rouge correspond au sang chargé en oxygène. [3]

On distingue la grande circulation et la petite circulation :

La grande circulation comprend la partie gauche du cœur (dite le cœur gauche) avec l'oreillette et le ventricule gauche, et l'aorte (la grosse artère qui sort du ventricule gauche) qui va distribuer l'oxygène à tout l'organisme en particulier les organes vitaux : cerveau, reins, foie etc. Tandis que la petite circulation représente la circulation pulmonaire. Elle comprend l'oreillette et le ventricule droit (dit le cœur droit), l'artère pulmonaire, les poumons, et les veines pulmonaires. Elle permet au sang de se recharger en oxygène. [5]

3. Cycle cardiaque

Chaque battement du cœur entraîne une séquence d'événements mécaniques et électriques collectivement appelées cycle cardiaque.

3.1. Activité électrique du cœur

Le cœur n'est plus comme tous les muscles du corps humain, qui ont besoin d'un stimulus pour se contracter, il est myogénique donc il s'excite tout seul et se contracte.

La séquence rythmique de contraction du muscle cardiaque a pour origine la propagation d'une onde électrique qui excite les cellules musculaires dans un ordre bien établi afin que la contraction soit la plus efficace possible. La dépolarisation (inversion de polarité électrique de la membrane par passage actif d'ions) prend naissance dans le nœud sinusal ou nœud de Keith et Flack situé dans la paroi supérieure de l'atrium droit. Le courant électrique induit de l'ordre de microvolt est transmis dans l'ensemble des oreillettes et passe dans les ventricules par l'intermédiaire du nœud auriculo-ventriculaire ou nœud de d'Aschoff-Tawara, il se propage dans le septum par le faisceau de His, constitué de fibres spécialisées appelées fibres de Purkinje. Chaque battement cardiaque est un processus mécanique engendré par des phénomènes bioélectriques, notamment ioniques.

La paroi de cœur est formée d'un tissu musculaire contractile appelé le myocarde. Il existe dans ce dernier un tissu musculaire très particulier qui est le tissu nodal, ce tissu joue un rôle primordial, car il stimule et entretient les battements cardiaques. [6]

Ce tissu est constitué essentiellement de :

- **Nœud sinusal** : localisé dans la paroi de l'oreillette droite tout près de la veine cave supérieure, il détermine la fréquence cardiaque (pour un être humain en bonne santé est d'environ 70 battements par minute), et aussi le pacemaker pour le rythme cardiaque normal.
- **Nœud Auriculo -ventriculaire AV** : il occupe la partie intérieure de la cloison inter auriculaire.
- **Faisceau de His** : ce faisceau pénètre dans la cloison inter ventriculaire et se divise en deux branches droites et gauches qui se ramifient dans le myocarde ventriculaire.
- **Réseau de Purkinje** : ce réseau est créé par la ramification des deux branches du faisceau de His.

On peut voir tous ces éléments dans la Figure I.4 :

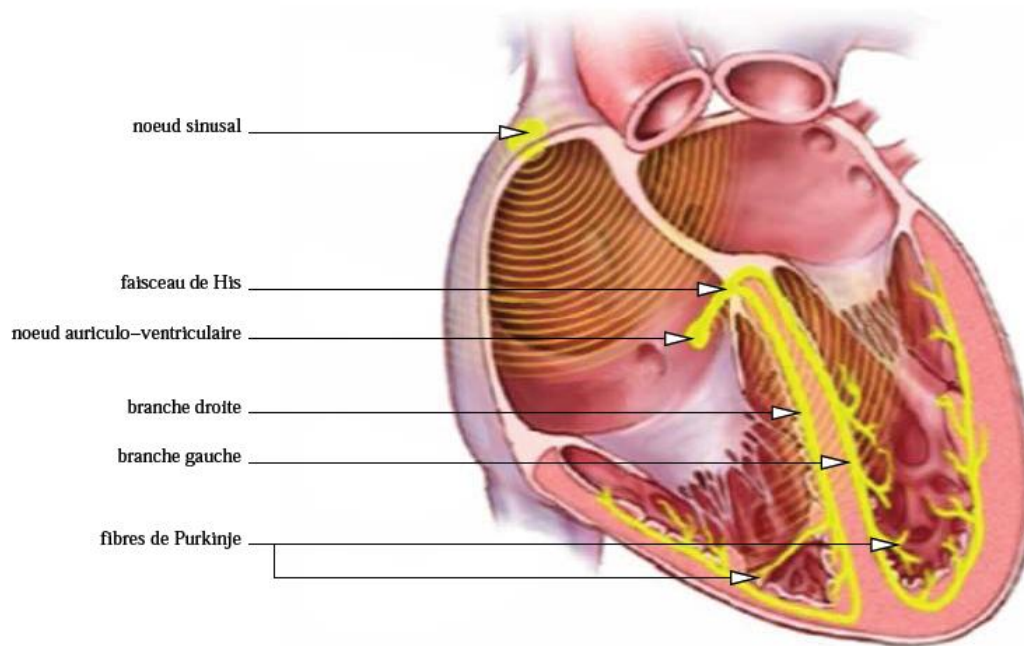


Figure I.4 : Les voies de conduction normales de l'influx cardiaque. [6]

Les cellules myocardiques sont à chaque instant chargées électriquement et se comportent comme des dipôles électriques, variant entre une charge électrique positive ou négative, en fonction du potentiel d'action et de leur statut dépolarisé (potentiel positif) ou repolarisé (potentiel négatif) (Figure I.5)

Lorsque la cellule est excitée par un stimulus électrique, la membrane aboutie à une entrée brutale de sodium, suivie d'une entrée de calcium et d'une sortie de potassium. C'est le potentiel d'action.

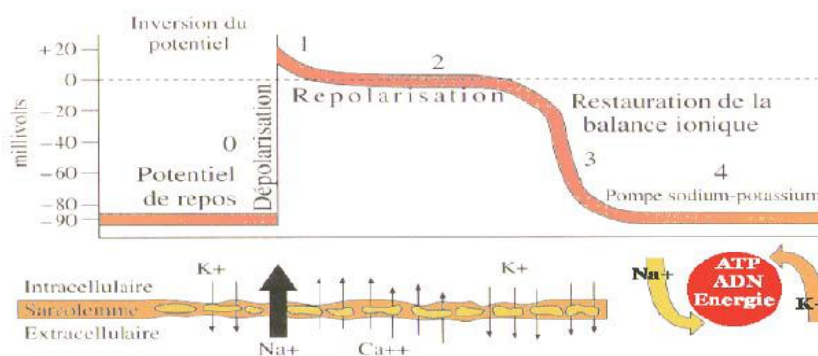


Figure I.5 : les différentes phases du potentiel d'action d'une cellule du muscle cardiaque. [7]

La phase 0 ou dépolarisation rapide : après une excitation électrique au-dessus du seuil d'activation de la cellule, un afflux rapide d'ions Na^+ rentre dans la cellule et inverse rapidement la polarité de la cellule.

La phase 1 ou repolarisation rapide initiale : elle est caractérisée par une repolarisation rapide de courte durée, due à l'inactivation des canaux Na^+ et au flux sortant d'ions de potassium K^+ .

La phase 2 ou plateau : elle correspond à la phase de repolarisation lente. Elle est due à l'entrée lente des ions Ca^{++} dans la cellule qui atténue l'influence des canaux K^+ continuant à sortir, ralentissant ainsi la phase de repolarisation.

La phase 3 ou repolarisation : elle correspond à la phase de repolarisation finale, et se caractérise par la fermeture de canaux ioniques spécifiques qui ramène la cellule au potentiel de repos original. Durant cette phase, les ions K^+ sont toujours sortants tandis que le potentiel de la cellule tend vers son seuil de repos.

Les phases 4 ou potentielles de repos : elle correspond au potentiel de repos, où la cellule est plus facilement excitable.

3.2. Activité mécanique du cœur

Le cœur se contracte de façon automatique et indépendante de la volonté, cette contraction est contrôlée par le système nerveux central qui peut accélérer (effort) ou ralentir (repos) le rythme cardiaque. Et même isolé un cœur continue à battre seul car il possède un tissu spécial qui au sein du muscle, assure la contraction autonome du cœur.

Le travail du cœur se divise en deux périodes : la systole et la diastole.

- La systole est la période correspondant à l'éjection du sang dans la grande et petite circulation. Elle se décompose en deux phases : la systole auriculaire, et la systole ventriculaire.
- La diastole est la phase de relaxation du cœur pendant laquelle il se remplit du sang. Cette période est composée de deux phases : la relaxation ventriculaire et la phase de repos. [8]

Le déroulement d'un phénomène mécanique et électrique donne naissance à un battement cardiaque (Figure I.6).

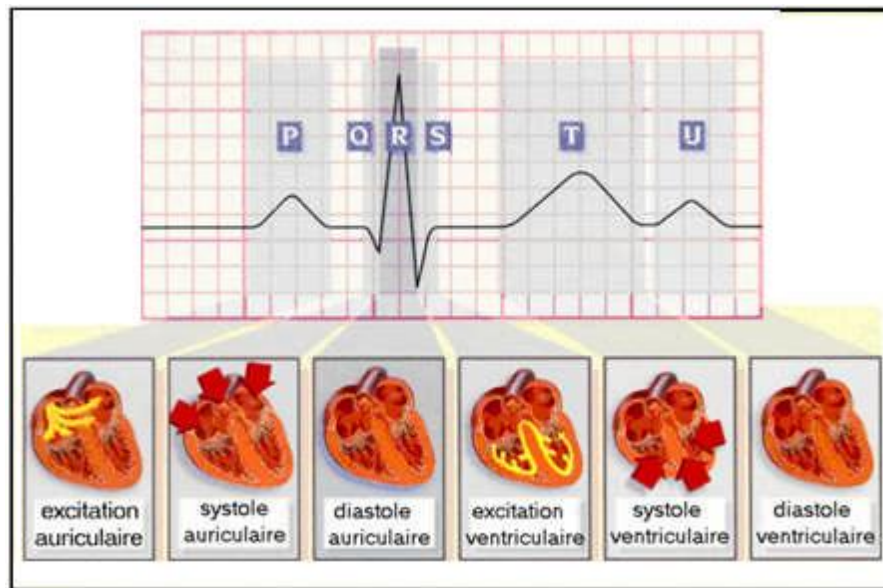


Figure I .6 : Etapes donnant un battement cardiaque. [8]

4. Le débit cardiaque

Le débit du sang dans le système cardiovasculaire se fait toujours d'une région de haute pression vers une région de basse pression, la pompe cardiaque assure la propulsion du sang dans l'appareil circulatoire sous une pression plus ou moins élevée.

Le débit cardiaque est égal au volume de sang expulsé dans l'unité de temps. Le débit est généralement exprimé en litres par minute. Il est important de comprendre que le débit cardiaque est la quantité de sang pompée par chaque ventricule et non la quantité totale de sang pompée par les deux ventricules. Pour obtenir le débit cardiaque (D_c), il suffit de multiplier le volume d'éjection systolique (V_s) par la fréquence cardiaque (F_c).

$$D_c = V_s * F_c \quad [9] \quad (1.1)$$

Avec :

D_c : litre /minute.

V_s : litre.

F_c : battement/minute.

5. La fréquence cardiaque

La fréquence cardiaque est le nombre de contractions ventriculaires par unité de temps, on le repère sur un ECG grâce au nombre de complexes QRS, donc de dépolarisation

des ventricules par une impulsion électrique à chaque minute. Elle est très rapide chez un nouveau-né, rapide chez un enfant et légèrement plus lente chez une personne âgée.

La fréquence cardiaque diminue pendant l'expiration et augmente durant l'inspiration ou lors d'une activité physique légère ou intense et en présence de stress. Un bon entraînement cardiovasculaire permet de diminuer la fréquence cardiaque au repos. [9]

6. La genèse du signal ECG

Le cœur possède son propre centre d'automatisme, le nœud sinusal, qui émet régulièrement des impulsions de potentiel (dépolariation) et qui stimulent les fibres myocardiques. Ainsi, l'onde de dépolariation prend naissance au niveau du nœud sinusal et correspond à l'onde P de l'ECG.

Cette onde se propage à travers le myocarde auriculaire. L'activation auriculaire commence par l'oreillette droite puis par l'oreillette gauche induisant la contraction des oreillettes. L'onde se dirige ensuite vers le nœud auriculo-ventriculaire qui permet la conduction électrique entre les oreillettes et les ventricules isolés électriquement par l'anneau fibreux du cœur. L'influx ralenti fortement en traversant le nœud auriculo-ventriculaire (AV) pour permettre au sang de pénétrer dans les ventricules. Ensuite, l'onde se propage à travers le faisceau de His vers les fibres constituant le réseau de Purkinje. La vitesse de conduction très rapide dans le réseau de Purkinje permet une dépolariation quasi instantanée de l'ensemble du muscle ventriculaire et entraîne la contraction des ventricules. Cette phase se traduit par le complexe QRS. Puis suit la diastole ventriculaire, les fibres musculaires se repolarisent et reviennent ainsi dans leur état initial. La repolarisation ventriculaire se traduit par l'onde T. (La figure I.7) présente les différentes formes d'ondes qui apparaissent dans les différents tissus du muscle cardiaque. [10]

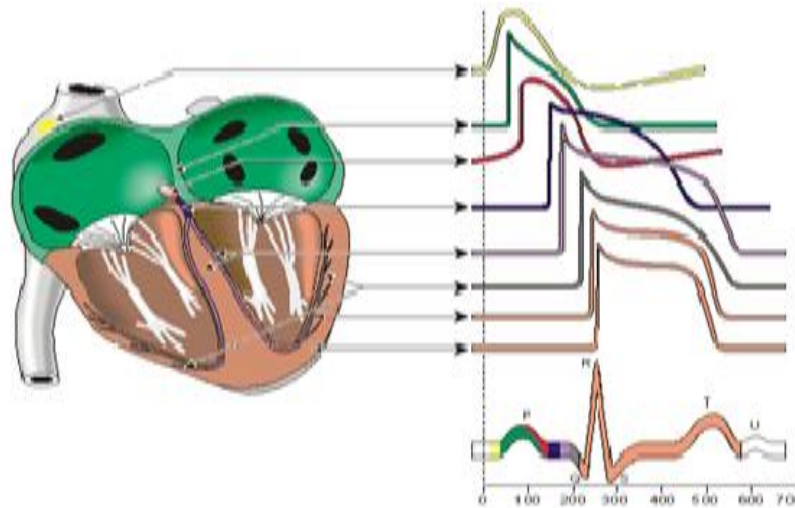


Figure I.7 : Système de conduction électrique du cœur et génération du signal de l'électrocardiogramme (ECG). [10]

7. Discussion

Ce chapitre a pour but de sensibiliser le lecteur à l'importance d'étudier le fonctionnement du système cardiovasculaire qui permet de comprendre l'origine des signaux électriques enregistré, ce dernier est très complexe. De ce fait, il existe plusieurs méthodes pour le calcul et le suivi du rythme cardiaque.

Chapitre II

Méthodes de mesure du rythme cardiaque

1. Préambule

Le rythme cardiaque est la conséquence de la contraction des ventricules du cœur. Sa mesure est exprimée en nombre de battements par minutes (bpm). On parle aussi de la fréquence cardiaque.

La mesure du rythme cardiaque peut être effectuée de deux manières différentes, soit d'une manière invasive c'est-à-dire directement dans l'artère, ou indirectement (non invasive) [21].

Dans ce deuxième chapitre nous présenterons une étude sur méthodes de mesure du rythme cardiaque.

2. Méthode invasive

La Pression artérielle invasive est la mesure continue de la pression artérielle par un cathétérisme, le cathéter artériel est relié à un transducteur qui va permettre la transformation d'une impulsion mécanique en signal électrique.

La mesure invasive du rythme cardiaque est réalisée on introduisant un cathéter artériel dans une artère périphérique (aorte, radiale, humérale, fémorale, etc.) et de prendre la mesure directement, c'est la méthode hémodynamique.

2.1. Le cathéter :

Le cathéter est un dispositif médical consistant en un tube, de largeur et de souplesse variables il est destiné à être inséré dans la lumière d'une cavité du corps ou d'un vaisseau sanguin et permet le drainage ou l'infusion de liquides .

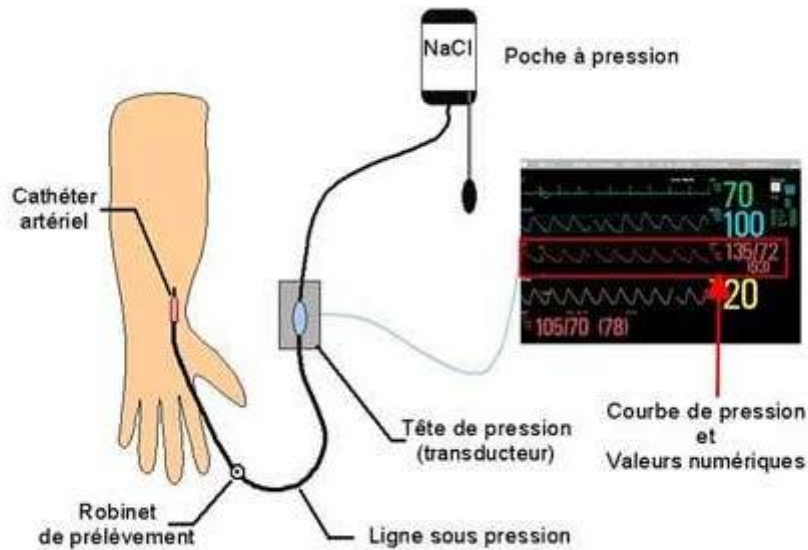


Figure II.1 : Technique de mesure continue et invasive de la pression artérielle.

2.2. Méthode hémodynamique

L'hémodynamique ou « dynamique du sang », est la science des propriétés physiques repose en générale sur l'introduction d'un cathéter fin relié à un capteur de pression rempli d'une solution anticoagulante (saline/héparine) dans l'artère, le cathéter possède un port d'accès à la pression à mesurer et un autre qui est connecter à une unité de traitement, la variation cyclique des pressions ainsi mesurée permet de calculer en temps réel le rythme cardiaque. [9]

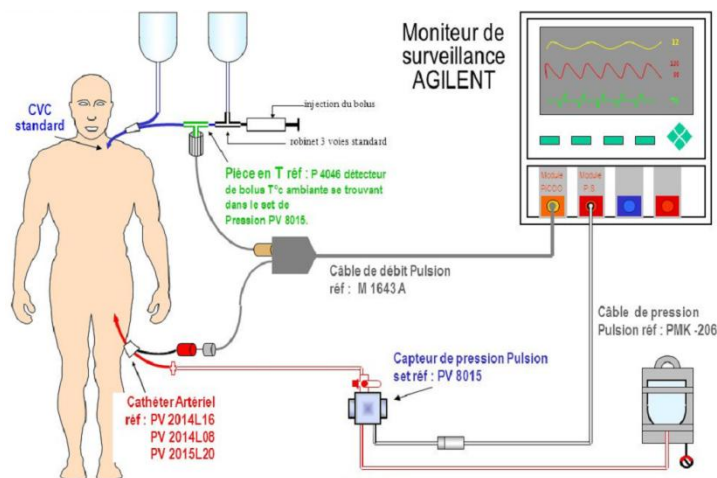


Figure II.2 : système de mesure invasive du rythme cardiaque. [9]

3. Méthode non invasive

La mesure non invasive du rythme cardiaque peut être effectuée par différents méthodes selon les besoins et les outils disponibles.

3.1. La prise de pouls

La manière la plus simple d'évaluer le rythme cardiaque est de prendre le pouls. Cela consiste à appuyer avec un ou plusieurs doigts à travers la peau sur une artère contre un os, la pulpe des doigts permet de sentir les gonflements de l'artère dus à l'augmentation de la pression artérielle par la contraction du cœur (systole) compter pendant une minute.

Il est parfois recommandé de mesurer le pouls avec des doigts autres que le pouce. Pourtant, le pouce bénéficie d'une sensibilité supérieure à celle des autres doigts, il est donc mieux adapté à la mesure du pouls.

Il peut être pris aussi au niveau des artères carotidiennes (cou), des artères fémorales (pli de l'aîne), des artères humérales (pli du coude), des artères cubitales et radiales (poignet), des artères tibiales (cheville). Il donne de précieuses indications sur l'état du flux sanguin, mais le résultat peut ne pas être précis. [21]



Figure II.3 : La prise du pouls radiale. [21]

3.2. Le stéthoscope

Un stéthoscope est un instrument acoustique, servant principalement à l'écoute des sons internes du corps et les ondes sonores émanant du cœur. Capté à l'aide d'une membrane, puis transmis par un système de microphone et de hauts parleurs sur une faible distance jusqu'aux oreilles de l'utilisateur.

Actuellement, les stéthoscopes comportent un ou deux pavillons, pièces métalliques pourvues d'une membrane que l'on applique sur la peau du patient. Cette membrane, mise en

vibration par les sons corporels, est reliée par un ou deux tubes souples en caoutchouc aux embouts que l'opérateur place dans ces oreilles. La rigidité du système au niveau auriculaire, ce fait grâce à une armature métallique, la lyre constitue un amplificateur acoustique (large pavillon, petits écouteurs). Les capteurs peuvent filtrer certaines fréquences, pour recueillir les sons plus spécifiquement aigus ou graves, selon les diagnostics à effectuer. [21]

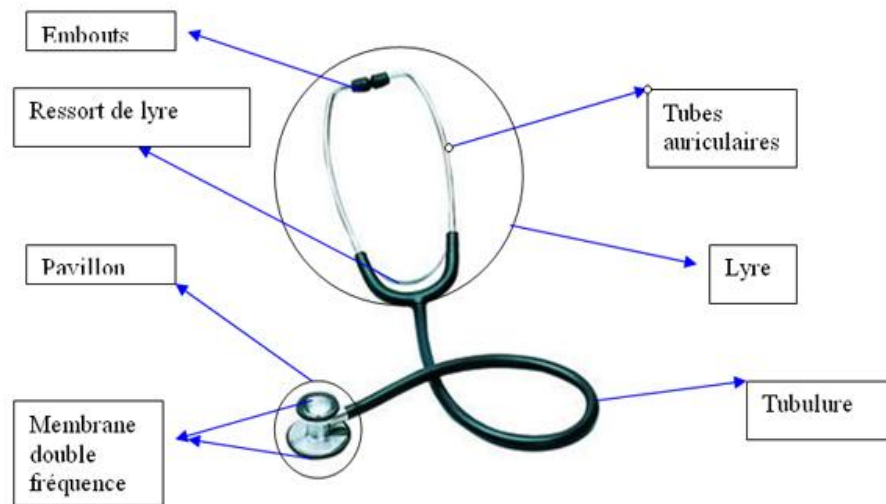


Figure II.4 : composants d'un stéthoscope. [21]

Le stéthoscope présente un avantage d'écouter les bruits cardiaques qui peuvent conduire à calculer le rythme cardiaque, n'a pas d'effet secondaire, mais son utilisation est limitée aux utilisateurs qui ont fait l'objet d'une formation théorique. [21]

3.3. L'oxymètre de pouls

L'oxymètre de pouls est un appareil médical destiné à mesurer d'une façon simple, non invasive et continue la saturation pulsée de l'hémoglobine en oxygène (SpO_2), la fréquence de pouls ou ce qu'on appelle, la fréquence cardiaque.

Cet appareil a de nombreuses applications en pneumologie, anesthésie et surtout en médecine d'urgence.

3.3.1. Principe de fonctionnement

L'oxymètre de pouls est constitué de trois éléments suivants :

- le moniteur qui enregistre et affiche les mesures.
- le capteur SpO₂ (Saturation Pulsée en Oxygène).
- le câble qui relie le moniteur au capteur.

Le principe de fonctionnement de cet appareil repose sur l'émission de deux lumières (rouge et infrarouge), respectivement d'une longueur d'onde de 660 et 940 nm, et de la mesure de leur absorption par le flux pulsatile du sang.

L'absorption de la lumière rouge et infrarouge sera variable selon son oxygénation, autrement dit, sa saturation. C'est grâce à cette propriété que ces capteurs vont pouvoir déterminer la SpO₂.

L'appareil détermine la saturation selon la couleur du sang qui sera déduite en fonction de l'absorption des lumières émises. Il va donc fournir une SpO₂, mais également une fréquence cardiaque. [11]

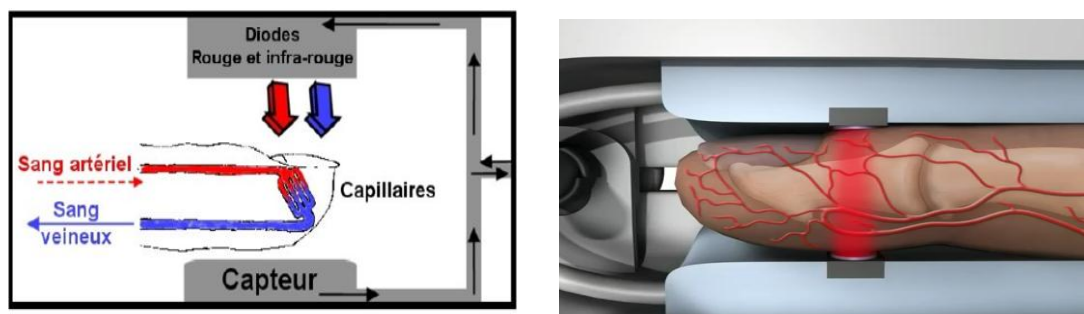


Figure II.5 : principe d'émission/réception. [11]

L'oxymètre de pouls est une technique simple et peu risquée [12]. Toutefois, il possède des limites qui peuvent influencer sur la mesure. Parmi elles, on trouve :

- Le froid.
- la baisse du débit cardiaque et l'hypotension tendant à faire chuter les valeurs de la saturation. Lorsque le débit cardiaque chute les lectures sont jugées non fiables. La lecture est de moins en moins fiable.

- L'artefact secondaire au mouvement du patient : le mouvement du patient peut amener un mauvais positionnement de la sonde sur le doigt.
- Interférence colorimétrique : le principe de fonctionnement du saturomètre est basé sur l'absorption de deux longueurs d'onde de lumières émises. Tout ce qui peut perturber l'absorption du signal sera source d'erreur (vernis à angle, bleu de méthylène).

3.4. Le tensiomètre

Un tensiomètre ou (sphygmomanomètre) est un appareil médicale utilisé pour la mesure de la pression artérielle, repose sur le principe de la détection des ondes de pression artérielle et le rythme cardiaque qui s'effectue par plusieurs méthodes, mais la plus utilisée est la méthode oscillométrique. Elle s'effectue sur les membres du patient.



Figure II.6 : principe de tensiomètre.

Les étapes de mesure sont les suivantes :

- Le brassard se gonfle à la tension prédéterminée par l'utilisateur au-dessus de la pression à mesurer, soit 180 mm Hg pour un adulte, coupant la circulation sanguine dans l'artère du membre contrôlé (ici le capteur ne capte aucune impulsion).
- Le brassard se dégonfle progressivement.
- Lorsque la pression du brassard atteint celle du pic systolique le tensiomètre enregistre la pression artérielle systolique, le son commence à être audible (si on utilise un stéthoscope).
- La pression du brassard décroît encore jusqu'à atteindre le pic diastolique. le son ou le mouvement n'est plus capté (il n'y a plus de pulsation dans l'aire du brassard). Le tensiomètre enregistre alors la pression artérielle diastolique. [12]

3.5. Le Cardio-tachymètre

Pour certaines pathologies, le rythme cardiaque et le taux d'oxygénation du sang sont des indicateurs d'alerte, et pour bien prévenir ces pathologies, le cardio-tachymètre est mis en œuvre pour accomplir la même mission que les méthodes et les outils cités précédemment, qui est la détection du rythme cardiaque.

Le cardio-tachymètre est un appareil d'enregistrement de la vitesse des battements cardiaque (rythme cardiaque), il est sous forme d'un capteur au niveau des doigts qui se base sur l'opacité du sang dans les capillaires [9].

3.5.1. Principe du cardio-tachymètre

Le principe du cardio-tachymètre est de prélever des impulsions cardiaques grâce à un capteur qui se base sur l'émission d'une lumière infrarouge sur un coté du doigt et la réception de la lumière transmise sur l'autre côté par un phototransistor sensible à cette lumière. Toutefois, il faut assurer une certaine isolation par rapport à la lumière ambiante. Le déplacement du sang dans le doigt modifie son opacité. La variation de lumière est très faible, par conséquent il introduit une petite variation de tension. Cette petite variation sera donc traiter et amplifier. Ce qui permettra de calculer et d'afficher le rythme cardiaque (un nombre proportionnel à la pulsation cardiaque en nombre de battement par minute).

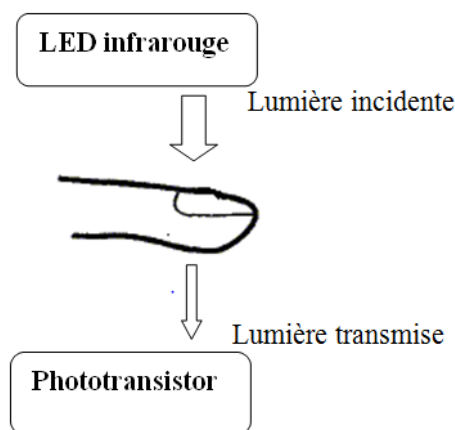


Figure II.7 : principe du cardio-tachymètre. [9]

3.6. L'électrocardiographe

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.

L'électrocardiographe consiste à recueillir les variations du potentiel électrique, les amplifier puis les enregistrer sous forme électrique appelé signal électrocardiogramme (ECG). [5]

Un Electrocardiographe 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.

Aujourd'hui l'électrocardiographie est une technique relativement peu coûteuse, permettant à l'aide d'un examen indolore et sans danger, de surveiller l'appareil cardio-circulatoire, notamment pour la détection des troubles du rythme et la prévention de l'infarctus du myocarde.

3.6.1. L'électrocardiogramme

L'électrocardiogramme abrégé par l'acronyme « ECG », le tracé électro cardiographique est une forme de visualisation de tension électrique qui est la différence de potentiel électrique provoquée par la propagation de l'influx électrique au sein du cœur, qui résulte de l'excitation du cœur. Ces signaux sont obtenus à partir de points bien précis situés sur la peau par l'intermédiaire d'électrodes placées à la surface du corps (dérivations cardiaques). [6]

L'ECG exprime les événements électriques de l'excitation cardiaque et peut renseigner sur l'état du cœur. La fréquence de battement, la nature et la genèse du rythme, l'excitation et ses effets, ainsi que les perturbations éventuelles sont véhiculées par le signal de l'ECG, d'où son extrême importance.

3.6.2. Enregistrement de l'électrocardiogramme

Pour pouvoir lire le signal de l'ECG, il est nécessaire d'avoir un moyen permettant d'enregistrer ce signal. Pour cela plusieurs techniques sont mises en œuvre [13]. On peut effectuer l'enregistrement de ce signal sur une feuille millimétrée ou bien, le visualiser sur un moniteur (oscilloscope ou un ordinateur), puis le sauvegarder sur un support de stockage. L'acquisition du signal de l'ECG se fait par des électrodes placées sur la surface du patient suivant un emplacement qui définit un type de dérivations. Puis, il y a un système sur lequel sont reliées ces électrodes, pour convertir le signal acquis en une vibration.

3.6.3. Les ondes du signal ECG normal

La dépolarisation et la repolarisation des structures myocardiques se présente dans l'ECG comme une séquence de déflexions ou ondes superposées à une ligne de potentiel zéro, appelée ligne isoélectrique ou ligne de base. Ces déflexions sont dites positives si elles sont situées au-dessus de la ligne isoélectrique sinon elles sont dites négatives. [14]

Pour chaque battement cardiaque l'ECG enregistre principalement trois ondes successives :

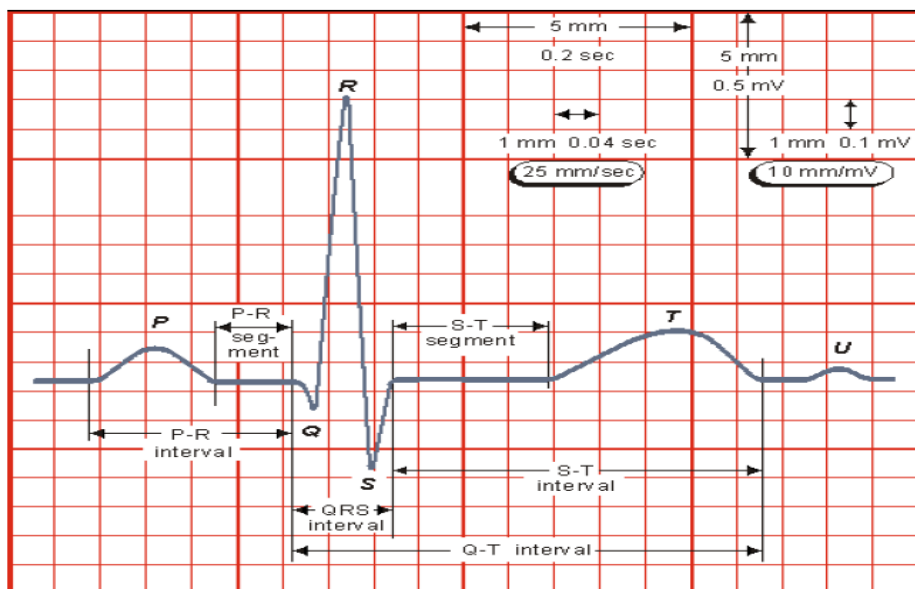


Figure II.8 : Les ondes enregistrées sur un ECG normal. [14]

- **L'onde P**

C'est la première onde détectable. Elle apparaît quand l'impulsion électrique se propage à partir du nœud sinusal pour dépolariser les oreillettes (voir Figure II.7) Sa masse musculaire relativement faible entraîne une variation de potentiel faible (moins de 0.25mv).

La progression de l'onde de dépolarisation dans les oreillettes est beaucoup plus lente que dans les ventricules. Par conséquent, la région des oreillettes autour du nœud sinusal est dépolarisée très en avance par rapport aux régions plus éloignées.

Puis, l'onde de repolarisation est produite à l'inverse de l'onde de dépolarisation P. Normalement, l'onde de repolarisation des oreillettes apparaît au moment où le complexe QRS est produit. Comme ce complexe est beaucoup plus intense que le premier, l'onde de repolarisation est cachée.

- **Le complexe QRS**

C'est un ensemble de déflexions positives et négatives qui correspondent à la contraction des ventricules. Pour un cas normal, il a une durée inférieure à 0.12 seconde et son amplitude variable est comprise entre 5 et 20mV. Il est constitué de trois ondes :

- L'onde Q : première déflexion négative
- L'onde R : première déflexion positive
- L'onde S : déflexion négative qui suit l'onde R.

Sa forme est variable selon les dérivations utilisées (emplacement des électrodes) ou une arythmie donnée.

- **L'onde T**

Elle correspond à la repolarisation ventriculaire. Elle est normalement de faible amplitude et ne témoigne d'aucun événement électrique. Cette onde succède au complexe QRS après retour à la ligne isoélectrique.

En général, un tracé d'un électrocardiogramme normal se présente comme illustré dans la figure. La caractérisation d'un ECG concerne les durées, les amplitudes et la morphologie des ondes P, QRS et T, ainsi que d'autres paramètres temporels qui sont les segments PR et ST, et les intervalles PR, QT et ST.

3.6.4. Les segments et intervalles du signal ECG

En plus des différentes ondes qui sont les paramètres de base pour une bonne caractérisation d'un signal ECG, il existe un certain nombre d'intervalles et de segments qui portent des informations très utiles sur la vitesse de conduction de l'impulsion électrique dans les différentes parties du cœur [2]. Les intervalles et les segments les plus importants sont :

- L'intervalle PR ou PQ

Il représente l'intervalle de temps entre le début de la dépolarisation des oreillettes et le début de la dépolarisation ventriculaire. Il représente le temps nécessaire à l'impulsion électrique pour se propager du nœud sinusal jusqu'aux ventricules.

La durée de l'intervalle PR varie de 0.12 à 0.20 secondes en fonction de la fréquence cardiaque et de l'âge.

- L'intervalle QRS

La durée de cet intervalle représente le temps de dépolarisation ventriculaire.

-Le segment ST

Il représente l'intervalle durant lequel les ventricules restent dans un état de dépolarisation actif. Le segment ST est la partie du tracé comprise entre la fin du complexe QRS et le début de l'onde T. Il correspond à la phase 2, en plateau, du potentiel d'action transmembranaire.

Le segment ST normal peut être légèrement décalé, vers le haut au repos, ou vers le bas à l'effort.

- L'intervalle QT

Il représente la durée entre le début du complexe QRS et la fin de l'onde T. Cet intervalle reflète la durée de la dépolarisation et repolarisation ventriculaire.

En effet sa dynamique peut être associée à des risques d'arythmie ventriculaire et de mort cardiaque soudain.

- L'intervalle RR

Il est délimité par les sommets de deux ondes R consécutives et d'où est évaluée la fréquence cardiaque instantanée. Cet intervalle est utilisé pour la détection des arythmies ainsi que pour l'étude de la variabilité de la fréquence cardiaque, tel que $F=1/T_{RR}$ [Hz].

3.6.5. Caractéristiques d'un signal ECG dit normal

- **Rythme** : sinusal (la majorité des complexes QRS sont commandées par une onde P issue du sinus de Keith et Flack)
- **Onde P** : durée $< 0,12$ s ; Amplitude $< 0,25$ mV.
- **Espace PR** : isoélectrique, entre 0,12 et 0,20 s.
- **Complexes QRS** : Durée $< 0,11$ s.
- **Repolarisation** : Point J et segment ST isoélectriques, ondes T positives, asymétriques, d'axe proche de celui des QRS. Ondes U absentes ou inférieures aux ondes T. Intervalle QT prévu par la fréquence cardiaque.

3.6.6. L'électrode

L'électrode a pour fonction de capter par voie externe les ondes électriques émises par le cœur. C'est une plaque faite d'un matériau conducteur que l'on mettra en contact avec la peau. (Voir figure II.9)

Afin de ne pas augmenter démesurément les dimensions de l'électrode, on utilise un électrolyte : la crème de contact ECG. Les ions répartis dans la crème transmettent les variations de potentiel du corps entre la peau et la plaque conductrice par conduction ionique. Il faut ensuite trouver un dispositif de fixation de façon à maintenir le contact sans risque que le patient ne les arrache en bougeant. [15]

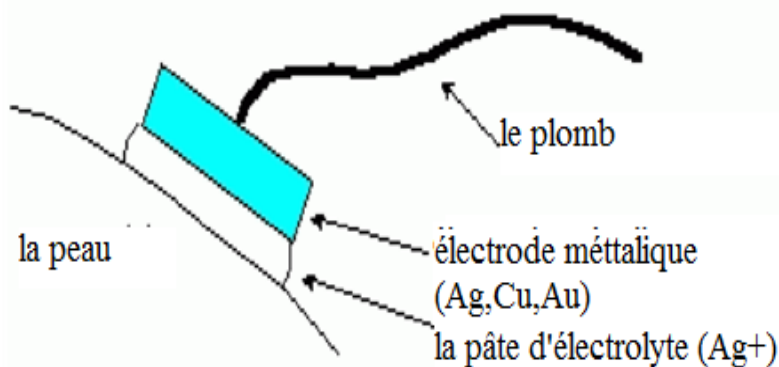


Figure II.9 : Electrodes bi potentielles. [15]

3.6.7. Les dérivations standards

La dérivation en électrocardiographie correspond à une droite qui lie les deux points d'observation de l'activité électrique du cœur, à partir desquels on mesure une différence de potentiel électrique. Généralement les appareils électro cardiographiques peuvent enregistrer plusieurs différences de potentiels en même temps, selon l'emplacement et le nombre d'électrodes réparties sur le corps. Chaque mesure de ces potentiels correspond alors à une dérivation de l'ECG. En général en cardiologie clinique, on utilise 12 dérivations connues comme les dérivations standards. [15]

. Les dérivations standards forment un système de 12 dérivations complémentaires :

- 3 dérivations bipolaires d'Einthoven sur les membres : DI, DII et DIII,
- 3 dérivations unipolaires augmentées de Goldberger, sur les membres : aVR, aVL et aVF,
- 6 dérivations unipolaires précordiales, de Kossman : V1, V2, V3, V4, V5 et V6.
- on peut rajouter les dérivations plus droites : V1R à V4R et plus gauche : V7 à V9.

Plan Frontal		Plan Horizontal	
Dérivations Des membres		Dérivations Précordiales	
Dérivations bipolaires	Dérivations unipolaires	Dérivations unipolaires	
I	aVR	V1	V4
II	aVF	V2	V5
III	aVL	V3	V6

Tableau II.1 : Nomenclature des douze dérivations standards.

- **Dérivation bipolaire**

En 1913, Einthoven a proposé trois dérivations bipolaires DI, DII, DIII, Ces dérivations appelée aussi (périphériques ou dérivations des membres), car elle permet de mesurer une différence de potentiel entre deux électrodes, aussi d'étudier l'activité électrique du cœur sur le plan frontal. Elles sont obtenues au moyen de 4 électrodes appliquées au bras droit, au bras gauche et à la jambe gauche, l'électrode de la jambe droite étant une électrode neutre destinée à éliminer les parasites électriques avec :

- DI enregistre la différence de potentiel entre le bras gauche (VL) et le bras droit (VR).
- DII enregistre la différence de potentiel entre la jambe gauche (VF) et le bras droit (VR).
- DIII enregistre la différence de potentiel entre la jambe gauche (VF) et le bras gauche (VL).
- DI, DII et DIII formant un circuit fermé, la loi des mailles est appliquée et conduit à la loi d'Einthoven
- Chaque côté du triangle formé par les trois électrodes représente une dérivation en utilisant une paire d'électrodes différente pour chacune des dérivations (voir figure II.10). Les trois dérivations sont :
 - DI (dérivation I) avec $DI = V_L - V_R$
 - DII (dérivation II) avec $DII = V_F - V_R$
 - DIII (dérivation III) avec $DIII = V_F - V_L$

Avec : V_L le potentiel sur le bras gauche

V_R le potentiel sur le bras droit

V_F le potentiel sur la jambe gauche

Entre les trois dérivations on constate que seule deux sont indépendante :

$DII = DI + DIII$ (cette équation est appelée relation d'Einthoven). [14]

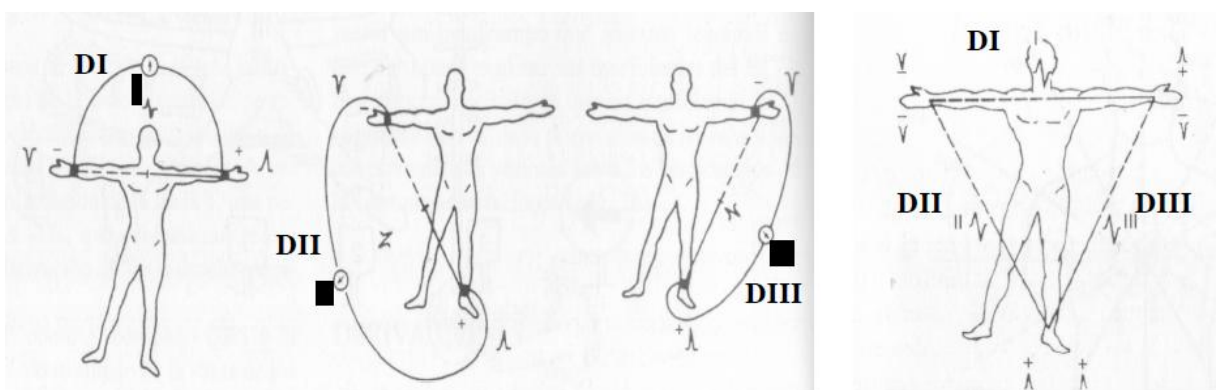


Figure II.10 : à gauche : Les dérivations bipolaires, à droite : emplacement des électrodes suivant le triangle d'Einthoven.

- **Dérivation unipolaire**

Les dérivations unipolaires ont été introduites par Wilson. Dans son système, les dérivations sont obtenues entre une électrode exploratrice placée au sommet du triangle d'Einthoven et une borne centrale (électrode neutre ou indifférente, dont le potentiel est la moyenne des potentiels des trois sommets du triangle d'Einthoven). Cela a donné les dérivations unipolaires V_L , V_R et V_F . Plus tard, Goldberg a modifié le système des dérivations de Wilson pour obtenir trois dérivations unipolaires augmentées, appelées aV_L , aV_R et aV_F (illustré dans la figure II.11).

La dénomination des électrodes de Goldberg est la suivante :

aV_R = bras droit.

aV_L = bras gauche.

aV_F = jambe gauche.

Le préfix « à » veut dire que le voltage est amplifié pour obtenir un tracé de même amplitude que DI, DII, DIII. L'emplacement des électrodes unipolaire est donné par la (Figure II.11). [14]

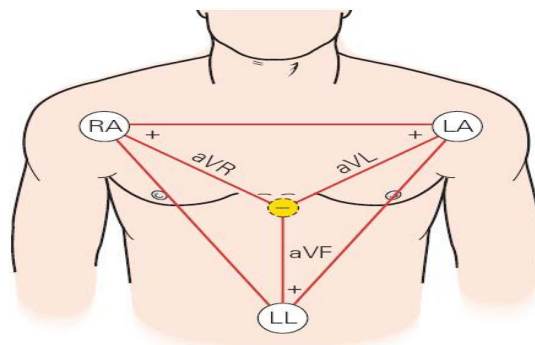


Figure II.11 : Dérivation unipolaire.

- **Dérivation précordiale (thoraciques)**

Pour mesurer les potentiels proches du cœur, Wilson a introduit les dérivations du plan horizontal V_1 , V_2 , V_3 , V_4 , V_5 , et V_6 . Ces six dérivations sont localisées du côté gauche du thorax comme illustré dans la figure II.12. [16]

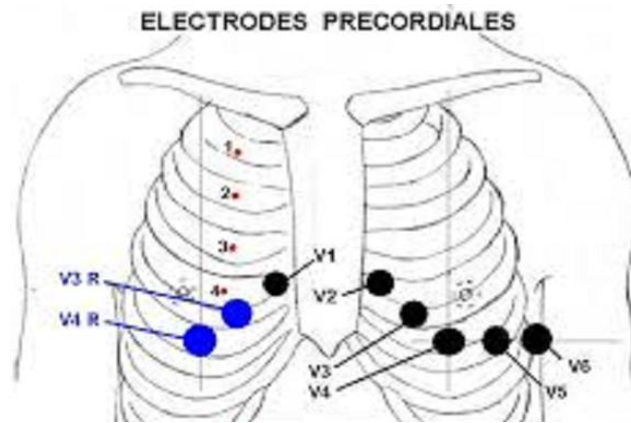


Figure II.12 : Les positions des électrodes précordiales. [5]

Ces dériviations sont positionnées comme suit :

- V1 : 4ème espace intercostal, bord droit du sternum (ligne par asternale)
- V2 : 4ème espace intercostal, bord gauche du sternum (ligne par asternale)
- V3 : à mi-distance entre V2 et V4
- V4 : 5ème espace intercostal, ligne médio-claviculaire gauche
- V5 : à mi-distance entre V4 et V6, sur la ligne axillaire antérieure
- V6 : même niveau horizontal que V4 et V5, ligne axillaire moyenne.

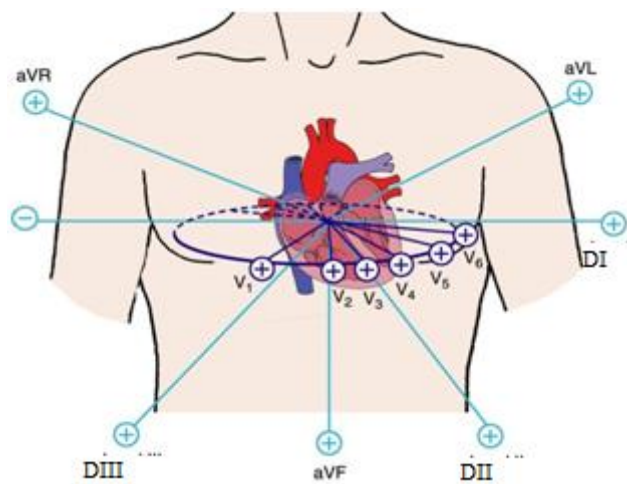


Figure II.13 : Une vue de vecteur du 12 ECG plomb standard. Les fils frontaux sont bleu clair, et les dériviations précordiales sont bleu foncé.

3.6.8. Principe de fonctionnement de l'ECG à deux électrodes

La circulation du sang dans toutes les parties du cœur produit la contraction des muscles. Cette contraction se traduit par la production des impulsions électriques, qui se comportent comme une source de tension et génère un flux de courant.

Ce flux de courant donne l'activité du cœur, qui peut être étudiée par application des électrodes sur différentes parties du corps.

Le système développé est capable de prélever des impulsions cardiaques, en utilisant uniquement deux électrodes placées soit sur le thorax ou sur les poignets du patient, cette technique a pour avantage qu'elle permet d'améliorer la sécurité du patient en éliminant l'électrode de pied gauche, moins d'électrodes rendent les coûts de fixations du patient plus facile.

Le signal obtenu sera donc traité et amplifié, ce qui permettra de calculer et d'afficher le rythme cardiaque (un nombre proportionnel à la pulsation cardiaque en nombre de battements par minute).

3.6.9. Les sources de bruit influant sur l'ECG

L'acquisition de l'ECG, comme tous les processus d'acquisition, peut être très largement perturbée par le bruit extérieur. On entendra par «bruit extérieur» tout signal qui ne porte pas des informations sur l'activité cardiaque. Ainsi, ces bruits peuvent dans une certaine mesure altérer potentiellement l'information clinique cardiaque. Donc, il est important de connaître les principaux bruits susceptibles d'altérer le signal ECG. [17]

3.6.10. Types de bruit

Les perturbations relatives à l'acquisition des ECG peuvent être de différentes natures. Elles peuvent être d'origine physiologique (peau, muscle, respiration...), Ou environnementale (courant de secteur, perturbations électromagnétiques, placement de l'électrode). [17]

Parmi ces bruits, les plus courants sont :

a) La dérive de la ligne de base

On appelle ligne de base de l'ECG la ligne horizontale prise comme référence pour étudier la forme et l'amplitude des différentes ondes cardiaques. Elle correspond au tracé de l'électrocardiogramme d'un cœur sans aucune activité électrique.

Ce parasite est toujours dû à la variation de la tension de contact sur une ou plusieurs électrodes. La tension parasite d'entrée n'est plus fixe mais présente des oscillations très basses fréquences qui passent néanmoins au travers de la capacité de liaison. L'amplitude des oscillations peut être plus ou moins grande suivant les cas mais donne toujours un tracé très irrégulier et inconfortable.

Ce type de perturbation appartient au type des perturbations physiologiques (activité pulmonaire), les composantes fréquentielles de la dérive de la ligne de base sont habituellement inférieures à 0,5 Hz et limitées à 2 Hz. A l'effort, l'amplitude de mouvement respiratoire occupe la bande spectrale de cette perturbation.

b) Interférences de 50 Hz

Les sources principales de ces interférences proviennent classiquement du réseau de distribution électrique (50Hz) et des rayonnements électromagnétiques qui en résultent.

Ce type de perturbation est très difficilement évitable malgré un blindage des câbles reliés aux électrodes. Ce type de bruit peut rendre l'analyse des ECG très difficile, en particulier lorsqu'il s'agit de déterminer le début et la fin des ondes.

c) Interférence d'origine électromyographique(EMG)

Ce type de bruit est particulièrement présent sur les ECG concernant les personnes ne restant pas immobiles (jeunes enfants, personnes âgées atteints de la maladie de Parkinson).

4. Discussion

D'après l'étude des principales méthodes de mesure du rythme cardiaque et le principe de chaque une d'entre elles, nous avons choisi ECG, c'est une nouvelle technique qui est basée sur l'utilisation de deux électrodes que nous allons développer dans le chapitre suivant, ainsi présenter les différents blocs et circuits constituant ce dernier.

Chapitre III

Conception et réalisation du L'ECG à deux électrodes

1. Préambule

Le signal ECG recueilli par les électrodes, nécessite un circuit électronique pour sa mise en forme et une interface d'acquisition pour un traitement numérique ultérieur. L'ensemble de ces circuits constitue un Electrocardiographe.

Ce chapitre est consacré à la description des différents blocs composant le système électronique que nous allons réaliser. La réalisation de notre système se décompose en deux parties, une partie analogique et une partie numérique.

La partie analogique est composée d'électrodes, ainsi que son circuit de conditionnement (amplification et filtrage) réalisé sous forme d'une carte électronique. La partie numérique est composée d'une carte d'acquisition de type Arduino UNO R3 basée sur un microcontrôleur Atmega328. Après l'acquisition des données elles seront envoyées à un ordinateur via le port USB.

2. Structure générale du système

Le système (Figure III.1) que nous allons réaliser est constitué de trois parties principales : les capteurs qui sont les électrodes, conditionnement du signal (amplification et filtrage) et affichage du résultat sur ordinateur.

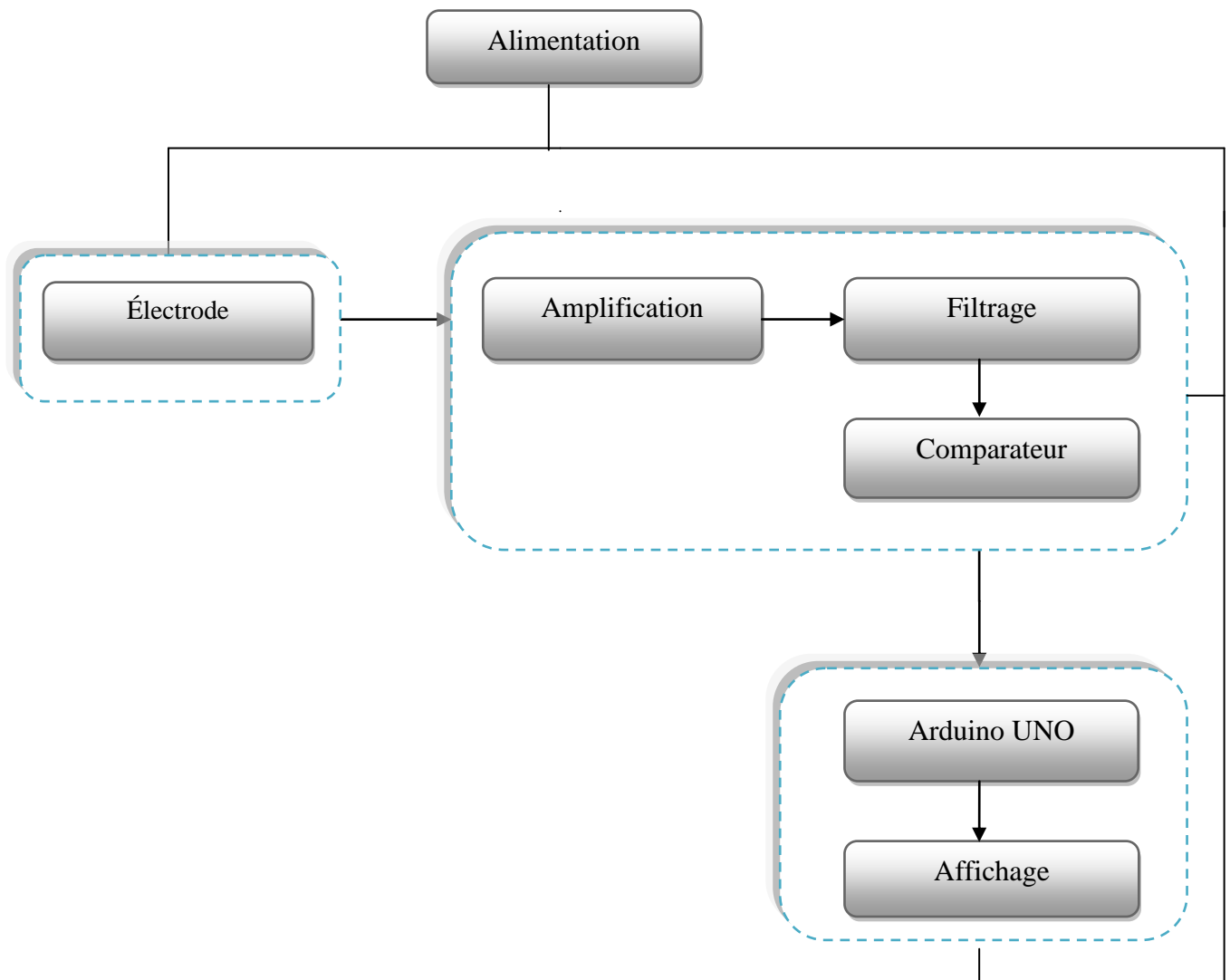


Figure III.1 : Schéma synoptique global de la chaîne d'acquisition.

2.1. Partie analogique

2.1.1. Acquisition du signal ECG

Le système d'acquisition constitué de différents étages ayant pour but de convertir les signaux en données numérique.

Les différentes étapes que subi le signal afin de le numériser sont les suivantes :

➤ **Electrode**

Les capteurs utilisés pour l'acquisition de signal ECG sont des électrodes de mesure qui sont placées directement sur la peau (figure III.2). [9]

La plaque d'argent de l'électrode est couverte d'une couche de chlorure d'argent, avant de placer les électrodes sur la peau du patient, nous diffusons un électrolyte sur l'épiderme pour assurer une bonne conduction.

Les électrodes que nous avons utilisé appelés électrodes à usage unique, plus fiables, sont utilisées de façon universelle pour le monitoring des patients en réanimation et en salle d'opération. Elles sont prêtes à l'emploi (la crème de contact est incluse) sont désormais le type d'électrodes le plus répandu.



Figure III.2 : Electrode d'un ECG.

➤ **L'impédance de contact peau-électrode**

Les tissus corporels étant très complexes sur le plan de la chimie, mais cependant fortement diélectriques, l'un des gros problèmes rencontrés est celui de "la polarisation des électrodes". En fait ce ne sont pas les électrodes qui sont en cause mais bien la nature diélectrique / ionique des tissus. Pour assurer une prise d'information convenable il faut que la résistance de contact entre l'électrode et la peau soit la plus faible possible, ce qui permet alors l'emploi d'électrodes de faible surface et donc une plus grande précision de positionnement. Pour cela on a pris l'habitude d'interposer entre l'électrode métallique et la peau un matériau conducteur à l'état liquide ou, plus récemment, à l'état de gel, à base de chlorure de potassium le plus souvent. Le chlorure de potassium, matériau peu cher et peu agressif, semble effectivement très employé. [15]

2.1.2. Conditionnement du signal

2.1.2.1. L'amplificateur d'instrumentation

Pour faire l'étude d'un phénomène physique, souvent on fait appel à un signal électrique le caractérisant, et souvent le signal il est de faible niveau donc il est nécessaire de l'amplifier, mais cette amplification ne doit concerner que le signal utile. Or ce dernier côtoie bien souvent une tension parasite (souvent du même ordre de grandeur que le signal utile) ainsi qu'une tension de mode commun du au conditionneur associé au capteur (cas d'un pont de Wheatstone).il faut donc faire une amplification « sélective » qui élimine ou atténue fortement tout signal ne contenant pas d'information utile pour ne garder que le signal désiré.

Pour obtenir à ce genre de problèmes on fait à un amplificateur dit d'instrumentation qui permet d'avoir un signal plus précis avec un important taux de rejection au mode commun.

L'amplificateur d'instrumentation est un circuit à base d'amplificateur opérationnel permettant de rejeter : des signaux inutiles, les interférences et le bruit de la tension commune des deux entrées.il est très utilisé dans le conditionnement des signaux dans les applications biomédicales, et en générale dans l'instrumentation également.

Il existe plusieurs références d'amplificateur d'instrumentation sur le marché, dans notre projet nous avons préféré d'utiliser l'AD624. [6]

➤ **Amplificateur d'instrumentationAD624**

L'AD624 est caractérisé par une haute précision et un faible bruit, l'instrumentation amplificateur est conçue principalement pour une utilisation avec des capteurs de niveau bas, y compris les cellules de pesage, des jauges de contrainte et des transducteurs de pression.

Une combinaison de faible bruit, grande précision de gain, faible coefficient de température de gain et une linéarité élevée font de l'AD624 un amplificateur d'instrumentation idéale pour une utilisation dans les systèmes d'acquisition de données à haute résolution [18,22].

L'AD624 possède 16 pins allons de: 2 pins pour l'alimentation, 3 pour régler le gain et 2 pour l'entrée et la sortie et d'autres pins, comme schématisé ci-dessous :

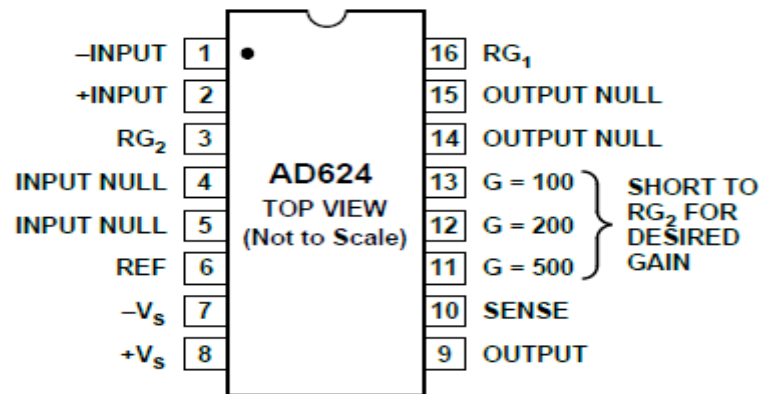


Figure III.3 : Amplificateur d'instrumentation AD624. [22]

2.1.2.2. Filtrage

Le filtrage est une forme de traitement de signal, qui a comme but :

- ◆ Eliminer ou affaiblir des fréquences parasites indésirables (comme notre cas).
- ◆ Modifier son spectre de fréquence et sa phase et donc sa forme.
- ◆ Extraire une partie de l'information liée à ce signal.

Pour obtenir un signal exploitable, il faut utiliser un circuit de filtrage qui pourra être choisis selon les composants utilisé et la structure sur laquelle il est construit. Selon ces conditions ils se divisent en deux familles :

Filtres passifs: ils sont réalisés autour de composants passifs (résistances, condensateurs, selfs...), il n'on pas besoin d'alimentation.

Filtres actifs : Ils sont conçus autour d'un amplificateur opérationnel.

La fréquence d'un signal de l'ECG est comprise entre 0.3HZ et 150 HZ environ au de-là de 150 HZ le signal de l'ECG sera mélangé avec du bruit de haute fréquence. Dans ces conditions le signal lui nécessite un filtrage, donc nous avons faire passer le signal par un circuit permettant d'enlever tous ces fréquences parasites.

Pour le conditionnement de notre signal nous utilisons un filtre que nous choisirons en fonction de la fréquence cardiaque.

a. Filtres passe-bas (intégrateurs)

Un filtre passe-bas est un filtre qui laisse passer les basses fréquences et qui atténue les hautes fréquences, c'est-à-dire les fréquences supérieures à la fréquence de coupure .

Les filtres passe-bas servent à éliminer les parties du signal hors de la bande passante utile, qui pourraient générer des distorsions (intermodulation, Crénelage) par la suite. Pour le signal audio, le passe-bas atténue les aigües et amplifie les basses. Une alimentation en courant continu est un filtre passe-bas qui élimine les restes d'ondulation du redresseur. [17]

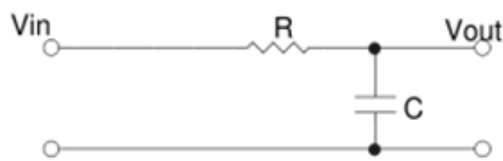


Figure III.4 : Circuit du filtre passe-bas.

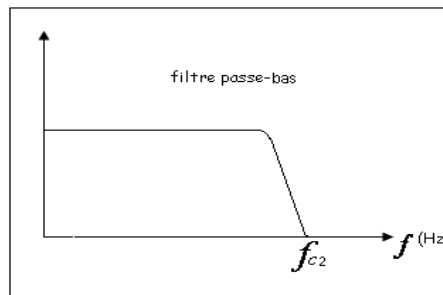


Figure III.5: Diagramme de Bode (filtre passe-bas).

Le filtre que nous avons utilisé dans notre circuit est le suivant :

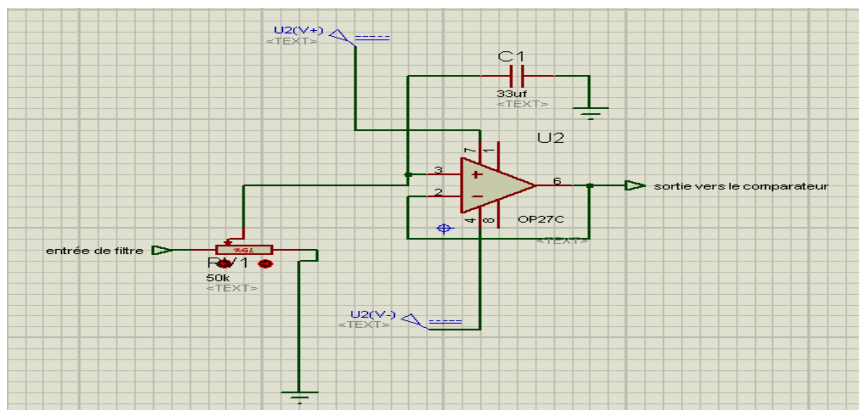


Figure III.6 : filtre passe bas

2.1.2.3. Comparateur LM358

Le LM358 est un dispositif conçu spécifiquement pour fonctionner à partir d'une seule alimentation sur une large plage de tensions. Le drain de faible puissance d'alimentation est indépendant de l'amplitude de la tension d'alimentation, ce comparateur possède 8 pins allons de 1 à 8 comme schématisé ci-dessous.

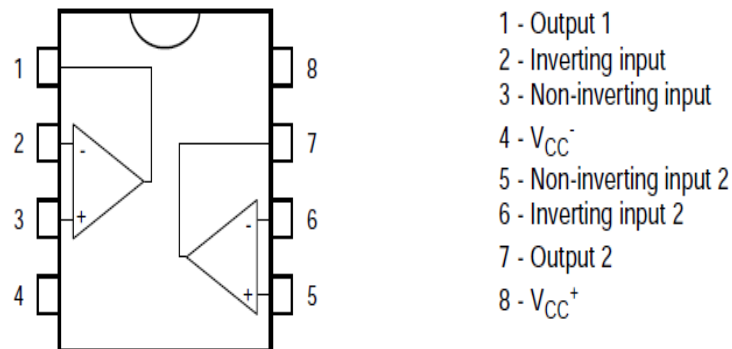


Figure III.7 : comparateur LM358. [22]

Notre comparateur que nous avons utilisé est composé de deux parties. La 1^{ère} partie sert à amplifier le signal et la 2^{ème} partie pour obtenir un signal carré. Le comparateur permet donc d'obtenir un signal numérique.

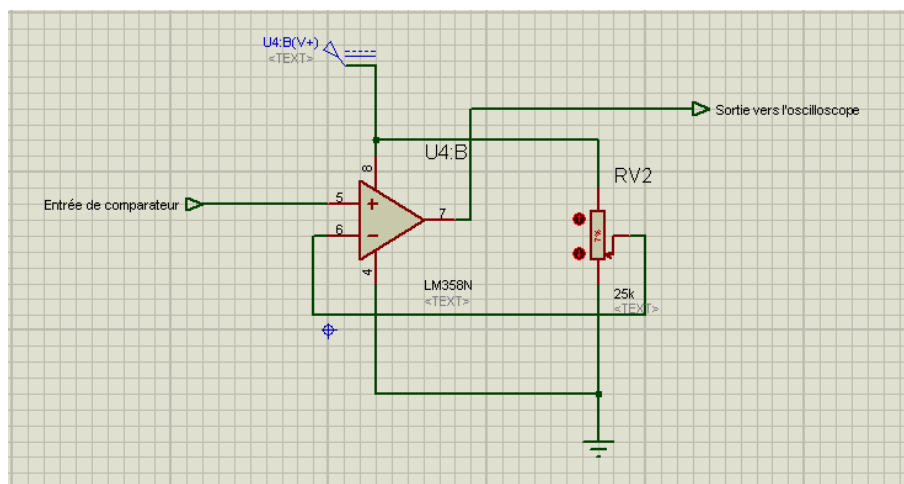


Figure III.8 : circuit de comparateur LM358.

Photo sur la platine d'essai

Voici le branchement de différents composants sur la platine d'essai :

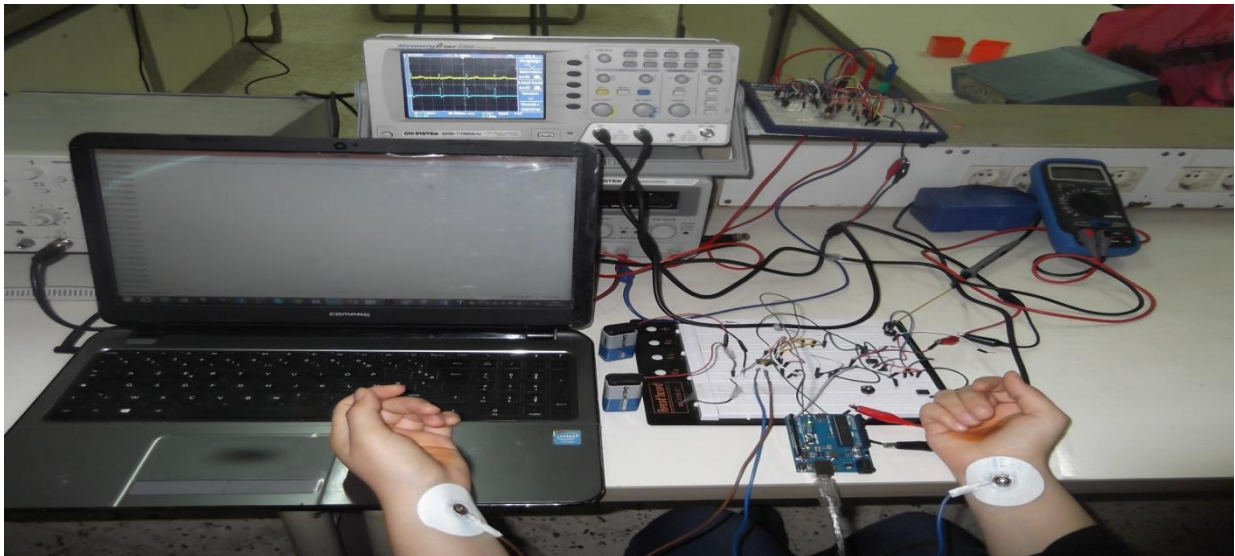


Figure III.9 : Circuit réalisé sur la platine d'essai.

Le circuit général

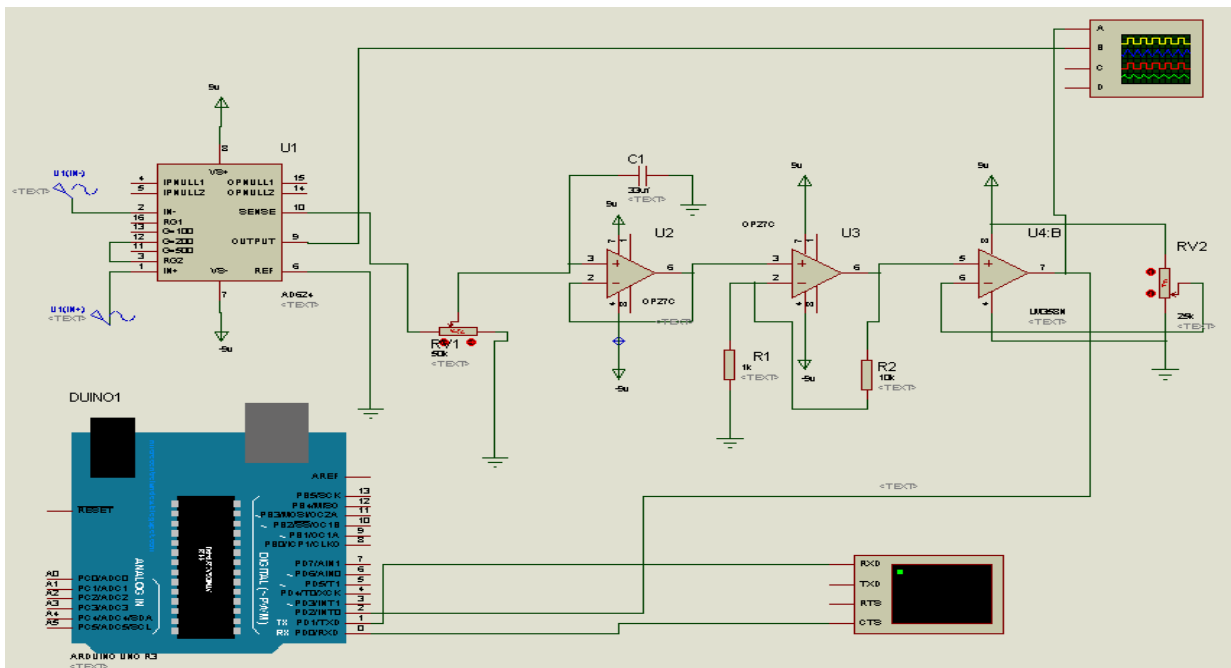


Figure III.10 : Le circuit électronique de système.

2.1.2.4. Circuit imprimé

Les figures suivantes (11, 12,13) présente respectivement le typon du circuit, un schéma d'implantation des composants de la carte électronique et une vue 3D de ce terminal.

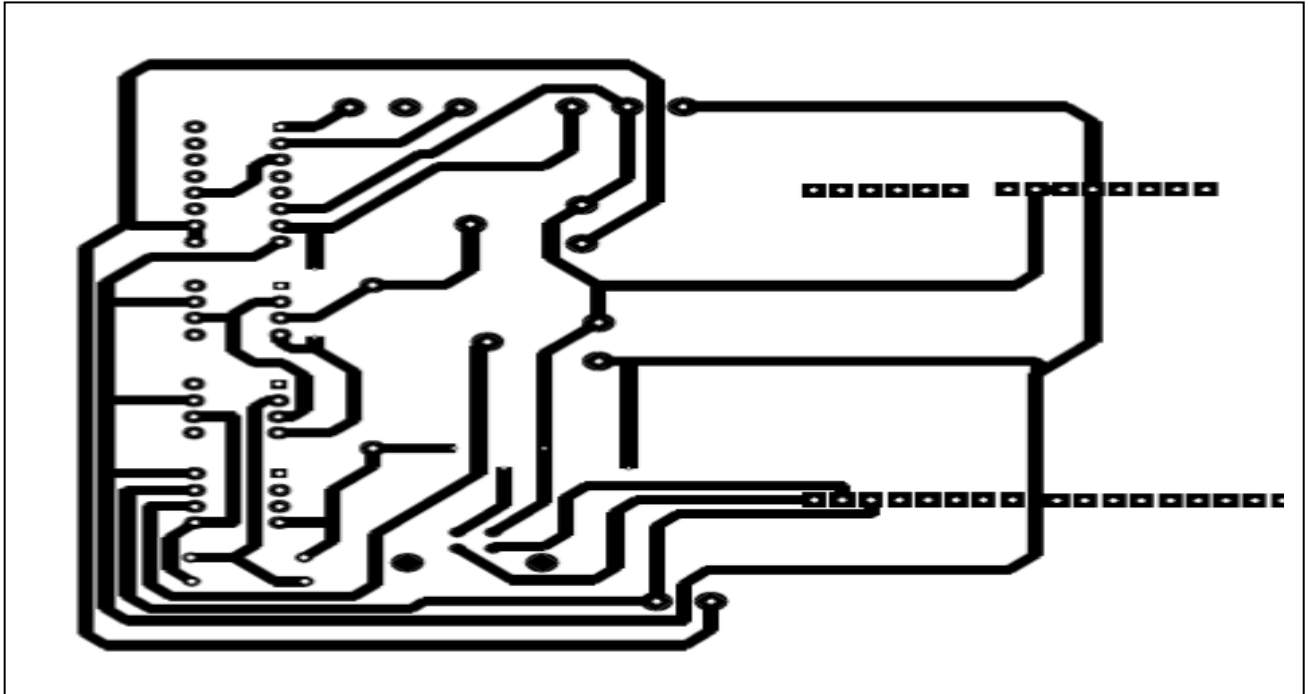


Figure III.11 : Circuit imprimé du système réalisé.

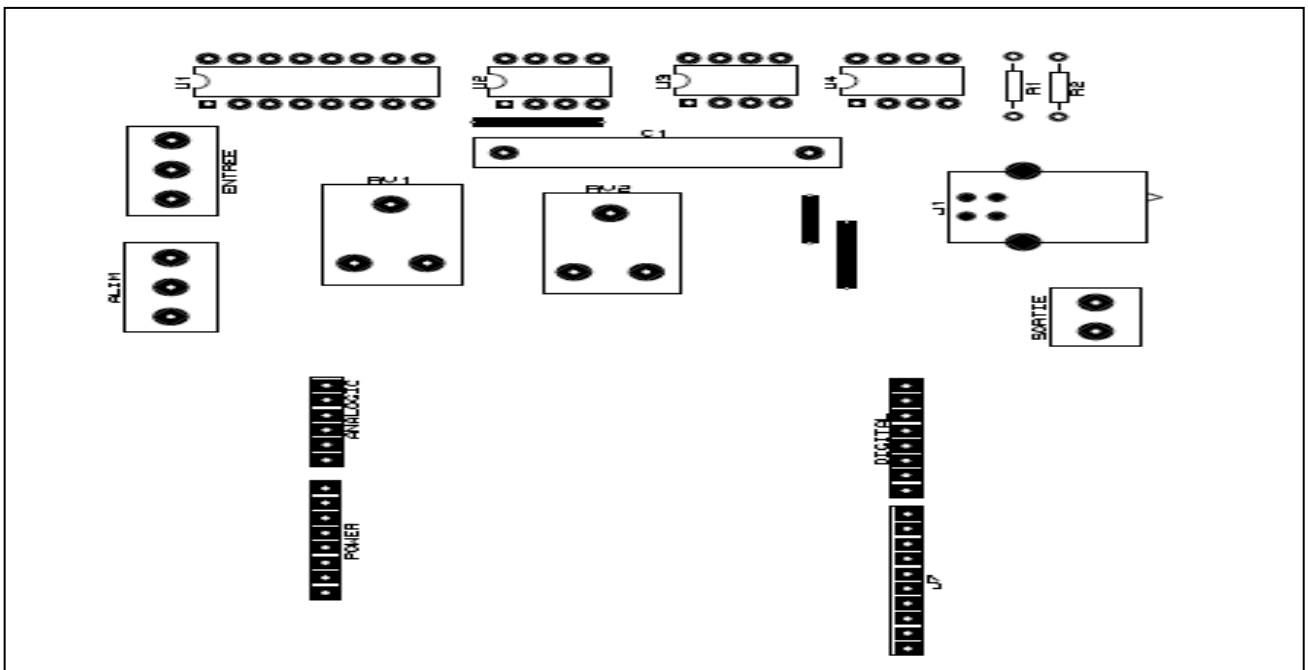


Figure III.12 : Schéma d'implantation des composants de la carte électronique.

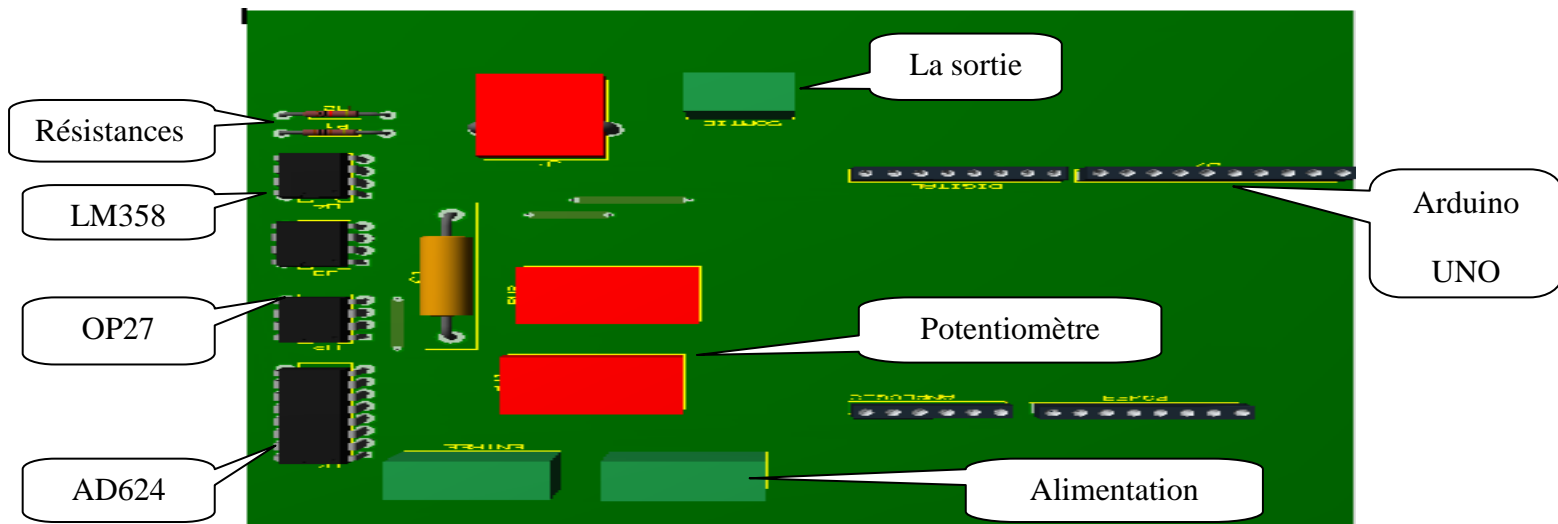


Figure III.13 : Vue 3D du schéma d'implantation des composants.

2.1.2.5. Les composants du système

Le tableau suivant présente la liste des composants du système réalisé.

Description	Désignation	Valeurs	Quantité
Résistance	R1	10k	1
Résistance	R2	1K	1
Potentiomètre	RV1	50K	1
Potentiomètre	RV2	25K	1
Condensateur	C1	33uf	1
Amplificateur d'instrumentation	U1	AD624	1
Amplificateur opérationnel OP	U2, U3	Op27	2
Comparateur	U4 : B	LM358	1

Tableau III.2 : Nomenclature de la carte électronique.

2.2. Partie numérique

2.2.1. Description de la carte Arduino UNO

L'Arduino UNO R3 est la plus récente de la famille Arduino. Elle est équipée du microcontrôleur ATmega328 préprogrammé avec le boot loader Arduino.

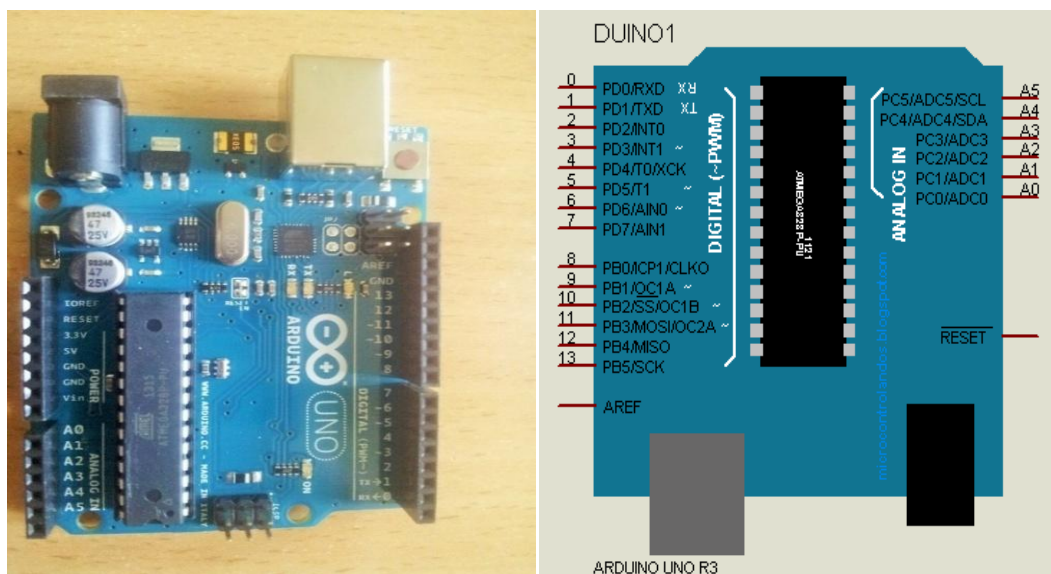


Figure III.14 : la carte Arduino UNO R3.

L'Arduino UNO R3 dispose de 14 broches Entrées/Sorties numériques dont 6 peuvent être utilisées comme sorties PWM (Pulse Width Modulation), 6 entrées analogiques, d'un oscillateur à quartz de 16 MHz, un convertisseur Analogique/Numérique de 10 bits de résolution, d'une connexion USB, d'une prise d'alimentation, un connecteur ICSP permettant la programmation de l'Atmaga328, et un bouton de RESET.

Cette carte adopte un nouveau standard de compatibilité des pins nommées « 1.0 PINOUT » avec l'association de nouveaux pins telle que :

SDA et SCL placées près de pin AREF, c'est la duplication des pins AD4 et AD5 qui réalise cette fonction. IOREF placés près de pin RESET permettant aux shields de s'adapter à la tension de référence fournit par la carte (5V et 3.3V), et un pin de réserve à proximité d'IOREF prévue pour une utilisation future.

La carte dispose d'un petit microcontrôleur Atmega16U2 qui remplace l'Atmega8U2 programmé comme convertisseur USB/série, avec un connecteur ICSP2 qui se trouve en haut et à gauche qui remplit cette fonction.

Le chargement du programme dans la mémoire du microcontrôleur se fait d'une façon très simple par port USB, et des bibliothèques de fonctions « clé en main » sont également fournies pour l'exploitation d'entrées-sorties courantes.

Donc Arduino est une plateforme informatique physique libre reposant sur une simple carte E / S et un environnement de développement qui met en œuvre le traitement / câblage.

[9].

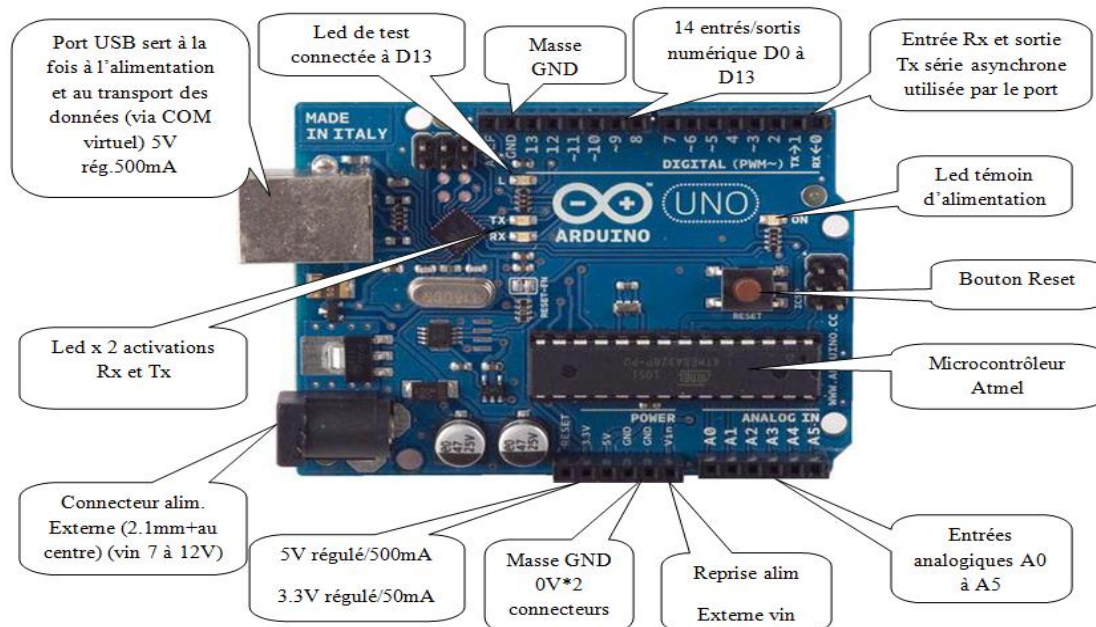


Figure III.15 : Constitution de la carte Arduino UNO. [9]

2.2.1.1. Les sources de l'alimentation de la carte

La carte Arduino UNO peut être alimentée soit via la connexion USB (qui fournit 5V), soit à l'aide d'une alimentation externe. La source d'alimentation est sélectionnée automatiquement par la carte.

L'alimentation externe peut être soit un adaptateur secteur pouvant fournir typiquement de 6V à 12V, il peut être connecté en branchant une prise jack 2.1mm positif au centre dans le connecteur jack de la carte, ou soit des piles.

La carte pourra aussi être alimentée par l'insertion des fils provenant d'un bloc de piles dans les connecteurs de broches de la carte appelées GND (masse ou 0V) et Vin (la tension positive en entrée) du connecteur d'alimentation.

Cependant, si la carte est alimentée avec moins de 7V, la broche de 5V pourrait fournir moins de 5V, et la carte pourrait être instable. Et si on utilise plus de 12V, le régulateur de tension de la carte pourrait chauffer et endommager la carte. Donc la plage idéale recommandée pour alimenter la carte Arduino UNO est entre 6V et 12V. [9]

2.2.1.2. Les broches d'alimentation de la carte Arduino UNO

Vin : La tension d'entrée positive lorsque la carte est utilisée avec une source de tension externe à distinguer du 5V de la connexion USB ou autre source 5V régulées, on peut alimenter la carte à l'aide de cette broche, ou si l'alimentation est fournie par le jack d'alimentation accédée à la tension d'alimentation sur cette broche.

5V : La tension régulée est utilisée pour faire fonctionner le microcontrôleur et les autres composants de la carte, le 5V régulé fourni par cette broche peut donc provenir soit de la tension d'alimentation Vin via le régulateur de la carte, ou bien de la connexion USB qui fournit du 5V régulé, ou de toute autre source d'alimentation régulée.

Remarque : les circuits électroniques numériques nécessitent une tension d'alimentation stable dite « tension régulée » obtenue à l'aide d'un composant appelé régulateur qui est intégré dans la carte Arduino.

3V3 : Une alimentation de 3.3V fournie par le circuit intégré FTDI qui fait l'adaptation du signal entre le port USB de l'ordinateur et le port série de l'Atmega.

GND : broche de masse. [19]

2.2.1.3. Protection du port USB contre la surcharge en intensité

La carte Arduino intègre un poly-fusible réinitialisable qui protège le port USB de l'ordinateur contre les courts-circuits ou les surcharges en intensité (le port USB est généralement limité à 500mA en intensité). Bien que la plupart des ordinateurs aient leur propre protection interne, le fusible de la carte fournit une couche supplémentaire de protection. Si plus de 500mA sont appliqués au port USB, le fusible de la carte coupera automatiquement la connexion jusqu'à ce que le court-circuit ou la surcharge soit arrêté.

2.2.1.4. Gestion des Mémoires

L'Atmega328 à 32 Ko de mémoire FLASH pour stocker le programme dont 0.5ko utilisé par le boot loader (c'est un programme préprogrammer une fois pour toute dans l'Atmega qui permet la communication entre l'Atmega et le logiciel Arduino via le port USB à chaque programmation de la carte), L'Atmega a également 2Ko de mémoire volatile et 1Ko de mémoire non volatile.

2.2.1.5. Les entrées et sorties

2.2.1.5.1. Les entrées et sorties numérique

Chacune des 14 broches numériques de la carte Arduino UNO numéroté de 0 à 13, peut être utilisée soit comme entrée numérique, ou comme sortie numérique on utilisant les instructions `pin Mode ()`, `digitalWrite ()`, `digitalRead ()` du langage Arduino. Ces broches fonctionnent en 5V.

De plus, certaines broches ont des fonctions spécialisées :

Communication série : Broches 0(RX) et 1(TX), utilisées respectivement pour recevoir et transmettre les données sériées de niveau TTL. Ces broches sont connectées aux broches correspondantes du circuit intégré Atmega16U2 programmé en convertisseur USB-série de la carte, composant qui assure l'interface entre les niveaux TTL et le port USB de l'ordinateur.

Interruptions externes : broches 2 et 3. Ces broches peuvent être configurées pour déclencher une interruption sur une valeur basse, sur un front montant ou descendant, ou sur un changement avec l'instruction `attachInterrupt ()`.

Impulsion PWM (largeur d'impulsion modulée) : Broches 3, 5, 6, 9, 10, 11 Fournissent une impulsion PWM 8-bits à l'aide de l'instruction `analogWrite ()`.

SPI (Interface série périphérique) : Les broches 10 (SS), 11 (MOSI), 12(MISO), 13(SCK) supportent la communication SPI. Les broches SPI sont également connectées sur le connecteur ICSP.

I2C : broches 4(SDA) et 5(SCL), et les deux broches à côté de AREF supportent les communications de protocole I2C (ou interface TWI (TwoWire Interface-interface 2 fils)).

LED : Broche 13, il ya une LED incluse dans la carte connecté à la broche 13, lorsque la broche au niveau HAUT la LED est allumée, lorsque la broche au niveau BAS la LED est éteinte.

2.2.1.5.2. Les entrés analogiques

La carte Arduino UNO dispose de 6 entrées analogiques numérotées de 0 à 5, chacune pouvant fournir une mesure d'une résolution de 10 bits (c'est à dire sur 1024 niveaux) à l'aide de la fonction `analogRead ()` du langage Arduino. Par défaut, ces broches mesurent entre 0V (valeur 0) et 5V (valeur 1023), mais il est possible de modifier la référence supérieure de la plage de mesure en utilisons la broche AREF.

Note : Les broches analogiques peuvent être utilisées en tant que broches numériques, elles sont numérotées de 14 à 19.

2.2.1.5.3. Autres broches

On trouve aussi sur la carte :

AREF : tension de référence pour les entrées analogiques, Utilisée avec l'instruction `analogReference ()`.

RESET: mettre cette broche au niveau BAS entraine la réinitialisation (redémarrage) du microcontrôleur. Cette broche est utilisée pour remplacer celle présente sur la carte.

IOREF : placés près de pin RESET permettant aux shields de s'adapter à la tension de référence fournit par la carte.

2.2.1.6. Arduino et la communication avec l'extérieur

La carte Arduino UNO dispose de toute une série de facilités pour communiquer avec un ordinateur, une autre carte Arduino, ou avec d'autres microcontrôleurs.

L'Atmega328 dispose d'un UART ou émetteur- récepteur asynchrone universel (Universal Asynchronous Receiver/Transmitter) pour communication série de niveau TTL (5V) est qui est disponible sur les broches 0(RX) et 1(TX).

Un circuit intégré Atmega16U2 sur la carte assure la connexion entre cette communication série vers le port USB de l'ordinateur et apparait comme un port COM virtuel

pour les logiciels de l'ordinateur, le code utilisé pour programmer l'Atmega16U2 utilise le driver standard USB COM, est aucun autre driver externe n'est nécessaire.

Le logiciel Arduino inclut une fenêtre terminal série (ou moniteur série) sur l'ordinateur qui permet d'envoyer des textes simples depuis et vers la carte Arduino, les LEDs RX et TX situent sur la carte clignote lorsque les données sont transmises via le circuit intégré USB-vers-série et la connexion USB vers l'ordinateur (mais pas pour les communications série sur les broches 0 et 1), une librairie série logicielle permet également la communication série sur n'importe quelle broche numérique de la carte Arduino.

L'Atmega328 supporte également la communication par protocole I2C ou interface TWI (TwoWire Interface) et SPI (Serial Peripheral Interface).

2.2.1.7. L'éditeur de programmation

L'éditeur de programmation des modules Arduino est une application Java, libre est multi plateformes servant l'éditeur de code et de compilateur, et qui peut transférer le programme à travers la liaison série (RS-232, Bluetooth ou USB selon le besoin), il suffit de sélectionner Arduino UNO dans le menu Tools >Board en fonction du microcontrôleur présent sur la carte.

2.2.2. Le microcontrôleur Atmega328

Le microcontrôleur utilisé dans la carte Arduino UNO R3 est l'Atmega328. C'est un microcontrôleur ATMEL de la famille AVR 8 bits.

Convertisseur Analogique/Numérique : l'Atmega328 possède un convertisseur Analogique/Numérique d'une résolution de 10 bits, ce convertisseur peut être utilisé à travers 6 entrées multiplexées de ADC0(PC0) jusqu'à ADC5(PC5).

Certaines broches peuvent avoir plusieurs fonctions différentes choisies par programmation :

Gestion bus I2C : Ce bus est exploité via les deux broches SDA(PC4)/SCL(PC5) et les deux broches à côté de la broche AREF (pour la version 3).

Port série(USART) : émission/réception série via les broches TXD(PD1)/RXD(PD0).

Comparateur analogique : Le comparateur analogique intégré dans l'Atmega peut être utilisé à travers les deux broches AIN0(PD6) et AIN1(PD7), ce comparateur peut déclencher une interruption.

WatchdogTimer programmable : l'Atmega possède un compteur dit de chien de garde programmable pour générer des interruptions à la fin de son comptage et il peut être utilisé comme étant un simple compteur.

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

Interruptions liées aux entrées INT0(PD2) et INT1(PD3).

Interruptions sur changement d'états des broches PCINT0 à PCINT23.

Interruptions liées aux timer 0, 1, 2(plusieurs causes configurables).

Interruption liée au comparateur analogique.

Interruption de fin de conversion ADC.

Interruptions du port série USART.

Interruption du bus I2C. [12]

✓ **Convertisseur Analogique/ Numérique**

La fonction conversion analogique-numérique consiste à transformer une grandeur électrique en une grandeur numérique exprimée sur N bits. Ce convertisseur est composé de :

-Un multiplexeur analogique 8 entrées maximum permet de sélectionner l'entrée analogique à convertir.

-Un échantillonneur bloqueur permet de mémoriser la tension analogique à convertir pendant la conversion.

-Un convertisseur analogique- numérique de 10 bits.

Le CAN convertit le signal analogique présent sur une de ces 8 entrées en sons équivalent numérique, codé sur 10 bits. Le signal numérique peut donc prendre 1024 valeurs possibles. La conversion se passe en deux temps :

1^{er} temps : le signal à convertir est appliqué sur l'entrée à convertir, ce signal doit être présent au moins pendant le temps d'acquisition (environ 20 μ S pour 5V).

2^{ème} temps : le temps de conversion minimum est de 12 TAD (c'est le temps de conversion dépendant de l'horloge interne, typiquement 1.6 μ S).

2.2.3. Avantages de la carte Arduino UNO

Il y a de nombreuses cartes électroniques qui possèdent des plateformes basées sur des microcontrôleurs disponibles pour l'électronique programmée. Tous ces outils prennent en charge les détails compliqués de la programmation et les intègrent dans une présentation facile à utiliser. De la même façon, le système Arduino simplifie la façon de travailler avec les microcontrôleurs tout en offrant à personnes intéressées plusieurs avantages cités comme suit :

- **Le prix (réduits)** : les cartes Arduino sont relativement peu coûteuses Comparativement aux autres plates-formes. La moins chère des versions du module Arduino peut être assemblée à la main, (les cartes Arduino pré assemblées coûtent moins de 2500 Dinars).
- **Multi plateforme** : le logiciel Arduino, écrit en JAVA, tourne sous les systèmes d'exploitation Windows, Macintosh et Linux. La plupart des systèmes à microcontrôleurs sont limités à Windows.

- **Un environnement de programmation clair et simple** : l'environnement de programmation Arduino (le logiciel Arduino IDE) est facile à utiliser pour les débutants, tout en étant assez flexible pour que les utilisateurs avancés puissent en tirer profit également.
- **Logiciel Open Source et extensible** : le logiciel Arduino et le langage Arduino sont publiés sous licence open source, disponible pour être complété par des programmeurs expérimentés. Le logiciel de programmation des modules Arduino est une application JAVA multi plateformes (fonctionnant sur tout système d'exploitation), servant d'éditeur de code et de compilateur, et qui peut transférer le programme au travers de la liaison série (RS232, Bluetooth ou USB selon le module).
- **Matériel Open source et extensible** : les cartes Arduino sont basées sur les Microcontrôleurs Atmel ATMEGA8, ATMEGA168, ATMEGA 328, les schémas des modules sont publiés sous une licence créative Commons, et les concepteurs des circuits expérimentés peuvent réaliser leur propre version des cartes Arduino, en les complétant et en les améliorant. Même les utilisateurs relativement inexpérimentés peuvent fabriquer la version sur plaque d'essai de la carte Arduino, dont le but est de comprendre comment elle fonctionne pour économiser le coût.

3. Discussion

Après une étude détaillée du circuit électrique et des différents blocs, nous constatons que l'ECG que nous avons réalisé repose en premier lieu sur l'utilisation du l'AD624 pour obtenir un signal ECG et pour calculer la fréquence cardiaque nous avons besoin d'un comparateur LM358. C'est ce dernier qui nous permet d'avoir un signal numérique. Toutefois, afin de vérifier le bon fonctionnement de notre réalisation, nous devons effectuer des tests.

La carte Arduino UNO que nous avons utilisé nous permettra d'effectuer tous les traitements désirés sur le signal obtenu. Ces différents traitements dépendent des algorithmes utilisés.

Chapitre IV

Programmation et validations expérimentale

1. Préambule

Une fois le signal ECG obtenu à la sortie de l'amplificateur d'instrumentation AD624, nous avons utilisé un comparateur LM358 pour obtenir un signal numérique dans le but de calculer la fréquence cardiaque.

Ce chapitre est consacré à la description de logiciel de programmation utilisé et les résultats obtenus.

2. L'environnement de programmation Arduino

La carte Arduino fournit un environnement de développement s'appuyant sur des outils open source comme interface de programmation, et pour que l'on puisse la programmer, on doit disposer du logiciel compatible avec cette carte, ce logiciel est Arduino IDE, qui porte le même nom de la carte Arduino. [20]

3. Description du logiciel Arduino

Le logiciel Arduino a pour fonction principales :

- Le pouvoir d'écrire et compiler des programmes pour la carte Arduino.
- De se connecte avec la carte Arduino pour y transférer les programmes.
- De communiquer avec la carte Arduino.

Cet espace de développement intégré (IDE) dédié au langage Arduino et à la programmation des cartes Arduino.

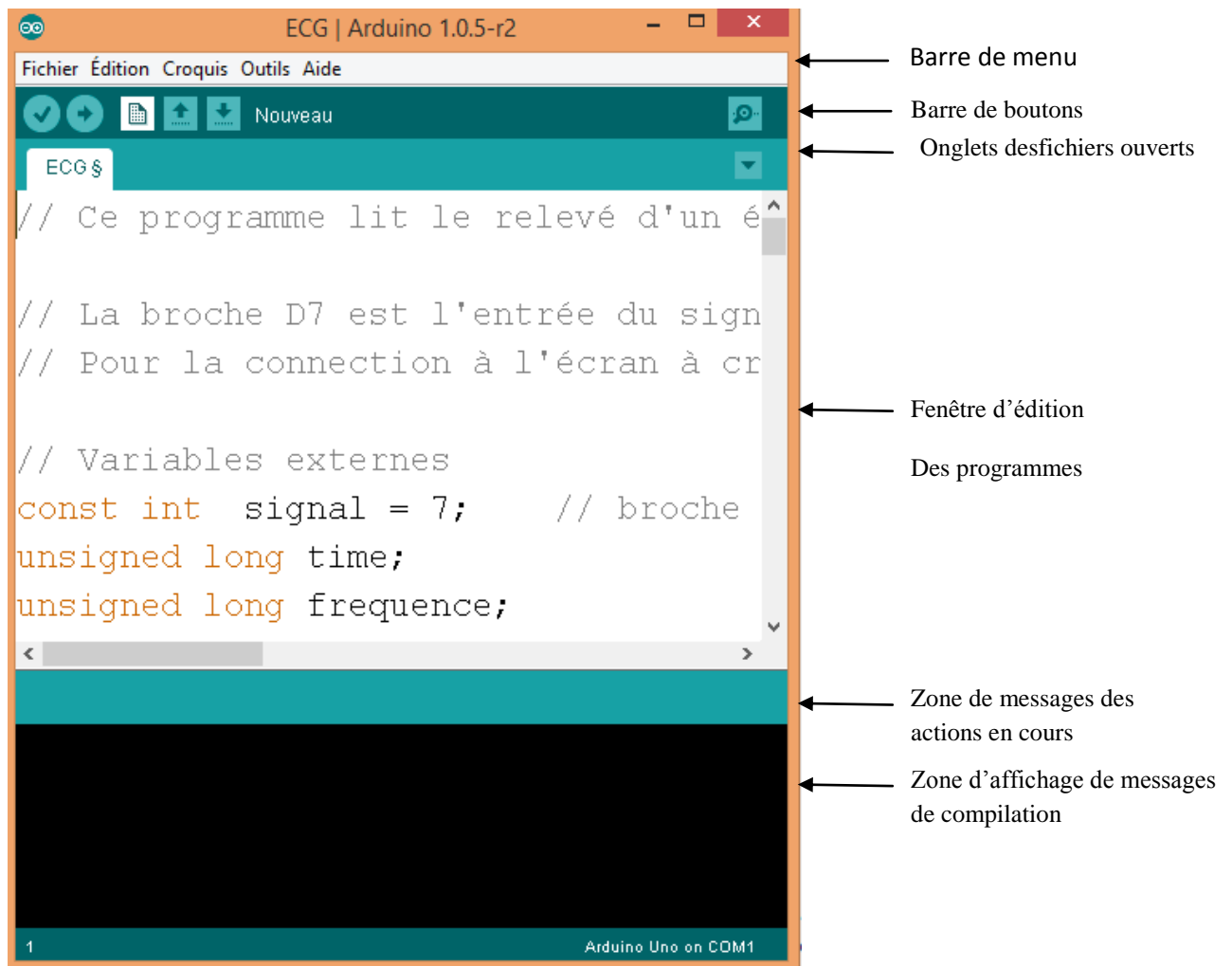


Figure IV.1 : les différentes parties principales de la fenêtre principale du logiciel Arduino.

Il comporte :

- ✓ **Une barre de menu :** comme pour tout logiciel une interface graphique (GUI).
- ✓ **Une barre de bouton :** cette barre nous donne un accès directe aux fonctions essentielles du logiciel, elle importe au logiciel une simplicité d'utilisation.
- ✓ **Un éditeur** (à coloration syntaxique) : c'est dans cette espace où on va écrire notre programme, il dispose aussi des onglets de navigation.
- ✓ **Une zone de messages :** permet d'afficher et d'indiquer l'état des actions en cours (ex : vérification, téléversement).
- ✓ **Une console texte :** elle permet d'afficher les messages concernant le résultat de la compilation du programme (il nous indique s'il y a des erreurs).

- ✓ **Un terminal série** : ce moniteur est utilisé pour la visualisation ou les données (valeurs, messages, caractères) transmis vers l'ordinateur via la câble USB connecté à la carte Arduino et d'envoyer des caractères vers la carte Arduino.

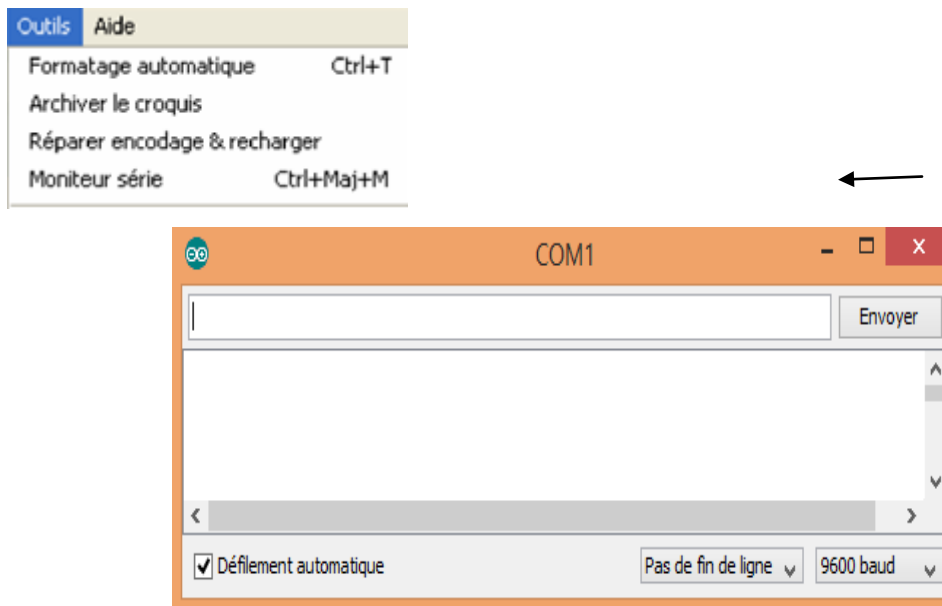


Figure IV.2 : Fenêtre associée au moniteur série.

Cette fonctionnalité permet la mise au point de la facilité des programmes et l'affichage des états des variables d'un programme où il y a des calculs ou des mesures, aussi le résultat de la conversion analogique-numérique : un élément essentiel pour améliorer, tester et corriger ses programmes. Nous avons utilisé ce moniteur dans notre mémoire pour savoir si la carte fait la conversion analogique/numérique, et aussi pour vérifier si la carte transmet ces valeurs converties.

3.1. Description de la barre des menus

Le logiciel Arduino est équipé d'une barre dite des menus qui contient un ensemble de menus (d'où le nom « barre des menus ») permettant de faire la gestion du programme.

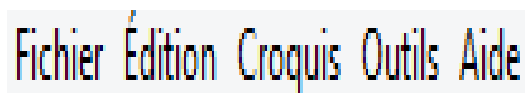


Figure IV.3 : La barre des menus.

Cette barre contient les icônes suivantes :

- ✓ **Fichier (File)** : ce menu contient les différentes options de création, d'ouverture, de sauvegarde, d'impression d'un programme, ou l'ouverture d'un exemple parmi les exemples qui accompagnent le logiciel Arduino.
- ✓ **Editer (Edit)** : ce menu contient les options de copier/coller, sélection, et les options de recherche.
- ✓ **Programme ou séquence (Sketch)** : ce menu contient les différentes fonctions de la barre des boutons, ainsi que les options d'ajout de bibliothèques ou de fichiers.
- ✓ **Outils (Tools)** : c'est dans ce menu qu'on sélectionne le type de carte à programmer, et le port série utilisé ainsi que la fonction de chargement du boot loader dans l'Atmega.
- ✓ **Aide (Help)** : ce menu est fait pour donner de l'aide concernant les différents problèmes rencontrés au niveau du logiciel Arduino.

3.2. Description de la barre des boutons :

La barre des boutons nous permet de vérifier la syntaxe, le transfert des programmes, aussi la création, l'ouverture et la sauvegarde d'un code écrit, elle permet aussi d'ouvrir le moniteur série. Elle dispose de six boutons ou icônes :



Figure IV.4 : Structure de la barre des boutons.



Vérifier/compiler : ce bouton nous permet de vérifier s'il y a des erreurs dans le programme en sélectionnant la ligne où se trouve l'erreur.



Transférer ou télé verser vers la carte : ce bouton permet de compiler le code et de transférer vers la carte Arduino.



Nouveau : on appuyant sur cette icône, une fenêtre d'édition vide s'ouvre pour la saisie d'un nouveau programme



Ouvrir : il suffit de cliquer sur ce bouton pour accéder à la liste de tous les programmes qui se trouvent dans le livre de programmes. Cliquer sur l'un des programmes l'ouvre dans la fenêtre courante.



Sauvegarder : avant de quitter le programme saisi, il faut l'enregistrer, et cela peut se faire en cliquant sur cette icône



Moniteur série : pour ouvrir la fenêtre du moniteur série, il suffit d'appuyer sur ce bouton

3.3. Programme Arduino et les étapes de téléversement vers la carte

Le code écrit dans l'éditeur de texte. Ce code est appelé un programme ou une séquence (**sketch** en anglais).

Une fois le programme est saisi, on passe à la vérification des erreurs dans le programme, et pour cela, il suffit de cliquer sur le bouton de vérification qui se trouve à l'extrémité gauche de la barre des boutons et d'attendre un petit moment. En cas d'erreurs, un message en orange s'affiche en dessous de l'onglet d'édition des programmes indiquant l'erreur et la ligne où se trouve (pour la correction des erreurs, il suffit de consulter l'aide disponible dans la barre des menus). Une fois la correction des erreurs est terminée, on passe à la sélection du type de la carte à programmer et le port série sur lequel est branché, ce petit réglage peut se faire à l'aide du menu outils (TOOLS). A la fin, il ne reste qu'à cliquer sur le bouton de téléversement.

Si tout marche bien les deux leds Rx et Tx de la carte s'allument, sinon un message d'erreur s'affiche dans la console des messages de compilation.

A ce niveau la carte est programmée et prête pour l'exécution du programme, il suffit juste de la mettre sous tension et de lui brancher les composants ou les éléments nécessaires pour le bon déroulement du processus à exécuté.

4. Testes et résultats

Afin de vérifier le bon fonctionnement de notre système nous avons effectués quelques tests :

4.1. Teste avec le logiciel de simulation Isis proteus

Pour tester le bon fonctionnement de notre système, nous avons branché la sortie du comparateur vers un oscilloscope, nous avons obtenu le résultat illustré dans la Figure IV.5

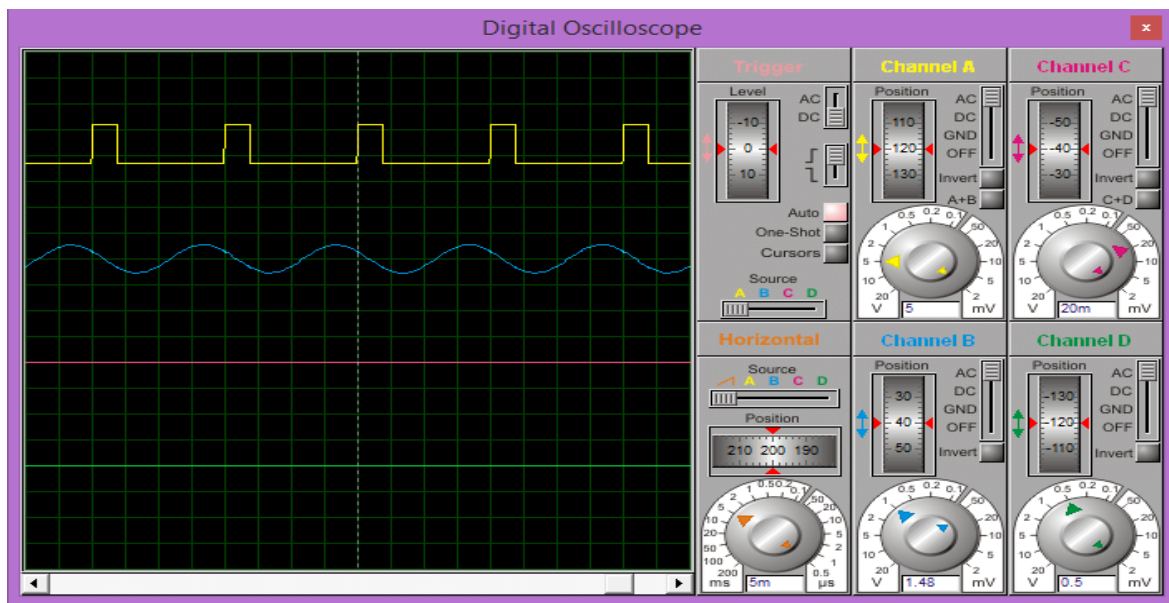
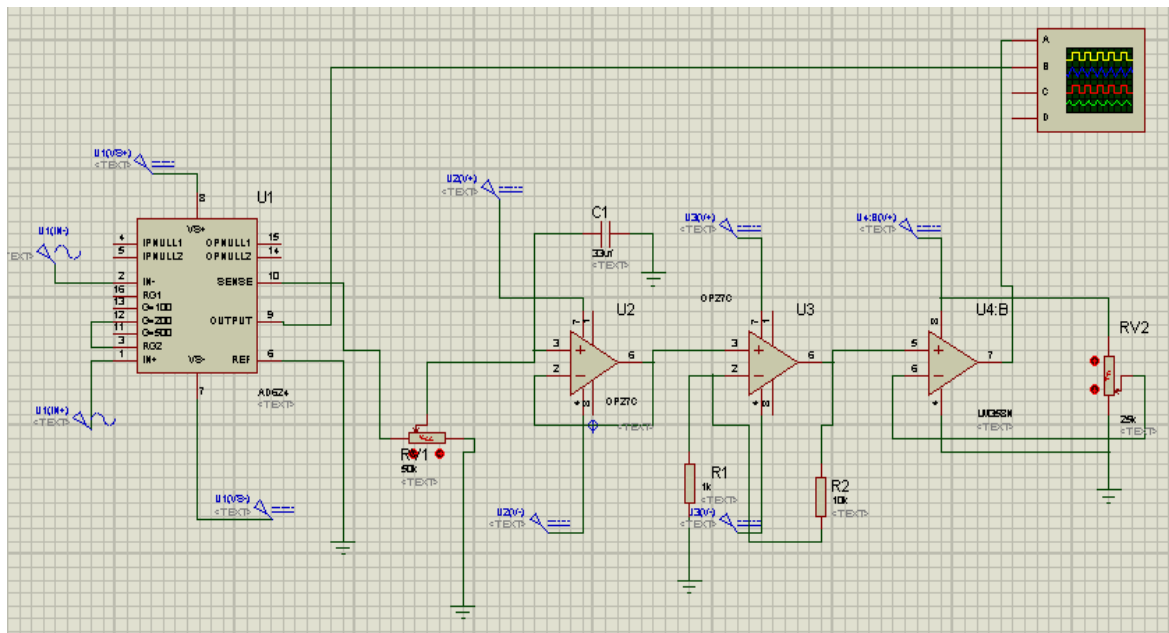


Figure IV.5 : résultat obtenue sur la simulation sous proteus.

4.2. Teste du l'amplificateur d'instrumentation AD624

Après la détection du signal ECG, le signal capté est de très faible amplitude, et il est complètement bruité (tension en mode commun). C'est pour cela, ce signal est directement injecté dans un amplificateur d'instrumentation.

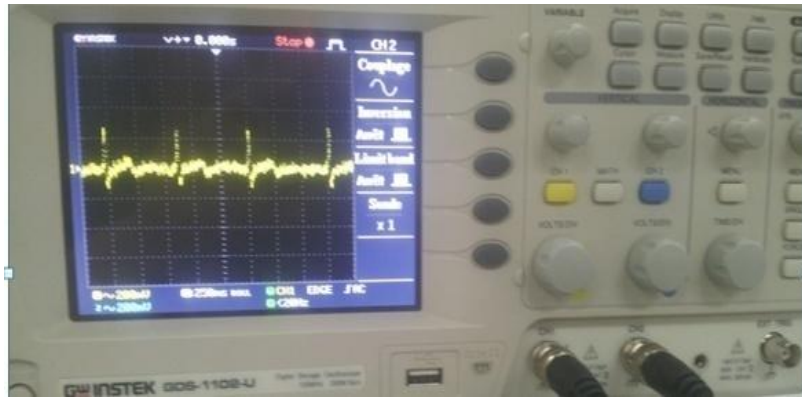


Figure IV.6 : Signal de sortie de l'AD624.

4.3. Visualisation des signaux à la sortie de la carte électronique

Après avoir réalisé notre système, nous avons visualisé les résultats obtenus des tests sur un oscilloscope effectués au niveau du laboratoire maquette.

Le signal à la sortie du filtre passe bas est représenté par la Figure IV.7 :

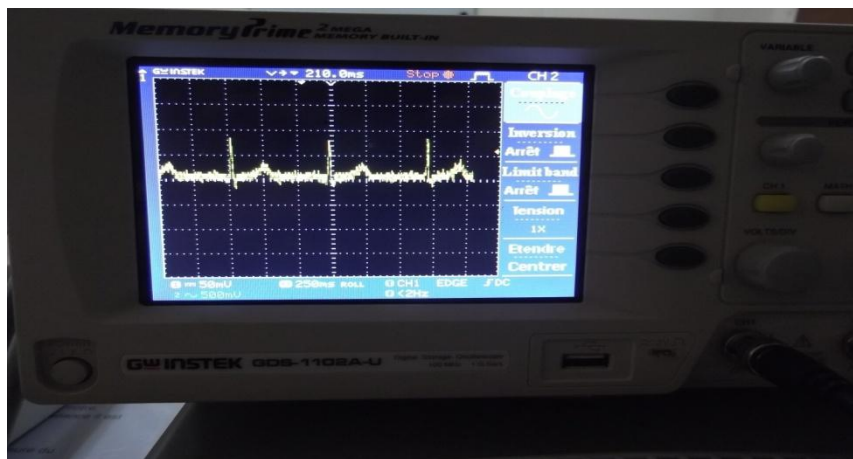


Figure IV.7 : Le signal ECG à la sortie du filtre passe bas (Amplitude=50mV, 2V, temps=250ms).

A la sortie du comparateur LM358, nous avons obtenu un signal carré comme illustré dans la Figure VI.8.

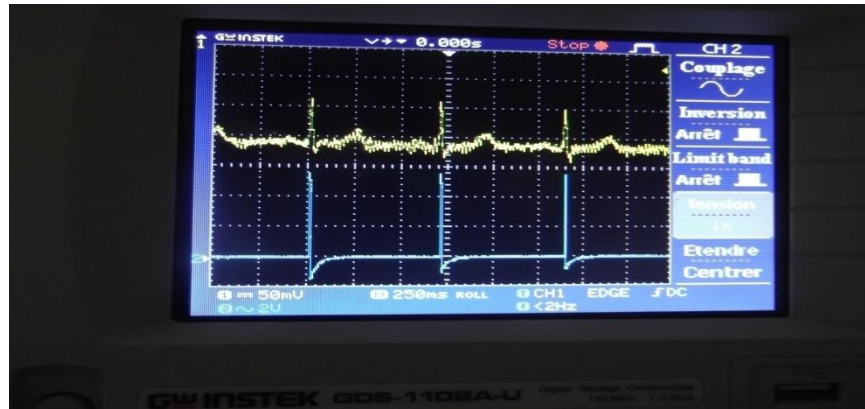


Figure VI.8 : Le signal à la sortie du comparateur LM358 (Amplitude=50mV, 2V, temps=250ms).

4.4. Résultat obtenue du système avec la carte Arduino sous proteus

Pour bien faire le test, nous avons simulé notre système qui est relié avec la carte Arduino sous Proteus. Afin de visualiser le résultat final de notre système, nous avons branché la sortie du comparateur vers la pin 2 de la carte Arduino. Puis, nous avons télé-versé le programme construit selon l'organigramme suivant :

L'organigramme

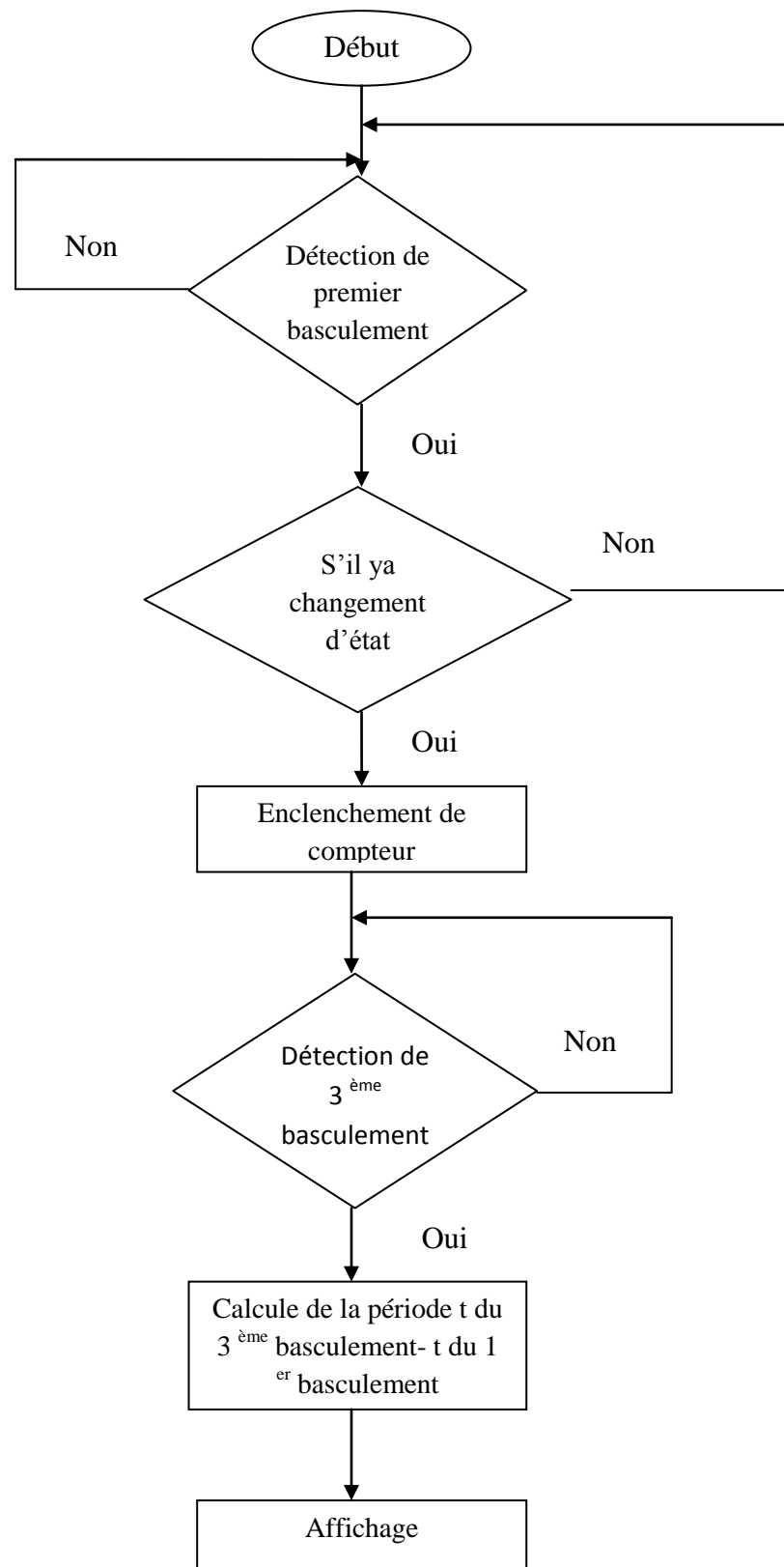


Figure IV.9 : Organigramme.

Voici le résultat obtenu du système avec la carte Arduino sous proteus : on remarque que ces valeurs sont presque stable.

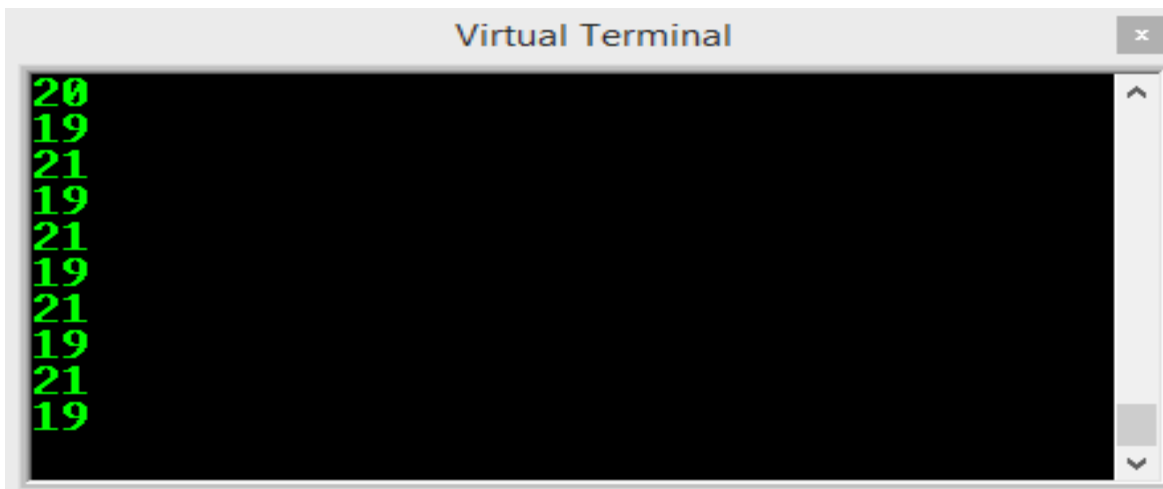
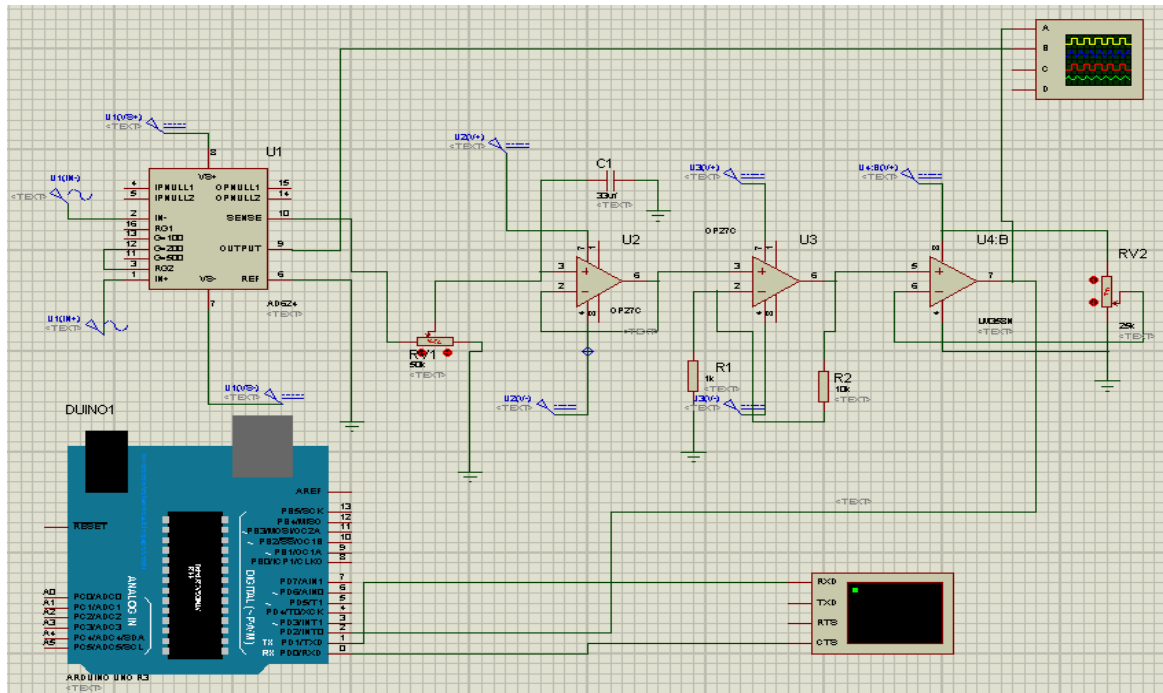
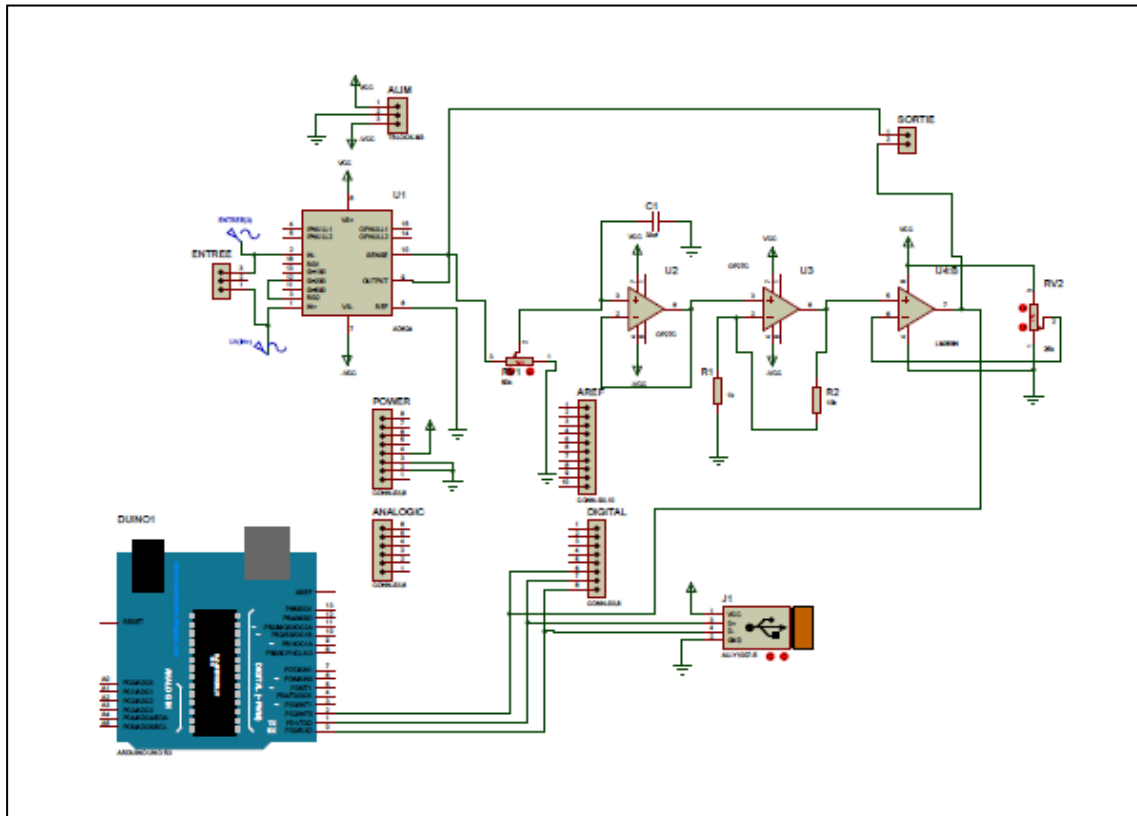


Figure IV.10 : Résultat finale sous Proteus

4.5. Résultat finale du système

Dans la pratique le test s’est déroulé comme suit :

- ✓ Brancher la sortie du comparateur vers la carte Arduino.
- ✓ Télé-verser le programme.
- ✓ Afficher le résultat sur le moniteur série.



Nous avons obtenu le résultat sur le moniteur série :

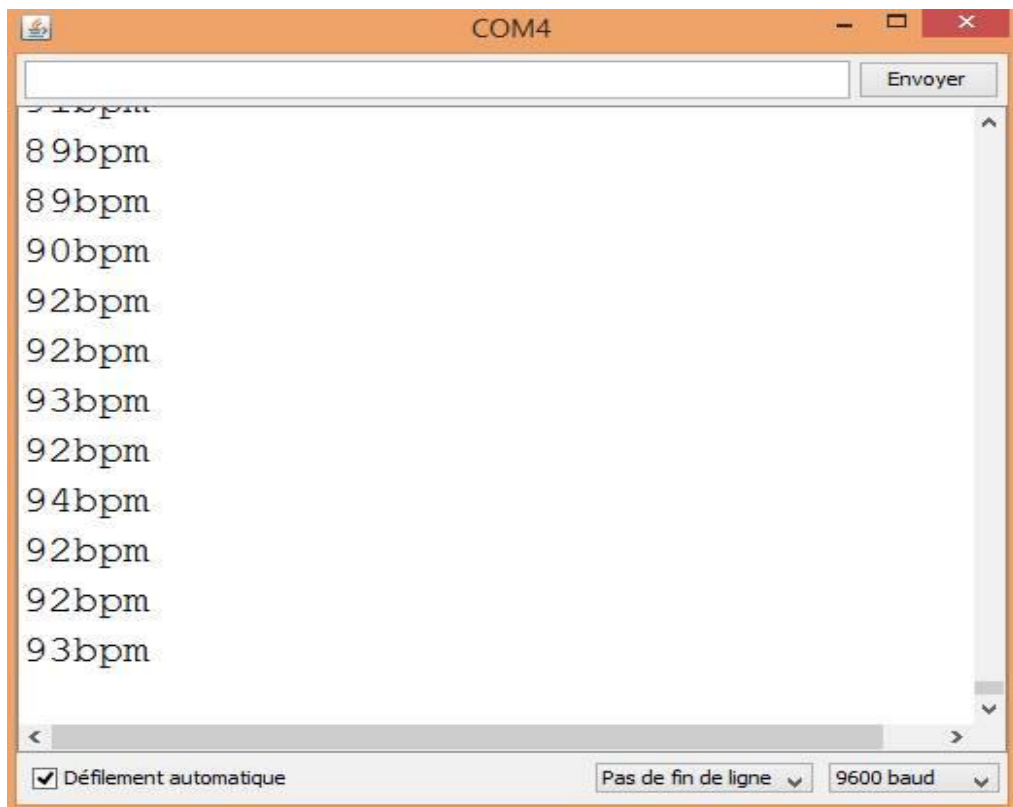


Figure IV.11 : résultats obtenus sur le moniteur série.

Les résultats obtenus sur le moniteur série représentent le nombre de battements par minute entre deux pics (R-R) du signal électrocardiogramme, ce qui explique le fonctionnement du système que nous désirons atteindre.

5. Discussion

Après avoir branché la sortie du comparateur LM358 vers la carte Arduino et téléverser le programme, Nous avons obtenus les résultats sur le moniteur série.

Le test sur une seule personne insuffisant. Pour tester notre réalisation d'une manière plus fiable, nous devons effectuer des tests avec d'autres appareils.

Conclusion

Conclusion

Malgré une forte évolution technologique dans le domaine de l'instrumentation médicale, l'Electrocardiographie reste un examen indispensable en cardiologie depuis de longues années.

A travers notre projet de fin d'étude, nous sommes arrivés à réaliser un électrocardiogramme en utilisant deux électrodes et mesurer le rythme cardiaque. Le signal ECG recueilli par les électrodes, nécessite un circuit électronique pour sa mise en forme et une interface d'acquisition pour un traitement numérique ultérieur. Différents circuits peuvent être utilisés pour détecter, mettre en forme et visualiser le signal ECG.

Notre réalisation est composée de deux parties. Une partie analogique pour la mise en forme du signal. Elle est composée de deux électrodes, ainsi que son circuit de conditionnement (amplification et filtrage). Une partie numérique composée d'une carte d'acquisition de type Arduino UNO R3 basée sur un microcontrôleur Atmega328. Après l'acquisition des données elles sont envoyées à un ordinateur via le port USB.

L'ECG que nous avons réalisé repose en premier lieu sur l'utilisation du l'AD624 pour obtenir le signal ECG et le comparateur LM358 pour calculer la fréquence cardiaque. C'est ce dernier qui nous a permis d'avoir un signal numérique. La carte Arduino UNO que nous avons utilisé nous a permis d'afficher les résultats sur moniteur série. Afin de vérifier le bon fonctionnement de notre réalisation, nous avons effectué des tests. Ces derniers montrent le bon fonctionnement de l'ECG réalisé. Toutefois, nous devons généraliser ces tests sur un échantillon plus important de patients.

Nous pouvons améliorer le signal ECG et comme perspective nous proposons une miniaturisation de la carte électronique pour que cet ECG sera portatif et d'intégrer une mémoire permettant l'enregistrement du signal ECG ainsi que la transmission des données via le Wifi ou le Bluetooth.

Références bibliographiques

Références bibliographiques

- [1]-ABDELLICHE Fayçal, 2011 : « Contribution au diagnostic des signaux electrocardiographique en utilisant les concepts des fractal».thèse doctorat, université Mentouri de Constantine.
- [2]- BENALI Radhwane, 2003 : « analyse du signal ECG par réseau adaptif d'ondelettes en vue de la reconnaissance de pathologies cardiaques ».Thèse doctorat, université abou BekerBelkaid de Tlemcen.
- [3] –NASRKAId Ali Moulhi, 2012 : « exploration cardiovasculaire par étude corrélative des activités électriques et hémodyalyque cardiaques et l'activité rhéologique parti ». Mémoire de magister.
- [4]- HOUAMED Ibtissem, 2011 : « Détection de l'Onde P dans un Signal ECG ».Mémoire de magister, université de Batna.
- [5]-BENSAFIA Kahina, 2012 : « télésurveillance : transmission sans fil, par voies GSM, et traitement du signal électrocardiographie (ECG) ».Thèse de Magister université de Tizi-Ouzou Algérie.
- [6]-NACHEF Mhenna, 2013 : « conception et réalisation d'un système de télésurveillance médicale à base d'une carte Arduino 'Transmission Bluetooth' ».mémoire de fin d'étude, université de Tizi-Ouzou Algérie.
- [7]- GHANAI Mouna, 2013 : «développement d'outils de modélisation et de filtrage pour les signaux biomédicaux)».Thèse de doctorat, université de Batna Algérie.
- [8]-AHMED ZAID Soraya, 2014 : « conception et réalisation d'un Holter ».mémoire de fin d'étude, université de Tizi-Ouzou Algérie.
- [9]- ABTOUT Nacera, Radhia AGHA, 2015 : « Conception et réalisation d'un cardio-tachymètre à base d'une carte Arduino ».Mémoire de fin d'études de master académique, université mouloud Mammeri Tizi-Ouzou.

[10]-N.V .Thakor, J.G.Webstor ET W.J.Thompkins: of the QRS complex Power spectra for Design of a QRS Filter .IEEE Trans .Biomed.Eng. BME-31, 11:706, 1984.

[11]-LALAOUI Nadine et DAHMOUN Kamel, 2014 : « conception et réalisation d'un oxymètre de pouls ».mémoire de fin d'étude, université de Tizi-Ouzou Algérie.

[12]-BENOUARET Mustapha et KORICHE Sofiane, 2014 : « conception et réalisation du tensiomètre électronique ».mémoire de fin d'étude, université de Tizi-Ouzou Algérie.

[13]- BENACHOUR fethi et MOUNGARI Ahmed Fayssal, 2013 :« Réalisation d'un circuit pour la détection des battements cardiaques » université Abou BekrBelkaid, Tlemcen.

[14]-TALBI Mohamed Lamine, 2011 : «Analyse et traitement du signal électro cardiographique (ECG)».Thèse de doctorat, université de Constantine Algérie.

[15]-HAMADOU El mehdi et BENDEHNOUN ALI, 2014 : « Développement et réalisation pratique d'un électrocardiographe ECG ».mémoire de fin d'étude master, Universitaire d'Ain Témouchent.

[16]- KHADDOUMI Balkine, 2005 : « analyse et modélisation d'électrocardiogrammes dans le cas de pathologies ventriculaires ».thèse doctorat, université de Nice-Sophia Antipolis.

[17]- BENAMOR Abdallah et DALI Abdelhak, 2013 : « étude d'un cardiofréquence-mètre a base d'un pic 16f84A ».mémoire de fin d'étude, Institut national spécialisé de la formation professionnelle (Abdelhak Ben Hamouda a Médéa).

Livre :

[18]-Pierre -Mayé,2015 : « Composants électroniques ». 5ème édition, Dunod/L'Usine Nouvelle.

[19]-Jean-Noël Montagné, novembre 2006 : «Initiation à la mise en œuvre matérielle et logicielle de l'Arduino ». LivretArduinoCRAS.pdf, Centre de Ressources Art Sensitif.

Sites Web :

[20]-www.Arduino.cc

[21]-http://www.cardiologie.info/anatomie/donnees_physiologiques/le_fonctionnement_electrique_du_coeur.shtml .

[22]-<http://www.analog.com>

Annexes

FEATURES

Low Noise: 0.2 μV p-p 0.1 Hz to 10 Hz
Low Gain TC: 5 ppm max ($G = 1$)
Low Nonlinearity: 0.001% max ($G = 1$ to 200)
High CMRR: 130 dB min ($G = 500$ to 1000)
Low Input Offset Voltage: 25 μV , max
Low Input Offset Voltage Drift: 0.25 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ max
Gain Bandwidth Product: 25 MHz
Pin Programmable Gains of 1, 100, 200, 500, 1000
No External Components Required
Internally Compensated

PRODUCT DESCRIPTION

The AD624 is a high precision, low noise, instrumentation amplifier designed primarily for use with low level transducers, including load cells, strain gauges and pressure transducers. An outstanding combination of low noise, high gain accuracy, low gain temperature coefficient and high linearity make the AD624 ideal for use in high resolution data acquisition systems.

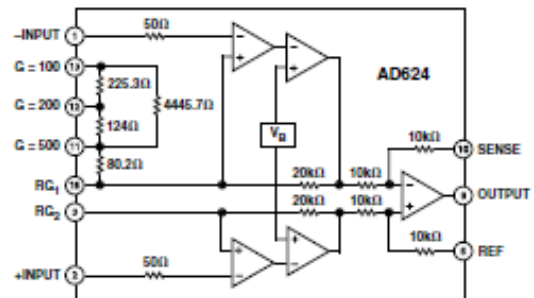
The AD624C has an input offset voltage drift of less than 0.25 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$, output offset voltage drift of less than 10 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$, CMRR above 80 dB at unity gain (130 dB at $G = 500$) and a maximum nonlinearity of 0.001% at $G = 1$. In addition to these outstanding dc specifications, the AD624 exhibits superior ac performance as well. A 25 MHz gain bandwidth product, 5 V/ μs slew rate and 15 μs settling time permit the use of the AD624 in high speed data acquisition applications.

The AD624 does not need any external components for pretrimmed gains of 1, 100, 200, 500 and 1000. Additional gains such as 250 and 333 can be programmed within one percent accuracy with external jumpers. A single external resistor can also be used to set the 624's gain to any value in the range of 1 to 10,000.

REV. C

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties which may result from its use. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices.

FUNCTIONAL BLOCK DIAGRAM



PRODUCT HIGHLIGHTS

1. The AD624 offers outstanding noise performance. Input noise is typically less than 4 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ at 1 kHz.
2. The AD624 is a functionally complete instrumentation amplifier. Pin programmable gains of 1, 100, 200, 500 and 1000 are provided on the chip. Other gains are achieved through the use of a single external resistor.
3. The offset voltage, offset voltage drift, gain accuracy and gain temperature coefficients are guaranteed for all pretrimmed gains.
4. The AD624 provides totally independent input and output offset nulling terminals for high precision applications. This minimizes the effect of offset voltage in gain ranging applications.
5. A sense terminal is provided to enable the user to minimize the errors induced through long leads. A reference terminal is also provided to permit level shifting at the output.

Model	AD624A			AD624B			AD624C			AD624S			Units
	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
REFERENCE INPUT													
R_{IN}	16	20	24	16	20	24	16	20	24	16	20	24	k Ω
I_{IN}		30			30			30			30		μ A
Voltage Range	± 10			± 10			± 10			± 10			V
Gain to Output		1			1			1			1		%
TEMPERATURE RANGE													
Specified Performance	-25		+85	-25		+85	-25		+85	-55		+125	$^{\circ}$ C
Storage	-65		+150	-65		+150	-65		+150	-65		+150	$^{\circ}$ C
POWER SUPPLY													
Power Supply Range	± 6	± 15	± 18	± 6	± 15	± 18	± 6	± 15	± 18	± 6	± 15	± 18	V
Quiescent Current		3.5	5		3.5	5		3.5	5		3.5	5	mA

NOTES

¹ V_{IN} is the maximum differential input voltage at $G = 1$ for specified nonlinearity, V_{IN} at other gains = 10 V/G . V_{IN} = actual differential input voltage.

Example: $G = 10$, $V_{IN} = 0.50$. $V_{CM} = 12 \text{ V} - (10/2 \times 0.50 \text{ V}) = 9.5 \text{ V}$.

Specifications subject to change without notice.

Specifications shown in **boldface** are tested on all production unit at final electrical test. Results from those tests are used to calculate outgoing quality levels. All min and max specifications are guaranteed, although only those shown in boldface are tested on all production units.

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS*

Supply Voltage	$\pm 18 \text{ V}$
Internal Power Dissipation	420 mW
Input Voltage	$\pm V_S$
Differential Input Voltage	$\pm V_S$
Output Short Circuit Duration	Indefinite
Storage Temperature Range	-65°C to $+150^{\circ}\text{C}$
Operating Temperature Range	
AD624A/B/C	-25°C to $+85^{\circ}\text{C}$
AD624S	-55°C to $+125^{\circ}\text{C}$
Lead Temperature (Soldering, 60 secs)	$+300^{\circ}\text{C}$

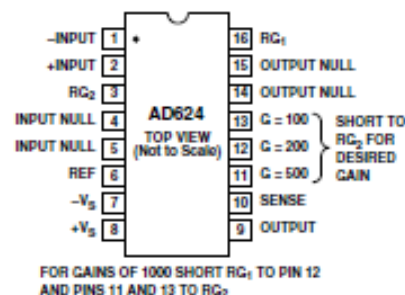
*Stresses above those listed under Absolute Maximum Ratings may cause permanent damage to the device. This is a stress rating only; functional operation of the device at these or any other conditions above those indicated in the operational sections of this specification is not implied. Exposure to absolute maximum rating conditions for extended periods may affect device reliability.

ORDERING GUIDE

Model	Temperature Range	Package Description	Package Option
AD624AD	-25°C to $+85^{\circ}\text{C}$	16-Lead Ceramic DIP	D-16
AD624BD	-25°C to $+85^{\circ}\text{C}$	16-Lead Ceramic DIP	D-16
AD624CD	-25°C to $+85^{\circ}\text{C}$	16-Lead Ceramic DIP	D-16
AD624SD	-55°C to $+125^{\circ}\text{C}$	16-Lead Ceramic DIP	D-16
AD624SD/883B*	-55°C to $+125^{\circ}\text{C}$	16-Lead Ceramic DIP	D-16
AD624AChips	-25°C to $+85^{\circ}\text{C}$	Die	
AD624SChips	-25°C to $+85^{\circ}\text{C}$	Die	

*See Analog Devices' military data sheet for 883B specifications.

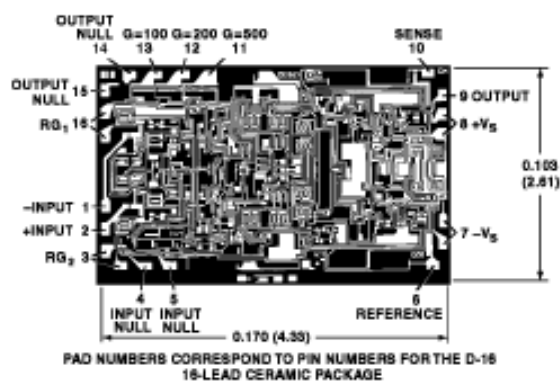
CONNECTION DIAGRAM



FOR GAINS OF 1000 SHORT RG_1 TO PIN 12 AND PINS 11 AND 13 TO RG_2

METALIZATION PHOTOGRAPH

Contact factory for latest dimensions
Dimensions shown in inches and (mm).



PAD NUMBERS CORRESPOND TO PIN NUMBERS FOR THE D-16 16-LEAD CERAMIC PACKAGE



LM158,A-LM258,A LM358,A

LOW POWER DUAL OPERATIONAL AMPLIFIERS

- INTERNALLY FREQUENCY COMPENSATED
- LARGE DC VOLTAGE GAIN: 100dB
- WIDE BANDWIDTH (unity gain): 1.1MHz (temperature compensated)
- VERY LOW SUPPLY CURRENT/OP (500µA) ESSENTIALLY INDEPENDENT OF SUPPLY VOLTAGE
- LOW INPUT BIAS CURRENT: 20nA (temperature compensated)
- LOW INPUT OFFSET VOLTAGE: 2mV
- LOW INPUT OFFSET CURRENT: 2nA
- INPUT COMMON-MODE VOLTAGE RANGE INCLUDES GROUND
- DIFFERENTIAL INPUT VOLTAGE RANGE EQUAL TO THE POWER SUPPLY VOLTAGE
- LARGE OUTPUT VOLTAGE SWING 0V TO (V_{cc} - 1.5V)

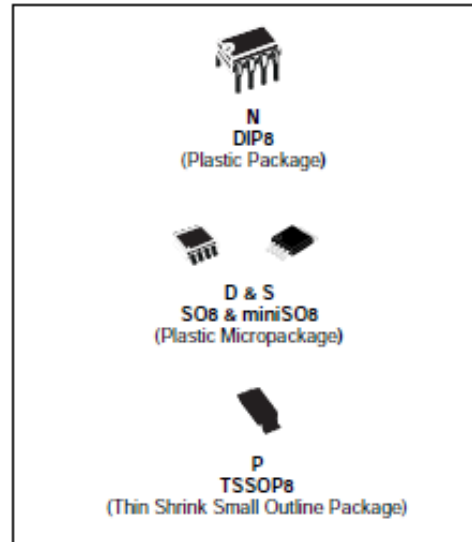
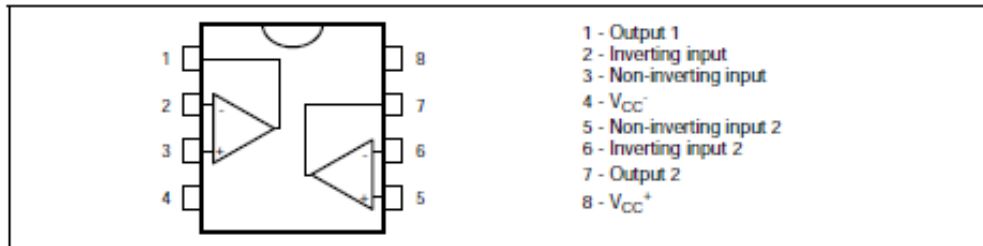
DESCRIPTION

These circuits consist of two independent, high gain, internally frequency compensated which were designed specifically to operate from a single power supply over a wide range of voltages. The low power supply drain is independent of the magnitude of the power supply voltage.

Application areas include transducer amplifiers, dc gain blocks and all the conventional op-amp circuits which now can be more easily implemented in single power supply systems. For example, these circuits can be directly supplied with the standard +5V which is used in logic systems and will easily provide the required interface electronics without requiring any additional power supply.

In the linear mode the input common-mode voltage range includes ground and the output voltage can also swing to ground, even though operated from only a single power supply voltage.

PIN CONNECTIONS (top view)



ORDER CODE

Part Number	Temperature Range	Package			
		N	S	D	P
LM158,A	-55°C, +125°C	•		•	•
LM258,A	-40°C, +105°C	•		•	•
LM358,A	0°C, +70°C	•	•	•	•

Example : LM258N

N = Dual in Line Package (DIP)
 D = Small Outline Package (SO) - also available in Tape & Reel (DT)
 S = Small Outline Package (miniSO) only available in Tape & Reel (DT)
 P = Thin Shrink Small Outline Package (TSSOP) - only available in Tape & Reel (PT)

Overview

The ATmega48A/PA/88A/PA/168A/PA/328/P is a low-power CMOS 8-bit microcontroller based on the AVR enhanced RISC architecture. By executing powerful instructions in a single clock cycle, the ATmega48A/PA/88A/PA/168A/PA/328/P achieves throughputs approaching one MIPS per MHz allowing the system designed to optimize power consumption versus processing speed

Block Diagram

