

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'études  
de MASTER ACADEMIQUE**  
Domaine: **Sciences et Technologies**  
Filière: **Génie électrique**  
Spécialité: **Electronique Biomédicale**

*Présenté par*  
**Nacera ABTOUT**  
**Radhia AGHA**

*Encadré par* **Mr M. TAHANOUT**

Thème

# **Conception et réalisation d'un cardio- tachymètre à base d'une carte Arduino**

*Mémoire soutenu publiquement le 13 /07/2015 devant le jury composé de :*

**M<sup>r</sup> BENNEMANE KAMEL**

Maitre de conférences classe A UMMTO, Président

**M<sup>r</sup> TAHHANOUT MOUHAMED**

Maitre-Assistant classe A UMMTO, Encadreur

**M<sup>r</sup> ZIRMI RACHID**

Maitre de conférences classe B UMMTO, Examineur

**M<sup>elle</sup> DRIF NAIMA**

Maitre-assistant classe A UMMTO, Examineur

*Promotion: 2015*

## *Remerciement*

*Nous remercions Dieu le tous 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 M.TAHANOUT, pour avoir accepté de nous encadré et diriger ce travail. Sans oublier Mr BERCHICHE qui nous a laisser travailler au laboratoire*  
*Maquette*

*Nous exprimons aussi nous sincère remerciements à Madame SMAILLI, Mr NACHEF. Mhenna, Mr AHNOUCHE. Djamel 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 surtout ceux avec lesquels nous avons travaillé au laboratoire projet.*

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

## *Dédicaces*

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

*Je voudrais dédier ce modeste travail aux  
personnes les plus chère au monde : mes parents qui  
mon élevé et soutenu tout au long de ma vie, sans  
oublier leurs sacrifices et amour.*

*A mes très chers frères : Sofiane, Nacer et Jugurtha.*

*A ma cher et unique sœur : Nadjia.*

*A mes très chers oncles et tantes.*

*A mes très chères grands-mères.*

*A ma collègue et cher binôme Radhia.*

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

*NACERA*

## *Dédicaces*

*Je dédie ce modeste travail aux personnes les plus chère au monde : mes parents qui mon toujours aidé et encourager dans mon parcours universitaire, sans oublier leurs sacrifices et amour.*

*A mes sœurs : Khedoudja et Ouarda.*

*A mon cher et unique frère : Abd Elmalek.*

*A mon très cher fiancé Farid et toute sa famille.*

*A mes très chers oncles et tantes.*

*A mes très chères grands-mères et mon grand-père.*

*A ma collègue et cher binôme Nacera.*

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

*RADHIA*

## Liste des abréviations, sigles et symboles

**mm Hg:** millimètre de mercure

**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

**ECG :** ElectroCardioGramme

**Bpm :** Battements par minutes

**SA :** Sino-Auriculaire

**AV :** Auriculo-Ventriculaire

**ESV :** Extrasystole Ventriculaire

**BSA :** Bloc Sino-Auriculaire

**BAV:** Bloc Auriculo-Ventriculaire

**VL :** bras gauche

**VR :** bras droit

**VF :** jambe gauche

**Spo<sub>2</sub> :** Saturation pulsée de l'hémoglobine en oxygène

**nm :** unité de la longueur d'onde (nanomètre)

**Hz** : unité de fréquence (hertz)

**mV** : unité de tension (millivolts)

**dB** : unité du Gain (décibel)

**Fc** : Fréquence de coupure

## Liste des figures

<b>Figure I.1:</b> Représentation schématique du système cardiovasculaire.....	2
<b>Figure I.2:</b> Vue antérieur externe montrant l'emplacement du cœur.....	3
<b>Figure I.3:</b> Structure du cœur et les vaisseaux associés.....	4
<b>Figure I.4:</b> 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.....	5
<b>Figure I.5:</b> Les voies de conduction normales de l'influx cardiaque.....	8
<b>Figure I.6:</b> les différentes phases du potentiel d'action d'une cellule du muscle cardiaque....	9
<b>Figure I.7:</b> Etapes donnant un battement cardiaque.....	11
<b>Figure I.8:</b> Extrasystole ventriculaire (ESV).....	13
<b>Figure I.9:</b> Bradycardie sinusale .....	14
<b>Figure I.10:</b> Rythme d'échappement jonctionnelle lent .....	14
<b>Figure I.11:</b> Tachycardie sinusale.....	15
<b>Figure I.12:</b> Tachycardie ventriculaire .....	16
<b>Figure II.3:</b> Composants d'un stéthoscope.....	17
<b>Figure II.2:</b> La prise du pouls radiale.....	18
<b>Figure II.1:</b> système de mesure invasive du rythme cardiaque.....	18
<b>Figure II.4:</b> Tracé de l'électrocardiogramme.....	20
<b>Figure II.5:</b> Electrode d'un ECG.....	22
<b>Figure II.6:</b> à gauche: Les dérivations bipolaires, à droite : emplacement des électrodes suivant le triangle d'Einthoven .....	23
<b>Figure II.8:</b> Les positions des électrodes précordiales.....	23
<b>Figure II.7:</b> Dérivation unipolaire.....	24
<b>Figure II.9:</b> Principe d'émission/réception .....	25

<b>Figure II.10:</b> Mesure de la pression artérielle.....	27
<b>Figure III.1:</b> Schéma synoptique de la chaîne d'acquisition.....	30
<b>Figure III.2:</b> Principe du capteur.....	32
<b>Figure III.3:</b> schéma du fonctionnement du capteur.....	32
<b>Figure III.4:</b> Diagramme de conduction de la LED.....	33
<b>Figure III.5:</b> Longueur d'onde du pic d'émission.....	34
<b>Figure III.6:</b> Diagramme de rayonnement.....	35
<b>Figure III.8:</b> Courant du collecteur en fonction de la lumière.....	36
<b>Figure III.10:</b> Le diagramme de rayonnement.....	36
<b>Figure III.11:</b> Filtre passe bande.....	37
<b>Figure III.9:</b> Le spectre de sensibilité en fonction de la longueur d'onde.....	38
<b>Figure III.12:</b> Filtre passe bas.....	39
<b>Figure III.13:</b> Schéma du LM311 est les pins associés.....	40
<b>Figure III.14:</b> Comparaison du signal.....	41
<b>Figure III.15:</b> Etage du Buzzer.....	41
<b>Figure III.18 :</b> Circuit imprimé du système réalisé.....	42
<b>Figure III.16:</b> Le circuit analogique du système.....	42
<b>Figure III.17:</b> Alimentation du circuit.....	43
<b>Figure III.19 :</b> Vue 3D du schéma d'implantation des composants de la carte électronique..	43
<b>Figure III.17:</b> Vue de face et vue de dos de la carte Arduino UNO R3.....	45
<b>Figure III.18:</b> Description de la carte Arduino UNO.....	46
<b>Figure III.19:</b> Les pins de microcontrôleur Atmega328.....	51
<b>Figure IV .1:</b> Fenêtre principale de l'environnement de programmation.....	54
<b>Figure IV.2:</b> Les différentes parties de la fenêtre principale du logiciel Arduino.....	55

<b>Figure IV.3:</b> Fenêtre associée au moniteur série.....	56
<b>Figure IV.4:</b> La barre des menus.....	57
<b>Figure IV.5:</b> Structure de la barre des boutons.....	57
<b>Figure IV.6 :</b> Résultat obtenue sur la simulation sous proteus.....	59
<b>Figure IV.7 :</b> signal de sortie du capteur.....	60
<b>Figure IV.8 :</b> Le signal à la sortie du filtre passe bas (Amplitude=10mV, temps=10ms).....	60
<b>Figure VI.9 :</b> Le signal à la sortie du comparateur LM311 (Amplitude=2V, temps=5ms)....	61
<b>Figure IV.10 :</b> Organigramme de programmation.....	62
<b>Figure IV.11 :</b> Résultat finale sous protues.....	63
<b>Figure IV.12:</b> Résultat sur le moniteur série.....	64

## Liste des tableaux

**Tableau III.1:** Tableau de caractéristiques de BPW85.....35

**Tableau III.2:** Nomenclature de la carte électronique.....44

## Sommaire

Liste des figures	
Liste des tableaux	
Liste des abréviations	
Introduction générale.....	1
Chapitre I : Notion de base d'un système cardiovasculaire	
I.1 Introduction.....	2
I.2 Présentation du système cardiovasculaire.....	2
I.2.1 Le Cœur.....	3
I.2.2 Le Système vasculaire.....	4
I.3 Cycle cardiaque.....	7
I.3.1 Activité électrique du cœur.....	7
I.3.2 Activité mécanique du cœur.....	9
I.4 Le débit cardiaque.....	11
I.5 La fréquence cardiaque.....	11
I.6 Les anomalies cardiaques.....	12
I.6.1 Blocs cardiaques.....	12
I.6.1.1 Bloc Sino-Auriculaire (BSA).....	12
I.6.1.2 Bloc Auriculo-ventriculaire (BAV).....	13
I.6.1.3 Blocs de branche.....	13
I.6.2 Les arythmies cardiaques.....	13
I.6.2.1 Extrasystole ventriculaire(ESV).....	13
I.6.2.2 Bradycardie.....	14
I.6.2.3 La tachycardie.....	15
I.7 Conclusion.....	16

## Chapitre II : Les methodes de mesure de rythme cardiaque

II.1 Introduction .....	17
II.2 Méthode invasive.....	17
II.2.1Méthode hémodynamique.....	17
II.3 Méthode non invasive.....	18
II.3.1 La prise de poules .....	18
II.3.2 Le stéthoscope.....	19
II.3.3Electrocardiographe .....	20
II.3.3.1 Electrocardiogramme .....	20
II.3.3.2 Les ondes et intervalles de l'ECG .....	20
II.3.3.3Le signal ECG .....	22
II.3.3.4 Caractéristiques d'un ECG dit normal.....	22
II.3.3.5 Electrodes .....	22
II.3.3.6 Les dérivations .....	23
II.3.4 L'oxymètre de pouls .....	25
II.3.4.1 Principe physiologique .....	25
II.3.4.2 Principe de fonctionnement.....	26
II.3.5 Le tensiomètre.....	27
II.3.6 Le Cardio-tachymètre .....	28
II.3.6.1Définition.....	29
II.3.6.2 principe du cardio-tachymètre.....	29
II.4 Conclusion.....	29

## Chapitre III :conception et réalisation du cardio-tachymetre

III.1 Introduction .....	30
III.2 Principe de fonctionnement.....	30
III.3 Description générale du système réalisé .....	30
III.4Description détaillée du système.....	31
III.4.1 Partie analogique .....	31
III.4.1.1 Capteur.....	31
III.4.1.2 Conditionnement du capteur .....	33
III.4.1.2.1 LED infrarouge.....	33
III.4.1.2.2 Le phototransistor.....	35
III.4.1.3 Filtrage du signal.....	37
III.4.1.3.1 Filtre passe bande.....	37
III.4.1.3.2 Filtre passe bas.....	39
III.4.1.4 Etude du comparateur .....	40
III.4.1.5 Circuit imprimé.....	43
III.4.1.6 Nomenclature de la carte électronique.....	44
III.4.2 Partie numérique.....	45
III.4.2.1 Description de la carte Arduino .....	45
III.4.2.2 Alimentation .....	46
III.4.2.3 Les broches d'alimentation de la carte Arduino UNO.....	47
III.4.2.4 Mémoires .....	47
III.4.2.5 Les entrées et sorties .....	48
III.4.2.5.1 Les entrés et sorties numérique.....	48
III.4.2.5.2 Les entrés analogiques.....	48
III.4.2.5.3 Autres broches.....	49
III.4.2.6 Arduino et la communication avec l'extérieur.....	49

III.4.2.7 L'éditeur de programmation.....	50
III.4.2.8 Protection du port USB contre la surcharge en intensité .....	50
III.4.2.9 Le microcontrôleur Atmega328 .....	50
III.4.2.10 Les principales caractéristiques de l'Atmega328.....	51
III.5 Conclusion.....	53

#### Chapitre IV :conception logiciel et résultats expérimentaux

IV.1 Introduction.....	54
IV.2 L'environnement de programmation Arduino .....	54
IV.3 Description du logiciel Arduino.....	55
IV.3.1 Description de la barre des menus.....	57
IV.3.2 Description de la barre des boutons . .....	57
IV.3.3 Programme Arduino et les étapes de téléversement vers la carte .....	58
IV.4 Tests et résultats .....	59
IV.4.1 test avec le logiciel de simulation proteus.....	59
IV.4.2 Teste du capteur.....	60
IV.4.3 Visualisation des signaux à la sortie de la carte électronique.....	60
IV.4.4 Résultat obtenue du système avec la carte Arduino sous proteus .....	61
IV.4.5 Test finale du système .....	63
IV.5 Conclusion.....	64
Conclusion générale.....	65

# **Introduction Générale**

## **Introduction générale**

Les maladies cardiovasculaires représentent la cause la plus fréquente de décès dans le monde. Par conséquent, le diagnostic de ces maladies dangereuses est une tâche vitale. Pour ce faire plusieurs outils sont mis en œuvre dont fait partie le cardio-tachymètre.

Actuellement le domaine médicale exige de nouvelles techniques et technologies, afin d'évaluer l'information d'une manière objective. Cela est dû aux développements récents de l'électronique qui a poussé l'informatique à un stade plus avancé. Ceci a permis d'avoir des appareils plus performants.

En effet le cardio-tachymètre est un outil non invasive qui permet de détecter le nombre de battement cardiaque par minute, à partir d'un signal lumineux transmit à travers les tissue biologiques, cette transmission est assurer grâce à une LED infrarouge et capté grâce à un phototransistor sensible à cette lumière.

Ce présent travail de fin d'étude consiste à concevoir et réaliser un cardio-tachymètre à base d'un émetteur photodiode, d'un récepteur phototransistor et d'une acquisition de signal utilisant une carte Arduino. Notre mémoire est organisé comme suite :

Dans le premier chapitre nous donnons les notions de base du système cardiovasculaire et les anomalies qui peuvent survenir au cœur.

Le second chapitre est consacré, d'une manière générale, aux différentes méthodes qui permettent le calcul du rythme cardiaque.

Le troisième chapitre est porté sur la description du système, étude des différents étages qui mènent au conditionnement du signal et on termine cette partie par la présentation de la carte Arduino UNO.

Le logiciel Arduino et les différents tests ainsi que les résultats obtenus sont exposés dans le quatrième chapitre.

Nous terminerons notre travail par une conclusion générale.

# **Chapitre I**

## **Notion de base du système cardiovasculaire**

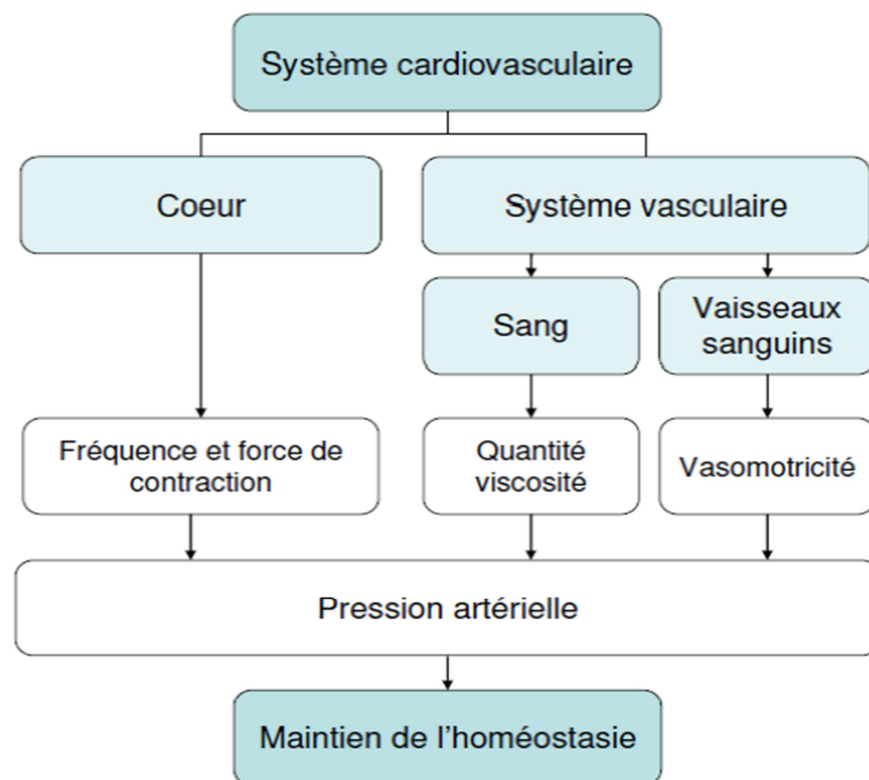
## I.1 Introduction

Le système cardiovasculaire est constitué du cœur et du système vasculaire, sa fonction principale est d'assurer un flux de sang adéquat, continuellement, et sous pression suffisante aux différents organes et aux tissus afin de satisfaire au besoin énergétique et au renouvellement cellulaire quelles que soient les conditions ambiantes et l'activité de l'individu.

Dans ce premier chapitre nous présentons le système cardiovasculaire suivi d'une description détaillée de l'activité physiologique cardiaque et les différentes anomalies et les signaux correspondants.

## I.2 Présentation du système cardiovasculaire

Le système cardiovasculaire appelé aussi système circulatoire assure la circulation du sang d'une manière continue dans l'organisme. Dont les fonctionnalités sont schématisées sur la (Figure I.1). [3]

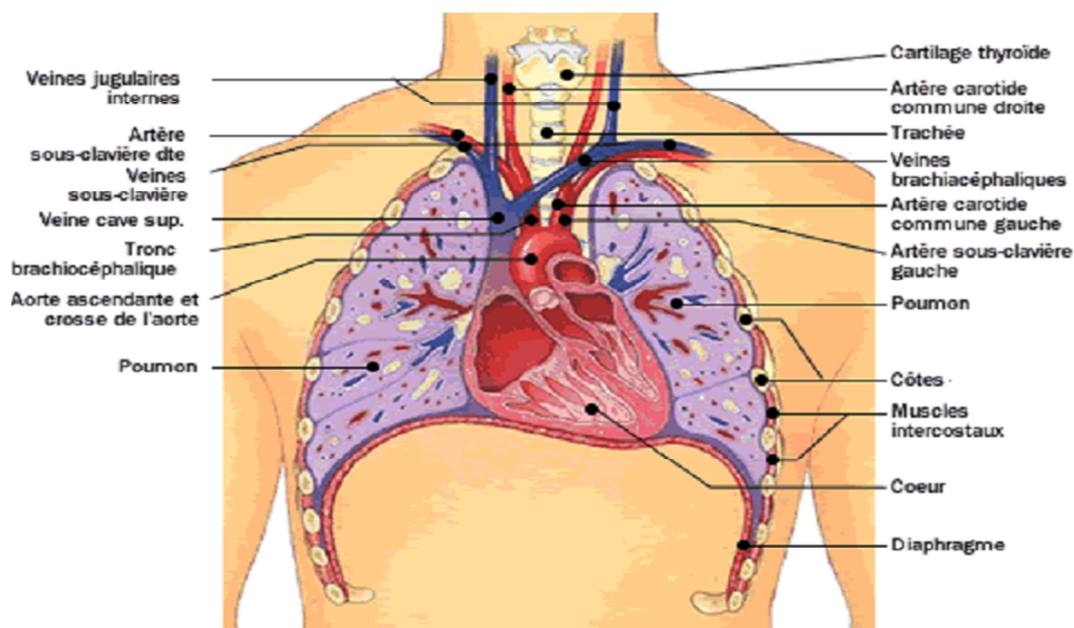


**Figure I.1:** Représentation schématique du système cardiovasculaire [3]

### I.2.1 Le Cœur

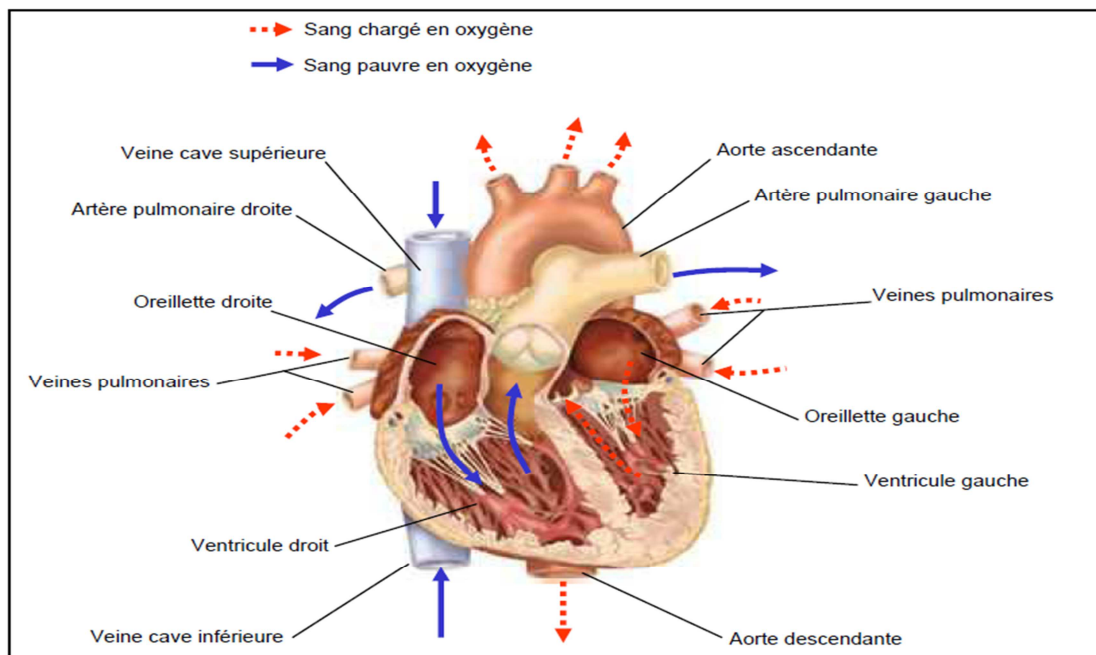
Le cœur est un organe creux et musculaire comparable à une pompe, qui assure la circulation du sang dans les veines et les artères. Sa forme est similaire à un cône inversé (sa base vers le haut et à droite et son apex en bas et à gauche).

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. [4]



**Figure I.2:** Vue antérieure externe montrant l'emplacement du cœur.

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. [4]



**Figure I.3:** Structure du cœur et les vaisseaux associés. [4]

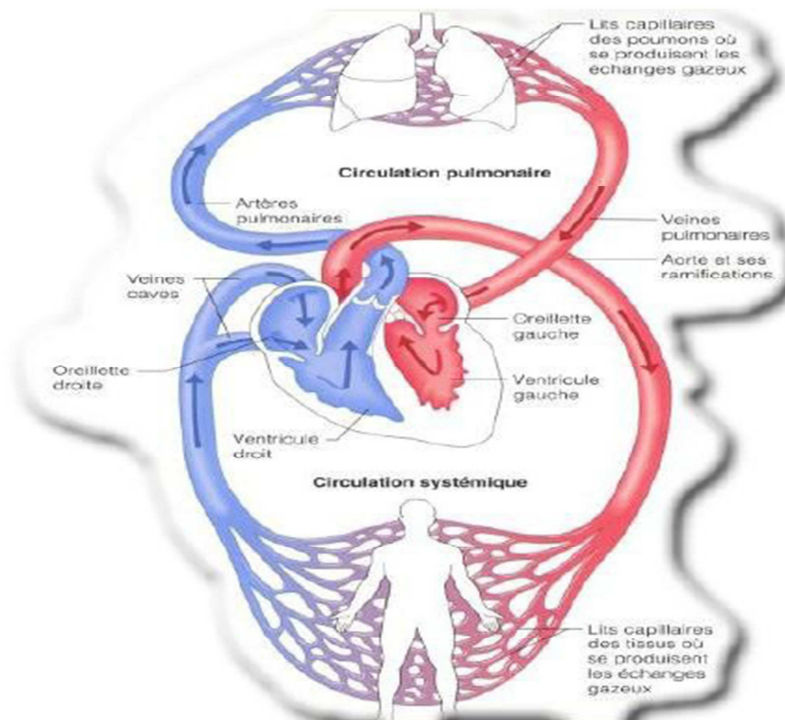
Son fonctionnement se base sur l'enchaînement temporel d'événements mécaniques et électriques complexes régulés de manière dynamique. L'activité cardiaque est cyclique, la séquence de tous ces événements qui la composent dure une seconde environ au repos. Elle se répète durant toute la vie, assurant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

### I.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.

Cette circulation assure la conduction du sang oxygéné à travers les capillaires artériels. Ce dernier permet le transfert de l'oxygène du sang (Il est formé de cellules mobiles, les globules ou éléments figurés, baignant dans un liquide mobile qu'on appelle le plasma) 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 la 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.4. [5]



**Figure I.4:** 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.

### ➤ La circulation systémique

La circulation systémique, appelée aussi grande circulation, est une partie de l'appareil cardiovasculaire dont la fonction est d'amener le sang oxygéné qui part du cœur à tous les organes du corps puis de renvoyer ce sang veineux (sang pauvre en oxygène et riche en gaz carbonique) au cœur, elle comporte des artères, des capillaires, des veines et des lymphatiques.[5]

#### • Les artères

Le secteur artériel débute à la sortie du ventricule gauche au niveau de l'orifice aortique par l'aorte thoracique ascendante.

L'ensemble des artères systémiques, l'aorte et ses ramifications, est appelé système à haute pression.

Le débit et la pression artérielle (tension artérielle) sont fortement pulsatiles. Cette dernière varie au cours du cycle cardiaque entre une valeur maximale (pression artérielle systolique)

d'environ 125 mm Hg chez un jeune adulte au repos, et une valeur minimale (diastolique) de 70 mm Hg environ. [5]

- **Les capillaires**

Le système d'échanges est constitué essentiellement par le système capillaire baignant au sein du tissu interstitiel. Les capillaires sont des vaisseaux extrêmement nombreux repartis dans les organes.

Ils forment un réseau vasculaire extrêmement ramifié entre les artères et les veines dans l'interstitiel des organes. Sites des échanges des gaz respiratoires, des substances nutritives et déchets métaboliques entre le sang qu'ils renferment et le compartiment extra-sanguin du tissu qu'ils parcourent, les capillaires réduisent l'épaisseur de leur paroi au strict minimum.[5]

- **Les veines**

Elles naissent du côté efférent du système capillaire. Toutes les veines formées convergeant ensuite vers deux gros troncs terminaux, les veines caves supérieures et inférieure, qui se jettent dans l'oreillette droite.

Les veines assurent le retour du sang vers le cœur. La propagation du sang veineux vers le cœur se fait grâce à de multiples facteurs : l'énergie du ventricule gauche non encore dissipée, l'aspiration du sang par le ventricule droit lors de la diastole, l'aspiration par abaissement de la pression intra-thoracique lors de l'inspiration. Enfin, la pression musculaire sur les veines lors de la contraction des muscles (la marche notamment est un élément important pour pulser des membres inférieurs vers les veines du tronc).

Le retour veineux doit être suffisant pour assurer un remplissage cardiaque (pré-charge) adéquat. [5]

- **Les lymphatiques**

Ce sont des vaisseaux issus des espaces péri capillaires qui se jettent ensuite dans le réseau veineux.

Ils complètent le retour veineux en assurant le drainage des tissus interstitiels, notamment en y récupérant des grosses protéines d'origine plasmatique. [5].

➤ **La circulation pulmonaire**

La circulation pulmonaire, appelée aussi petite circulation, sa fonction est d'amener le sang veineux (sang pauvre en oxygène et riche en gaz carbonique) par l'artère pulmonaire au contact des alvéoles pulmonaires pour le ré oxygéner totalement puis de renvoyer ce sang au cœur par les veines pulmonaires. Cette petite circulation qui renouvelle les gaz du sang se distingue de la grande circulation (appelée aussi circulation systémique).

La circulation systémique et la circulation pulmonaire mises ensemble forment ce que l'on appelle la circulation générale.[16]

### ➤ La circulation artérielle

La fonction circulatoire répond à trois principes fondamentaux :

- Le débit sanguin de chaque organe ou tissu est presque toujours ajusté de façon précise pour répondre aux besoins tissulaires. Un contrôle nerveux de la circulation s'ajoute également pour moduler le débit sanguin.
- Le débit cardiaque est contrôlé principalement par le débit tissulaire local. Plus le retour veineux est important plus le débit généré sera important. Un contrôle nerveux complète l'ajustement du débit aux besoins.
- La pression artérielle est contrôlée de façon indépendante du contrôle du débit sanguin local et du contrôle du débit cardiaque.

## I.3 Cycle cardiaque

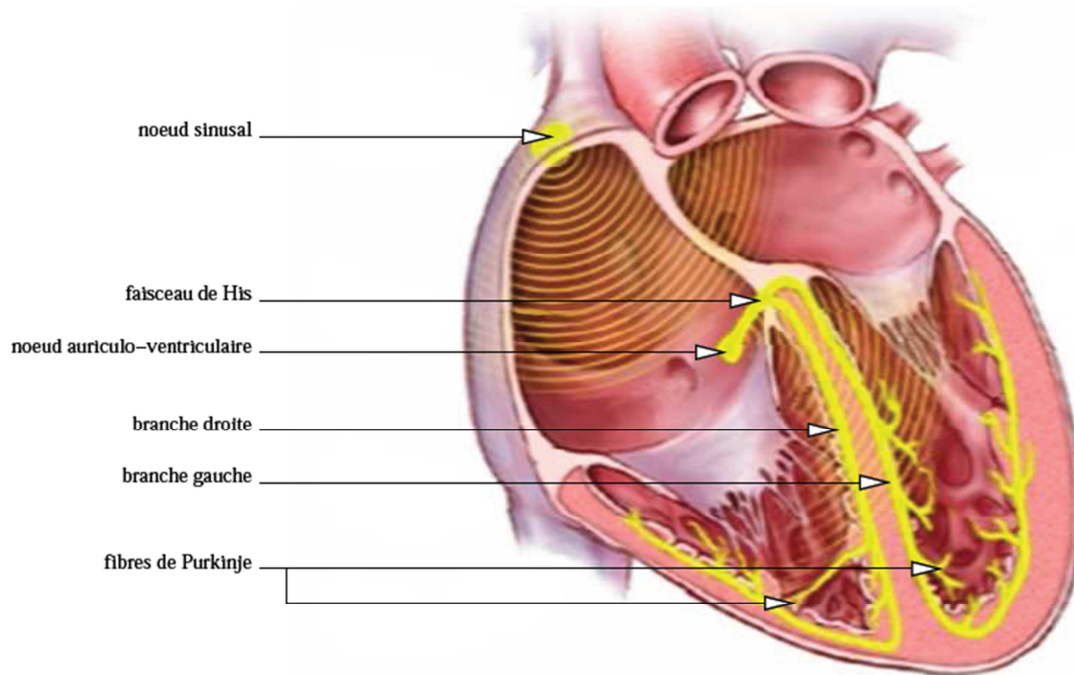
Chaque battement du cœur entraîne une séquence d'évènements mécaniques et électriques collectivement appelées cycle cardiaque.

### I.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**.

L'ensemble des étapes est illustré par la (Figure I.5).



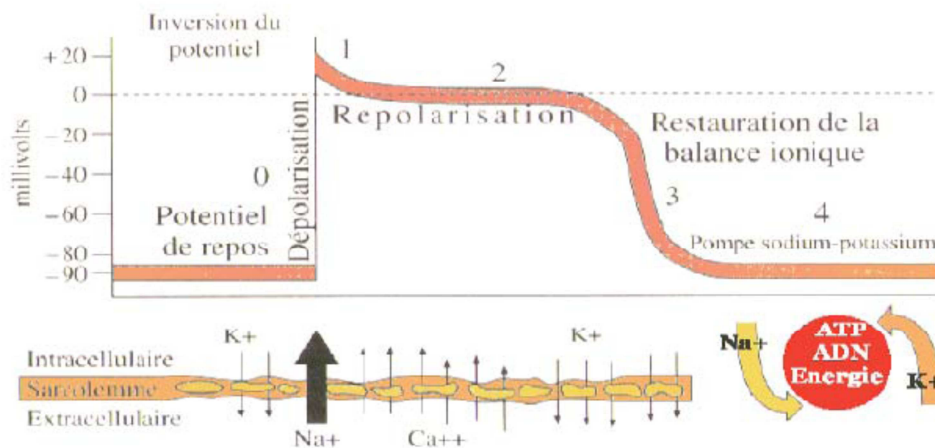
**Figure I.5:** Les voies de conduction normales de l'influx cardiaque. [7]

L'impulsion électrique se conduit d'un nœud à l'autre avec des vitesses différents selon la structure du réseau nodal considéré :

- nœud sinusal : 1 m/sec.
- myocytes cardiaques des oreillettes : ~ 0,5 m/sec.
- nœud auriculo-ventriculaire : ~0,05 m/sec (ralentissement du potentiel d'action).
- faisceau de His : ~ 2 m/sec.
- réseau de Purkinje : » 4 m/sec.
- myocytes cardiaques des ventricules : » 0,5 m/sec. [3]

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.6). [3]

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.6:** les différentes phases du potentiel d'action d'une cellule du muscle cardiaque.

[11]

**La phase 0 ou dépolarisation rapide :** après une excitation électrique au-dessus du seuil d'activation de la cellule, un afflux rapide d'ions  $\text{Na}^+$  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  $\text{Na}^+$  et au flux sortant d'ions de potassium  $\text{K}^+$ .

**La phase 2 ou plateau :** elle correspond à la phase de repolarisation lente. Elle est due à l'entrée lente des ions  $\text{Ca}^{++}$  dans la cellule qui atténue l'influence des canaux  $\text{K}^+$  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  $\text{K}^+$  sont toujours sortants tandis que le potentiel de la cellule tend vers son seuil de repos.

**La phase 4 ou potentiel de repos:** elle correspond au potentiel de repos, où la cellule est plus facilement excitable.

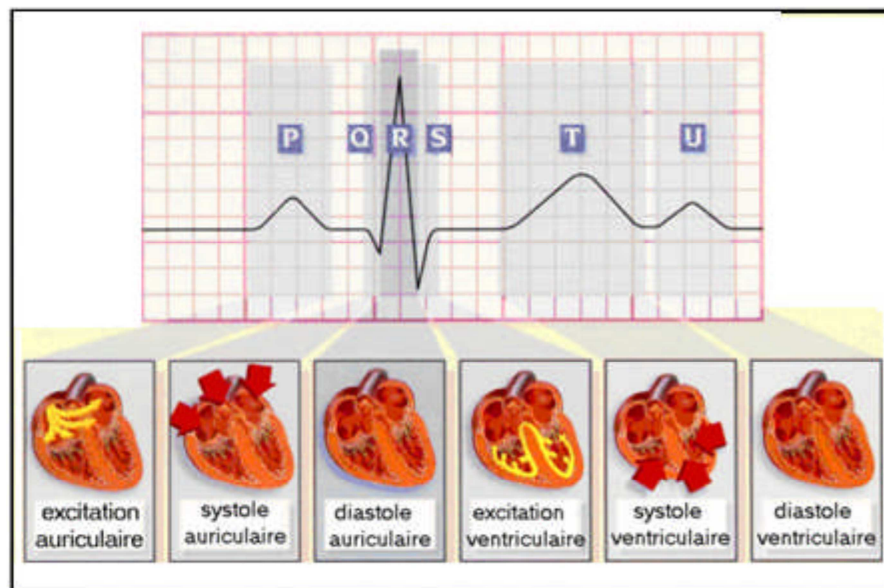
### I.3.2 Activité mécanique du cœur

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.
  - Dans la systole auriculaire, les oreillettes se contractent et projettent le sang vers les ventricules, une fois le sang expulsé des oreillettes, les valvules auriculo-ventriculaire entre les oreillettes et les ventricules se ferment. Ceci évite un reflux du sang vers les oreillettes.
  - La systole ventriculaire implique la contraction des ventricules expulsant le sang vers le système circulatoire. Une fois le sang expulsé, les deux valvules, pulmonaire à droite et aorte à gauche se ferment.
- 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.
  - La relaxation ventriculaire fait suite à la systole. Les ventricules se relâchant, la pression chute jusqu'à être inférieure à celle exercée dans l'aorte et l'artère pulmonaire.
  - La phase de repos est celle pendant laquelle le sang des veines caves supérieure et inférieure et les veines pulmonaires s'écoule librement dans les ventricules via les oreillettes. [8]

Le déroulement d'un phénomène mécanique et électrique donne naissance à un battement cardiaque (Figure I.7)



**Figure I.7:** Etapes donnant un battement cardiaque. [2]

#### I.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 ( $F_c$ ).

$$D_c = V_s * F_c \quad (I.1)$$

Avec :

$D_c$  : litre /minute.

$V_s$  : litre.

$F_c$  : battement/minute.

#### I.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.

## **I.6 Les anomalies cardiaques**

En absence de toute pathologie, le rythme est régulier et sa fréquence est comprise entre 60 et 100 bpm la journée et entre 40 et 80 bpm la nuit. Hors de ces limites, il peut y avoir trouble du rythme qui doit faire l'objet d'une étude approfondie pour définir une éventuelle pathologie.

Cependant, toute irrégularité n'est pas pathologique : en effet, le système nerveux autonome, exerçant un contrôle permanent, peut fortement accélérer le rythme en réponse à un contexte particulier : une période de stress ou d'effort par exemple. Il est donc essentiel de prendre en considération l'état du patient avant de poser un diagnostic.

En générale l'anomalie est due à un trouble de fréquence cardiaque ou bloc de conduction de l'influx cardiaque. Le cœur a tendance à battre trop lentement, trop vite ou de façon irrégulière qui va d'une manière ou d'une autre influencer sur la quantité de sang que le cœur arrive à pomper.

### **I.6.1 Blocs cardiaques**

Les blocs cardiaques sont dus à une rupture de conduction du myocarde qui altère la dépolarisation. Ces ruptures peuvent être plus ou moins sévères : freinant (allongement du temps de parcours), intermittentes (le blocage de la conduction), ou rupture complète (aucune conduction). Au niveau des voies de conduction il existe trois types de « blocs » classés suivant leurs localisations : le bloc sino-auriculaire (SA) situé entre le sinus et les oreillettes, le bloc auriculo-ventriculaire (AV) entre les oreillettes et les ventricules, et le bloc de branche (droit et/ou gauche) au niveau de la transmission à chacun des deux ventricules, ce sont surtout les deux premiers (blocs SA et AV) qui sont susceptibles d'entraîner des troubles du rythme.[4]

#### **I.6.1.1 Bloc Sino-Auriculaire (BSA)**

Dans le cas du BSA, l'impulsion électrique issue du sinus n'est pas transmise aux oreillettes, les muscles auriculaires et ventriculaires ne se contractent donc pas. [4]

### I.6.1.2 Bloc Auriculo-ventriculaire (BAV)

On appelle BAV l'altération de la conduction du stimulus de dépolarisation entre les oreillettes et les ventricules.[4]

### I.6.1.3 Blocs de branche

Le bloc de branche est dû au blocage de la dépolarisation dans une des branches du faisceau de His. Un bloc dans l'une ou l'autre branche provoque un retard dans la dépolarisation du ventricule auquel elle appartient. [4]

## I.6.2 Les arythmies cardiaques

Elles sont une cause majeure de mortalité et constituent une partie très importante de la problématique des maladies cardiovasculaires. L'arythmie survient lorsque l'excitation électrique naît hors du nœud sinusal, dans le nœud auriculo-ventriculaire ou les ventricules par exemple, ou que l'onde électrique ne suit plus les voies préférentielles de propagation. La contraction cardiaque qui en résulte s'écarte du rythme normal.[4]

### I.6.2.1 Extrasystole ventriculaire(ESV)

L'extrasystole ventriculaire est un battement anormal. L'impulsion électrique créée n'emprunte pas la voie normale de conduction (faisceau de His), et se propage donc plus lentement dans les ventricules. La contraction ventriculaire ainsi étalée dans le temps perd de son efficacité. Le tracé d'un battement ESV est caractérisé par deux propriétés : l'onde R n'est pas précédée d'une onde P, puisqu'il n'y a pas eu d'activité auriculaire préalable, et la durée du complexe est supérieure à la durée d'un complexe QRS normale, le signal correspondant est données par la figure suivante :

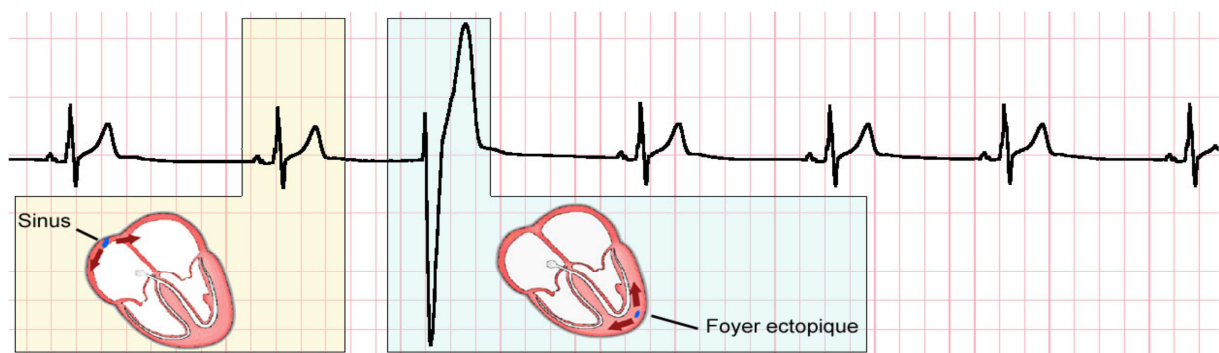


Figure I.8: Extrasystole ventriculaire (ESV).

### I.6.2.2 Bradycardie

La bradycardie est caractérisée par le fait que la fréquence cardiaque est inférieure à 60 bpm, elle est dite d'origine sinusale, jonctionnelle, ou ventriculaire, selon le site d'initiation de l'impulsion électrique à l'origine des battements considérés.[13]

- **Bradycardie sinusale**

Outre sa fréquence basse, la bradycardie sinusale est caractérisée par la présence systématique d'une onde P avant les complexes QRS car l'origine de la contraction ventriculaire reste la dépolarisation du sinus et des oreillettes, comme lors de battements normaux, le rythme est de l'ordre de 40 bpm, le signal correspondant est donné par la figure suivante. [13]

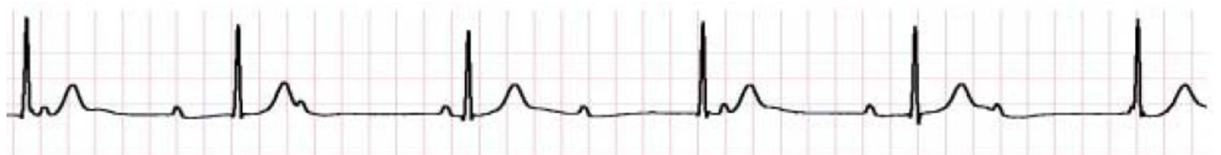


**Figure I.9: Bradycardie sinusale.[13]**

- **Bradycardie d'origine jonctionnelle**

En cas de dysfonctionnement sinusal avec ou sans dépolarisation auriculaire, le nœud AV peut assurer le rôle de pacemaker de secours à une fréquence de l'ordre de 30 à 60 bpm.

L'impulsion électrique prend alors naissance dans le nœud auriculo-ventriculaire (AV) et suit le chemin de conduction habituel, la morphologie des ondes QRS est identique à celle du battement normal, en revanche, l'onde P peut être absente ou, si elle est présente, elle peut être désynchronisée de la systole ventriculaire ce rythme est appelé rythme d'échappement jonctionnelle, dure jusqu'à ce qu'il soit inhibé par un rythme plus rapide le signal correspondant est données par la figure suivante.[13]



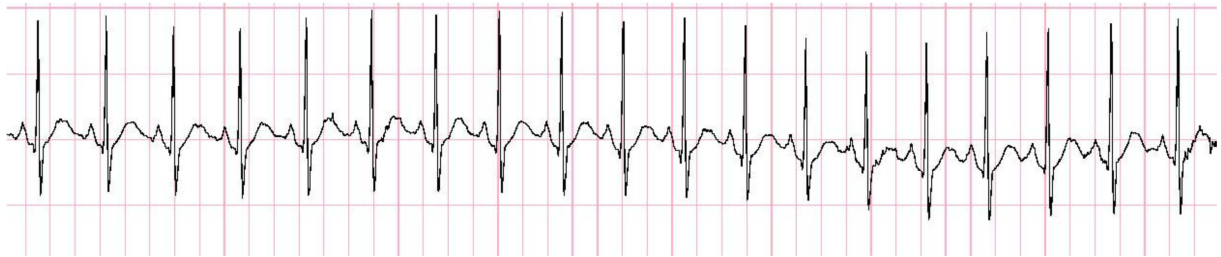
**Figure I.10: Rythme d'échappement jonctionnelle lent[13]**

### I.6.2.3 La tachycardie

À l'inverse de la bradycardie, la tachycardie est caractérisée par le fait que la fréquence est supérieure à 100 bpm, elle peut être d'origine sinusale, auriculaire ou ventriculaire.[13]

- **Tachycardie sinusale**

La tachycardie sinusale correspond à un rythme sinusal dont la fréquence est comprise entre 100 et 180 bpm, on observe avant chaque complexe QRS, une onde P de forme identique à celle observée lors du rythme normal. Une tachycardie sinusale est considérée comme pathologique si elle est de longue durée, le signal correspondant est donné par la figure suivante. [13]



**Figure I.11: Tachycardie sinusale.[13].**

- **La tachycardie ventriculaire**

La tachycardie ventriculaire est en général la manifestation d'un dysfonctionnement du muscle cardiaque. Elle peut apparaître à tout âge. Elle se manifeste par la désynchronisation des battements ventriculaires qui conduit à une diminution du pompage du sang. Le signal correspondant est donné par la figure suivante.[2]



**Figure I.12:** Tachycardie ventriculaire. [2]

- **Tachycardie auriculaire**

La tachycardie auriculaire peut avoir pour origine un foyer ectopique, il s'agit d'un groupe de cellules situées dans les oreillettes, qui se dépolarisent spontanément et plus rapidement que le sinus, prenant ainsi sa place. La dépolarisation des oreillettes n'étant pas d'origine sinusale, la propagation de l'influx nerveux diffère de celle qui a pour origine le sinus, et l'on observe une onde P de forme inhabituelle.

## **I.7 Conclusion**

Après avoir présenté dans ce chapitre le système cardiovasculaire contenant une introduction sur l'anatomie du cœur humain et le système vasculaire, nous avons décrit les deux activités électriques et mécaniques ainsi le lien entre eux, enfin nous avons terminé par l'étude des différentes anomalies qui peuvent survenir sur le cœur et leurs signaux correspondants dans le but de bien comprendre le rythme cardiaque.

Dans le chapitre suivant nous allons présenter les différentes méthodes pour détecter le rythme cardiaque.

# **Chapitre II**

## **Les méthodes de calcul du rythme cardiaque**

## II.1 Introduction

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

Les méthodes mises actuellement à la disposition peuvent être classées selon la technique de mesure (invasive ou non invasive), les conditions de mesure, et la réactivité de certains examens (épreuve d'effort, froid).

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

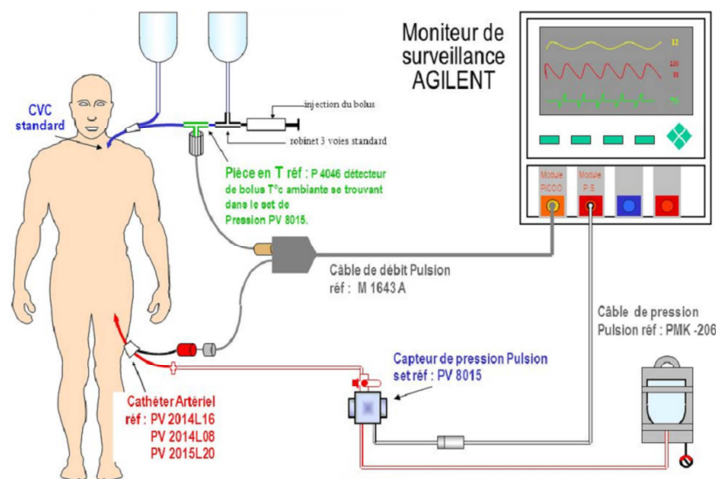
## II.2 Méthode invasive

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

- **Cathéter** : C'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

### II.2.1 Méthode hémodynamique

L'hémodynamique ou « dynamique du sang », est la science des propriétés physiques de la circulation sanguine en mouvement dans le système cardiovasculaire, l'hémodynamie 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 connecté à une unité de traitement, la variation cyclique des pressions ainsi mesurée permet de calculer en temps réel le rythme cardiaque.[15]



**Figure II.1:** système de mesure invasive du rythme cardiaque.[15]

## II.3 Méthode non invasive

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

### II.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.

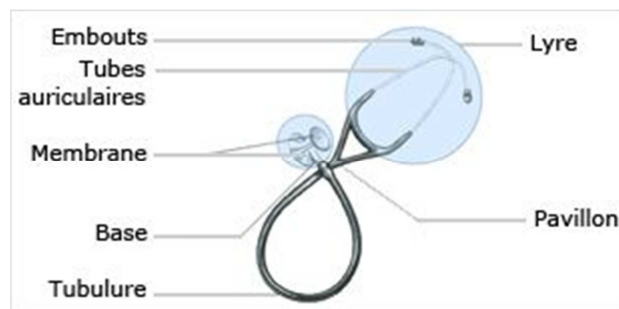


**Figure II.2:** La prise du pouls radiale.

### II.3.2Le 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.[19]

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. [19]



**Figure II.3:** composants d'un stéthoscope.

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.[19]

### II.3.3 Electrocardiogramme

#### II.3.3.1 Electrocardiogramme

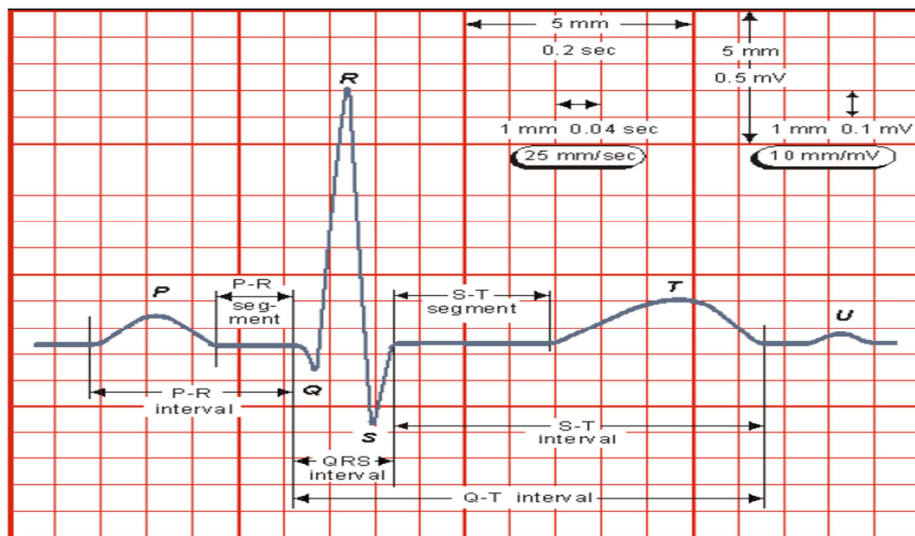
L'électrocardiogramme consiste à recueillir les variations du potentiel électrique, les amplifier puis les enregistrer sous forme d'un électrocardiogramme.

Le tracé électro cardiographique (ECG) 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). L'ECG exprime donc 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, que celles-ci soient d'origine anatomique ou mécanique, qu'elles concernent des altérations tissulaires ou des perturbations de la circulation sanguine sont véhiculées par le signal de l'ECG, d'où son extrême importance.[6]

#### II.3.3.2 Les ondes et intervalles de l'ECG

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. [4]

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



**Figure II.4:**Tracé de l'électrocardiogramme.[4]

### - L'onde P

Elle représente la dépolarisation auriculaire. Cette onde peut être positive ou négative avec une durée de l'ordre de 90 ms.

### -Le complexe QRS

Il correspond à la dépolarisation ventriculaire précédant l'effet mécanique de contraction et il possède la plus grande amplitude de l'ECG. Sa durée normale est comprise entre 85 et 95 ms.

### - L'onde T

Elle correspond à la repolarisation des ventricules, qui peut être négative, positive ou bi phasique et qui a normalement une amplitude plus faible que le complexe QRS.

### - 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.

### -le segment ST

Il représente l'intervalle durant lequel les ventricules restent dans un état de dépolarisation actif. Il est aussi défini comme la durée entre la fin de l'onde S et le début de l'onde T

### - L'intervalle 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.

### - 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 soudaine.

#### II.3.3.3 Le signal ECG

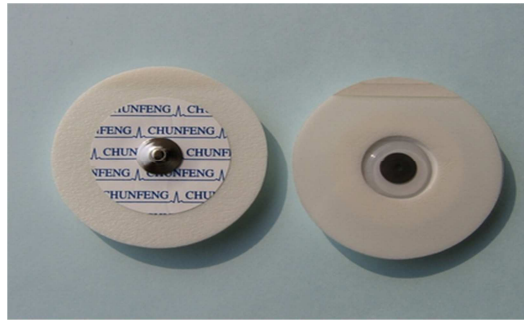
Le signal ECG est un signal électrique, plus précisément une différence de potentiel mesuré entre deux points situés sur la peau d'un individu. Ces points sont appelés dérivations. Le signal traduit l'activité électrique du cœur. L'ECG est mesuré sur une bande passante de [0.05Hz-100Hz]. [14]

#### II.3.3.4 Caractéristiques d'un ECG dit normal

- **Rythme** : sinusal (la majorité des complexes QRS sont commandés 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]

#### II.3.3.5 Electrodes

Les êtres vivants sont communément le siège des phénomènes électriques intimement liées aux activités vitales. Ces aspects sont mis en évidence à l'aide d'un capteur (électrodes) appliquées à la surface de la peau à l'aide d'un gel qui a pour but d'améliorer le contact. ces capteurs sont des convertisseurs de courant ionique en courant électrique.



**FigureII.5:** Electrode d'un ECG.

### II.3.3.6 Les dérivations

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 électrocardiographiques 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. [12]

- **Dérivation bipolaire**

En 1913, Einthoven a proposé trois dérivations bipolaires DI, DII, DIII, appelées ainsi car le potentiel est mesuré entre deux électrodes 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 :

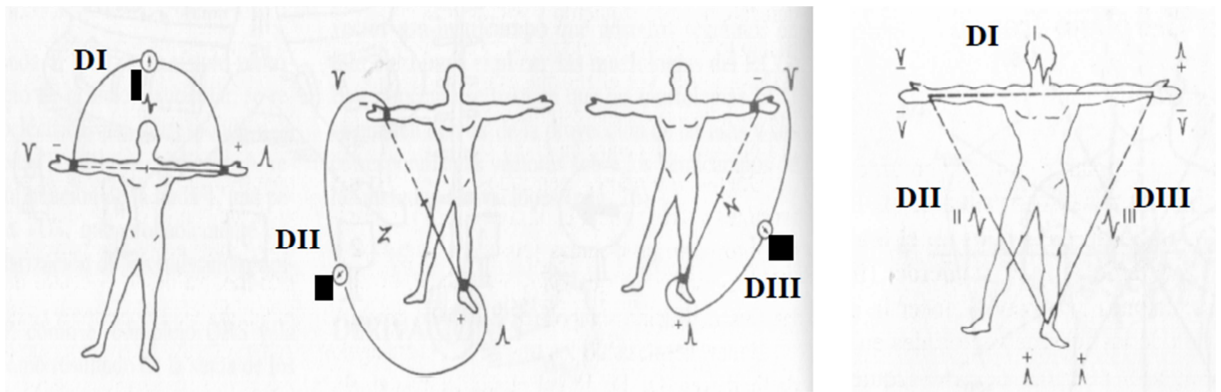
$$DI = VL - VR$$

$$DII = VF - VR$$

$$DIII = VF - VL$$

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

$$DII = DI + DIII[12]$$



**Figure II.6:** à gauche: Les dérivations bipolaires, à droite : emplacement des électrodes suivant le triangle d'Einthoven.[12]

### • Dérivation unipolaire

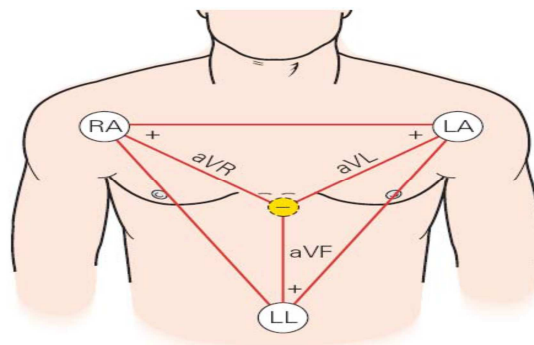
Les dérivations unipolaires de Goldberg sont aussi des dérivations dans le plan frontal. Ces dérivations sont obtenues également à partir des deux bras et de la jambe gauche. Cependant, dans ce cas, deux électrodes sont reliées ensemble (par des résistances) et servent d'électrode de référence par rapport à la troisième. La dénomination des électrodes de Goldberg est la suivante :

aVR = bras droit.

aVL = bras gauche.

aVF = jambe gauche.

Le préfix « a » 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.7).[4]

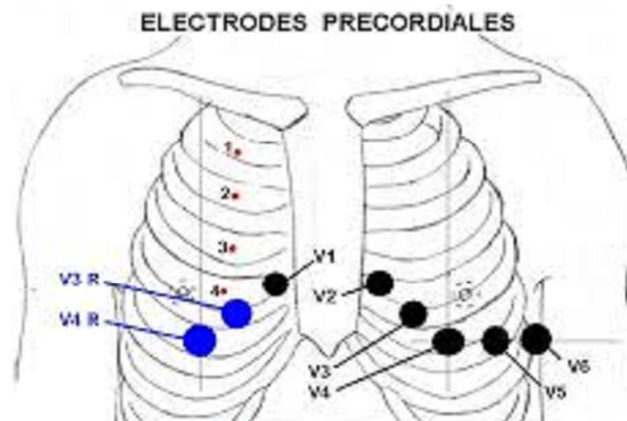


**Figure II.7:** Dérivation unipolaire.[4]

### • Dérivation précordiale

Ce sont des dérivations unipolaires mises au point par Wilson (Wilson et al, 1944). Elles sont posées sur le thorax et sont désignées par la lettre V suivie du numéro de leur emplacement. Le potentiel de l'électrode exploratrice est pris par rapport à la moyenne des

potentiels  $V_L$ ,  $V_{ret}$   $V_F$ . Six points, définis par Wilson, permettent d'obtenir les dérivations  $V_1$  à  $V_6$ . Leur emplacement est représenté sur la figure suivante.[13]



**Figure II.8:** Les positions des électrodes précordiales.[13]

### II.3.4 L'oxymètre de pouls

L'oxymètre de pouls permet de 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.

#### II.3.4.1 Principe physiologique

Les hématies ou globules rouges sont composées d'environ 33% d'hémoglobine.

Chaque molécule d'hémoglobine porte quatre atome de fer qui peuvent chacun se lier à une molécule d'oxygène.

Lorsque l'oxygène se lie au fer, le globule rouge se charge en oxygène et prend une couleur rouge vif. L'hémoglobine oxygénée s'appelle, l'oxyhémoglobine.

Lorsque l'oxygène est distribué aux tissus, le globule rouge est quasi déchargé en oxygène. L'hémoglobine désoxygénée s'appelle, le déoxyhémoglobine.[9]

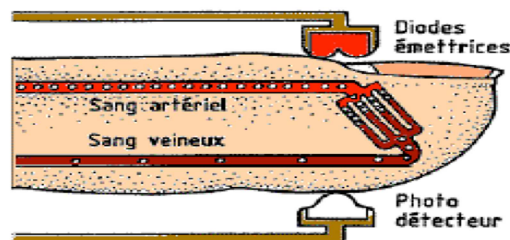
### II.3.4.2 Principe de fonctionnement

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

- le moniteur qui enregistre et affiche les mesures.
- le capteur  $SpO_2$ .
- 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.[9]

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  $SpO_2$ . 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  $SpO_2$ , mais également une fréquence cardiaque.[9]



**Figure II.9:** principe d'émission/réception.[9]

L'oxymètre de pouls est une technique précise et fiable, simple peut risquée, permet la surveillance en continue, ces capteurs sont facilement mis en place, possible de vérifier son bon fonctionnement, permet d'obtenir des données respiratoires et circulatoire indépendamment, mais malheureusement possède des limite qui peuvent influencer sur la mesure, parmi eux on trouve:[9]

- une saturation faible en oxygène.
- le froid.
- l'anémie.

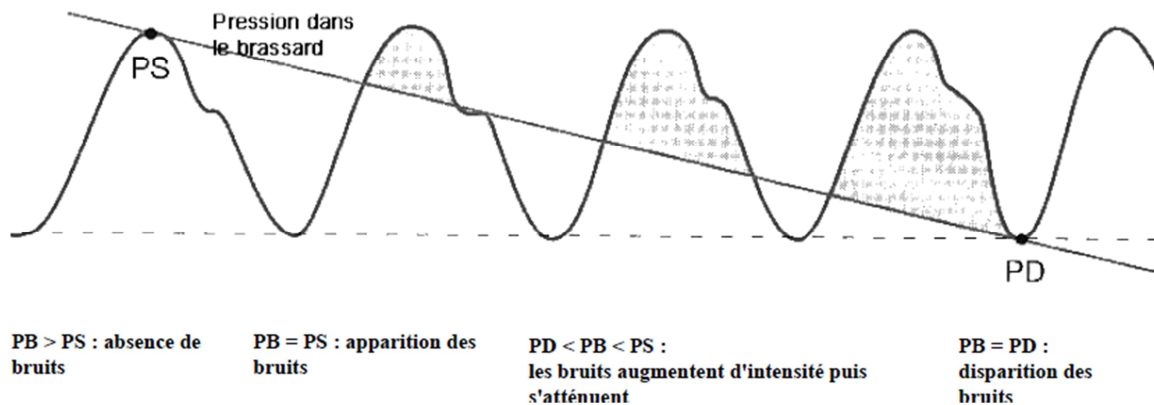
- L'hémodynamie anormale : la baisse du débit cardiaque et l'hypotension tendent à faire chuter les valeurs de la saturation. Lorsque le débit cardiaque chute les lectures sont jugées non fiables. La lecture est de moins en moins fiable.
- L'artefact secondaire au mouvement du patient: le mouvement du 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).
- Lumière ambiante : si on est dans une place très lumineuse, la lecture peut être perturbée. Le chiffre obtenu sera plus bas que la valeur réelle de la SpO<sub>2</sub>.
- Le shunt optique : cette erreur apparaît lorsque la lumière émise par la sonde diffuse à côté du doigt. Il faut donc repositionner adéquatement le capteur.[9]

### II.3.5 Le tensiomètre

Un tensiomètre est un appareil médicale utilisé pour la mesure de la pression artérielle, reposent 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. 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.[10]

L'ensemble des étapes de mesure set données par la (Figure II.9).



**Figure II.10:** mesure de la pression artérielle.[10]

Cette méthode est devenue de plus en plus populaire, elle est intégrée dans la plupart des tensiomètres électronique. L'utilisation de ces appareils de mesure est croissante parce qu'ils peuvent être utilisés facilement par le patient lui-même ce qui permet d'éliminer l'hypertension réactionnelle. Cet effet est un stress involontaire induit chez le patient par une modification de la pression artérielle.[10]

L'oscillométrie consiste à obtenir des paramètres d'une courbe décroissante modulée par les battements du cœur qui apparaissent lors du gonflage du brassard. En effet, ce gonflage ou dégonflage progressif permet des variations d'oscillation de pression d'être transmises de l'artère vers le brassard. [10]

Ces oscillations de pression sont en rapport avec les mouvements de la paroi artérielle, ces mouvements de vibration sont dus à l'occlusion de l'artère par le gonflage et le dégonflage du brassard.

Les pulsations induites par l'artère sont différentes de la méthode auscultatoire, lorsque l'artère est comprimée, aucune pulsation n'est perçue pour l'appareil, puis lorsque la pression diminue dans le brassard, l'artère commence à émettre des pulsations. La pression alors mesurée sur l'appareil définit la pression artérielle maximale ou pression systolique.[10]

### II.3.6 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.

### **II.3.6.1 Définition**

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 dodoigt qui se base sur l'opacité du sang dans les capillaires qu'on va développer dans la suite de notre travail.

### **II.3.6.2 principe du cardio-tachymètre**

Le principe du cardio-tachymètre est de prélever des impulsions cardiaques grâce a un capteur qui se base sur l'émission d'une lumière infrarouge sur un coté du doigt et recevoir la lumière transmise sur l'autre coté par un phototransistor sensible à cette lumière, sachant qu'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 a la pulsation cardiaque en nombre de battement par minute).

## **II.4 Conclusion**

Après avoir étudié les différents méthodes du calcul du rythme cardiaque et le principe de chaque une d'entre elles, nous avons choisis le cardio-tachymètre que nous allons essayer de développer dans le chapitre suivant.

# **Chapitre III**

## **Conception et réalisation du cardio- tachymètre**

### III.1 Introduction

Après avoir donné un aperçu sur le fonctionnement du système cardiovasculaire dans le premier chapitre, et cité les différentes méthodes de calcul du rythme cardiaque, nous avons choisis le cardio-tachymètre vu à sa facilité de mise en œuvre, et l'auto diagnostique qu'il offre à l'utilisateur.

Ce chapitre est consacré à la description des différents blocs composant le système électronique que nous allons réaliser.

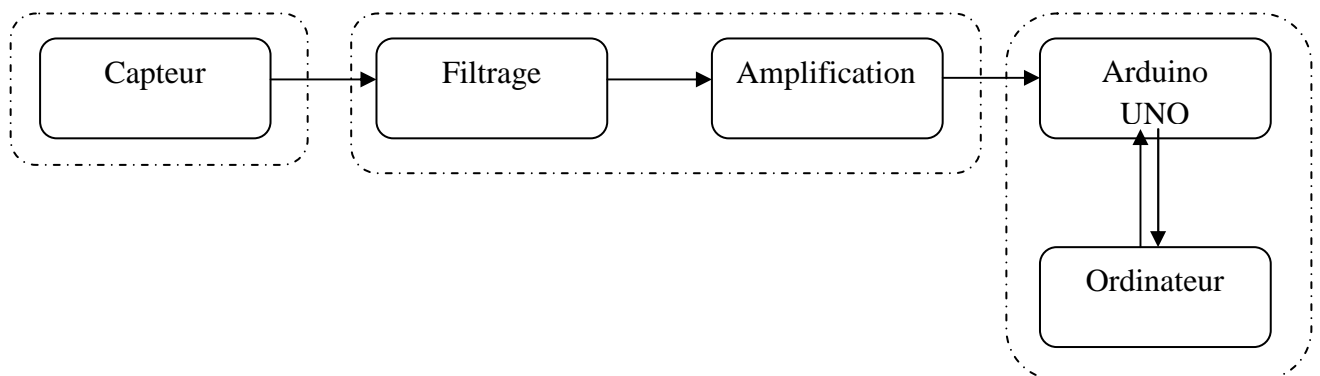
### III.2 Principe de fonctionnement

Le système que nous proposons d'étudier peut constituer un bon auxiliaire pour vérifier l'état physique d'un individu en visualisant le nombre de ces pulsations cardiaque. En effet chaque pulsation envoie du sang sous pression dans les artères. Cette pression se propage jusqu'aux bouts des doigts, ces variations vont être capté sous forme de variations de luminosité. Il est donc nécessaire que la surface du capteur soit couverte par le doigt afin d'éviter toute lumière parasite.

Le signal sera ensuite filtrer et amplifier et enfin afficher le résultat.

### III.3 Description générale du système réalisé

Le système que nous allons réaliser est constitué de trois étapes principales (acquisition du signal, conditionnement du signal, et affichage du résultat), comme illustré dans la figure suivante.



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

La réalisation de notre système est composée de deux parties, une partie analogique et une partie numérique.

La partie analogique est composée d'un capteur lumineux. Ce capteur se décompose en un émetteur qui est une LED infrarouge, et un récepteur qui est un phototransistor, ainsi son circuit de conditionnement (amplification et filtrage) réalisé sous forme d'une carte électronique.

En effet une carte électronique est un ensemble de composants tel que des résistances, condensateurs ou circuits intégrés réunis sur une plaque d'une manière à former un circuit destiné à un usage précis, dans ce chapitre nous étudierons tout d'abord la conception par ordinateur du circuit électronique à l'aide d'un logiciel Proteus. On utilise d'abord des outils de simulations fonctionnelles et électriques, pour créer le schéma électrique en utilisant les bibliothèques de composants incluses dans le logiciel. Ainsi les shuntés et tester le comportement du circuit grâce aux modes de simulations, ensuite nous allons développer le typon du circuit puis la préparation du circuit imprimé et la mise en place et la soudure des composants.

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 RS232.

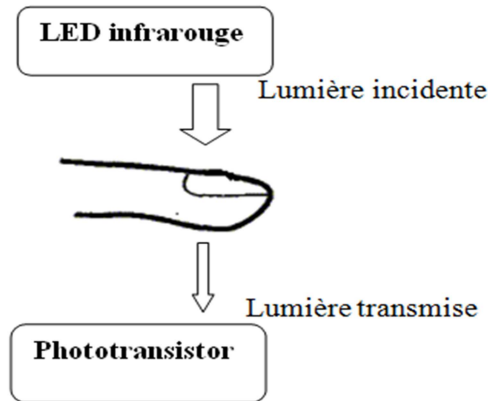
## **III.4 Description détaillée du système**

### **III.4.1 Partie analogique**

Le circuit analogique sert à amplifier le courant alternatif du signal de sortie du capteur de telle sorte que l'on peut utiliser par la carte Arduino UNO pour traiter le signal et d'obtenir des informations utiles.

#### **III.4.1.1 Capteur**

Dans notre réalisation nous allons exploiter un capteur optique composé d'une source lumineuse constituée d'une LED infrarouge disposée au dessus du doigt (émetteur) et d'un récepteur (phototransistor) qui détecte les variations de l'intensité lumineuse.

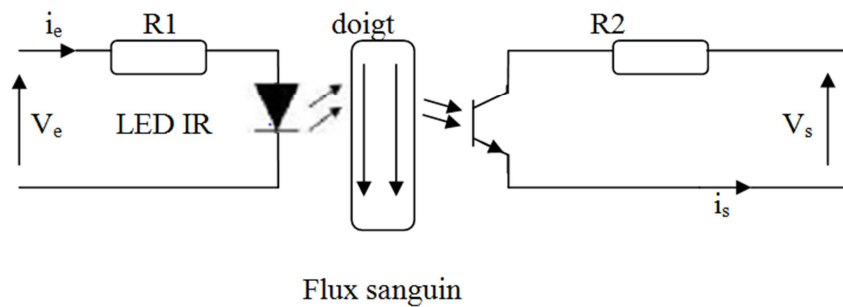


**Figure III.2:** principe du capteur.

- **Principe de fonctionnement du capteur**

Le capteur dans sans ensemble est composé d'un emetteur d'une lumière infrarouge et d'un recepteur sensible a cette lumière, son principe est de détecté les variations de l'intensité lumineuse.

La LED infrarouge et le phototransistor sont situés de part et d'autre de l'extrémité d'un doigt. Le déplacement du sang dans le doigt modifie son opacité, La variation de lumière introduit une petite variation de tension autour du point de repos statique du phototransistor (le point de repos caractérise deux variables indépendantes du transistor : IC et VCE) .



**Figure III.3:** schéma du fonctionnement du capteur.

### III.4.1.2 Conditionnement du capteur

#### III.4.1.2.1 LED infrarouge

La LED est un composant semi-conducteur à un seul sens de branchement. Elle est capable d'émettre de la lumière lorsqu'elle est parcourue par un courant électrique. Les LEDs infrarouges émettent sur une longueur d'onde invisible à l'œil humain. [20]

Dans notre réalisation nous allons choisir une LED infrarouge de type Gallium-Arsenic (GaAs) (c'est un semi conducteur utilisé notamment pour réaliser des composants tels que les diodes électroluminescentes dans l'infrarouge). C'est la LED de référence LD-271

La LED LD-271 alimenté à 5V, de courant max ( $I_f=130\text{mA}$ ).

D'après le datasheet données par le constructeur, La tension de conduction de la diode  $V_f$  est entre 1V est 1.5V.

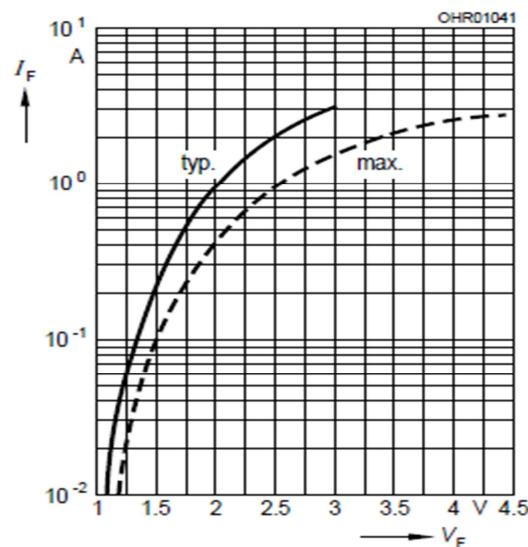


Figure III.4: Diagramme de conduction de la LED.

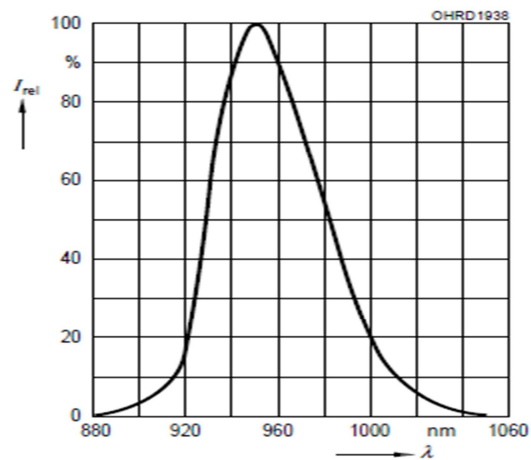
#### Calcul de R1

$$V = R1 \cdot I_f + V_f \quad (III.1)$$

$$R1 = \frac{V - V_f}{I_f}$$

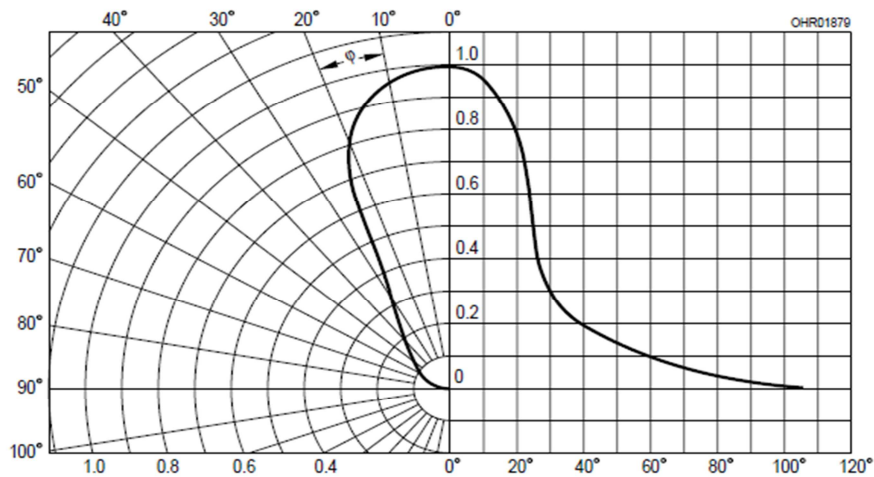
$$R1 = 27\Omega$$

LD-271 émis une lumière de longueur d'onde comprise entre [880-1060nm] et peut atteindre 950nm à 5v comme illustrée dans la figure III.5.



**Figure III.5:** Longueur d'onde du pic d'émission.

Le flux lumineux n'est pas homogène tout autour de la LED. La répartition spatiale de la puissance émise dépend de la forme de la diode LED. Cette répartition est définie par le diagramme de rayonnement qui représente la répartition angulaire de l'intensité relative émise.



**Figure III.6:** Diagramme de rayonnement.

### III.4.1.2.2 Le phototransistor

Il s'agit d'un transistor dont la base est sensible aux rayonnements lumineux. Il crée un courant lorsqu'il est éclairé.

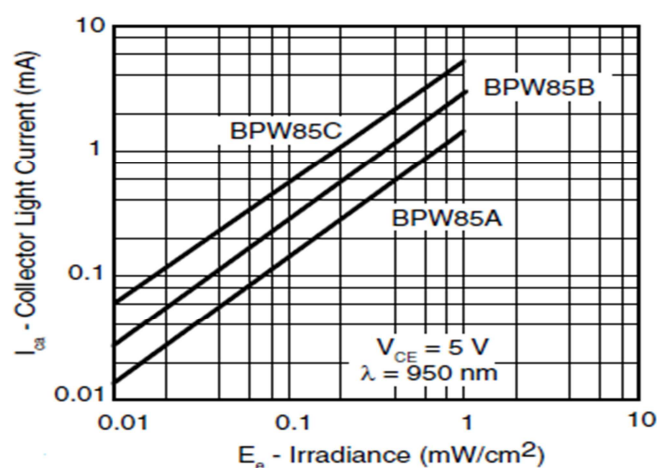
Le phototransistor est équivalent à un interrupteur fermé entre l'émetteur et le collecteur et lorsque la base n'est pas éclairée, c'est équivalent à un interrupteur ouvert.

Sur l'autre côté du doigt se trouve le phototransistor qu'il faut choisir en fonction de la LED infrarouge. C'est le phototransistor BPW85, qui présente les caractéristiques suivantes :

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS ( $T_{amb} = 25\text{ }^{\circ}\text{C}$ , unless otherwise specified)				
PARAMETER	TEST CONDITION	SYMBOL	VALUE	UNIT
Collector emitter voltage		$V_{CEO}$	70	V
Emitter collector voltage		$V_{ECO}$	5	V
Collector current		$I_C$	50	mA
Collector peak current	$t_p/T = 0.5, t_p \leq 10\text{ ms}$	$I_{CM}$	100	mA
Power dissipation	$T_{amb} \leq 55\text{ }^{\circ}\text{C}$	$P_V$	100	mW
Junction temperature		$T_J$	100	$^{\circ}\text{C}$
Operating temperature range		$T_{amb}$	-40 to +100	$^{\circ}\text{C}$
Storage temperature range		$T_{stg}$	-40 to +100	$^{\circ}\text{C}$
Soldering temperature	$t \leq 3\text{ s}, 2\text{ mm from case}$	$T_{sd}$	260	$^{\circ}\text{C}$
Thermal resistance junction/ambient	Connected with Cu wire $\varnothing 0.14\text{ mm}^2$	$R_{thJA}$	450	K/W

**Tableau III.1:** Tableau de caractéristiques de BPW85.

Le courant maximum produit par le phototransistor varie en fonction de la lumière transmise, il pourra atteindre 8mA maximum s'il reçoit  $1\text{ mW/cm}^2$  de l'intensité lumineuse.



**Figure III.8:** courant du collecteur en fonction de la lumière.

**Calcul de R2**

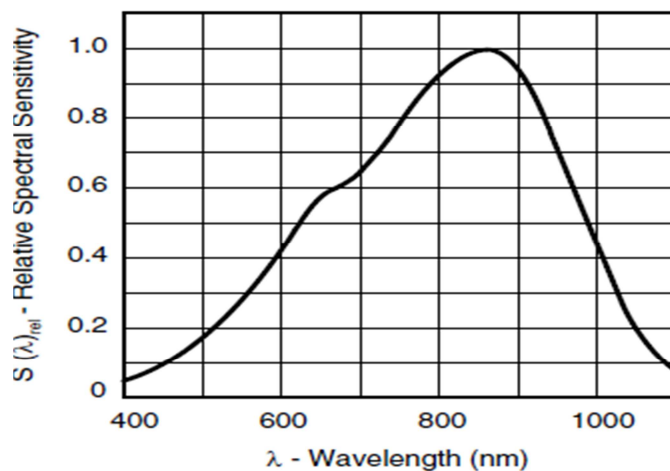
$$V=R2.I$$

(III.2)

$$R2=\frac{V}{I}$$

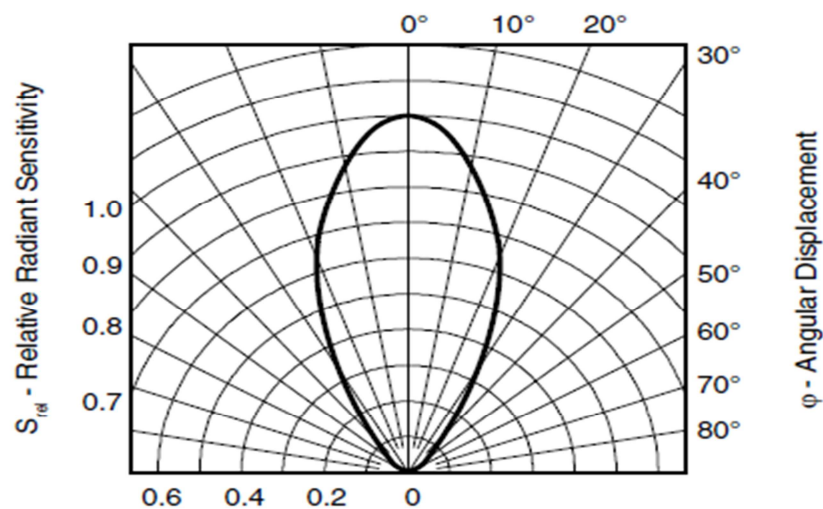
$$R2 = 625\Omega$$

Le BPW85 offre une plage de longueur d'onde allongée de [400-1100nm], ce qui nous permet son utilisation.



**Figure III.9:** Le spectre de sensibilité en fonction de la longueur d'onde.

Le BPW85 présente un diagramme de rayonnement presque proche à celui de la LED infrarouge cela conduit à minimiser les pertes.



**Figure III.10:** Le diagramme de rayonnement.

### III.4.1.3 Filtrage du signal

Le signal peut être masqué par des bruits, la fonction principale d'un filtre consiste à éliminer totalement ou partiellement un certain nombre d'harmoniques véhiculées par le signal mais ne faisant pas partie du signal utile.

Pour obtenir un signal exploitable, il faut utiliser un circuit de filtrage qui pourra être choisis selon les composants utilisés 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'y a pas besoin d'alimentation.

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

Pour le conditionnement de notre signal on utilise deux filtres qu'on choisira en fonction de la fréquence cardiaque.

#### III.4.1.3.1 Filtre passe bande

Les tensions à mesurer sont très faibles (de l'ordre de 1 mV) et la fréquence du cycle cardiaque très basse. On doit limiter la bande passante à partir de 0,1 Hz ou moins comme cité dans le deuxième chapitre.

Le filtre passe-bande est constitué de deux parties la première qui fait chuter la tension de sortie à basse fréquence, et la deuxième qui fait chuter la tension de sortie à haute fréquence.

Le signal acquis du capteur est injecté dans le circuit de filtrage suivant :

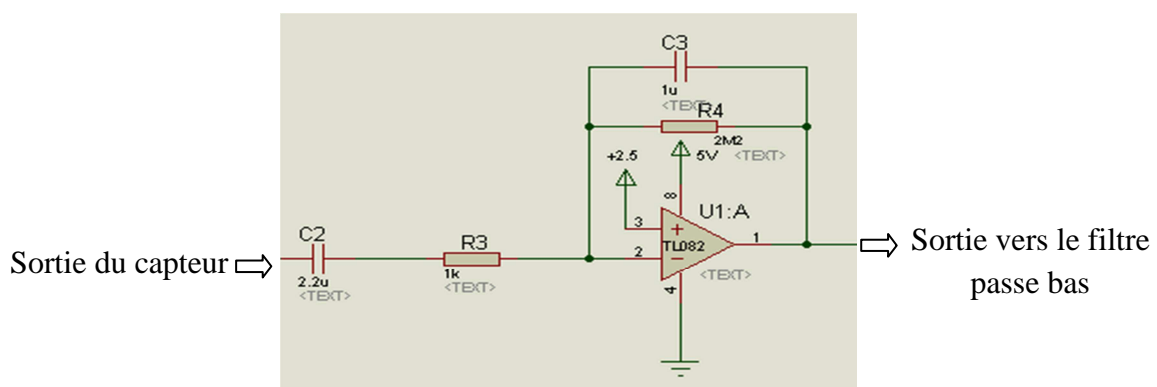


Figure III.11: Filtre passe bande.

Calcul de fréquences de coupure  $F_{c1}$ ,  $F_{c2}$ :

Pour avoir une fréquence de 72.37 Hz. nous avons choisis une résistance  $R_3$  à 1K et une capacité de 2.2 $\mu$ F.

$$F_{c1} = \frac{1}{2\pi R_3 C_2} \quad (III.3)$$

La deuxième fréquence de coupure et donné par :

$$F_{c2} = \frac{1}{2\pi R_4 C_3} \quad (III.4)$$

$$F_{c2} = \frac{1}{2(3.14)(1\mu F)(2.2M\Omega)}$$

$$F_{c2} = 0.072Hz$$

Ce filtre laisse passer une bande de fréquence comprise entre (0.072Hz-72.37Hz).

**Calcul du gain**

$$G_1 = 20\text{Log}_{10} \frac{V_s}{V_e} \quad (III.5)$$

$$G_1 = 20\text{Log}_{10} \frac{R_4}{R_3}$$

$$G_1 = 66.84dB$$

### III.4.1.3.2 Filtre passe bas

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

Le filtre passe Bas utiliser est donné par le schéma suivant :

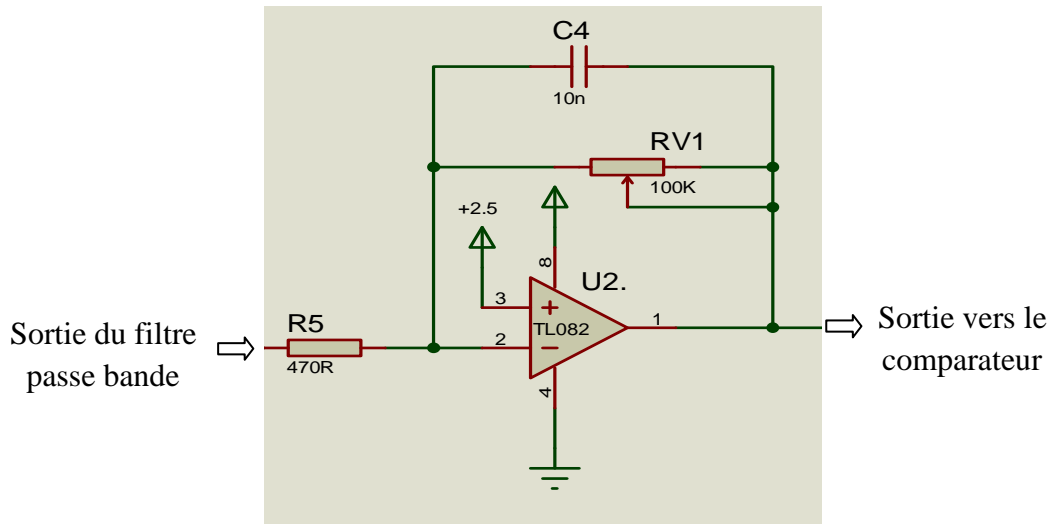


Figure III.12: Filtre passe bas.

Calcul de fréquence de coupure

$$F_c = \frac{1}{2\pi RV1C4} \quad (III.6)$$

$$F_c = \frac{1}{2(3.14)(100K)(10nF)}$$

$$F_c = 159Hz$$

Calcul du gain

$$G2 = 20\text{Log}_{10} \frac{V_s}{V_e} \quad (III.7)$$

$$G2 = 20\text{Log}_{10} \frac{RV1}{R5}$$

$$G2 = 46.55dB$$

Les deux filtres sont en série donc le gain statique général du circuit est :

$$G = G1 + G2 \quad (III.8)$$

$$G = 113.39dB$$

Le signal filtré issue de deuxième filtre est injecté dans un autre bloc qui à pour but de comparer la différence de potentiel électrique présente à son entrée avec une référence. Ce bloc est un comparateur de type LM311.

### III.4.1.4 Etude du comparateur

Le LM311 est un dispositif conçu pour fonctionner à partir d'une double ou unique alimentation, possède 8 pins allons de 1 à 8 comme schématisé ci-dessous

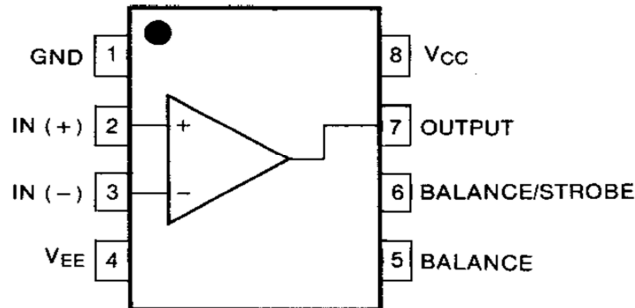


Figure III.13: Schéma du LM311 est les pins associés.

Le LM311 possède une tension d'alimentation totale VCC de 36 V, et de Tension d'entrée différentiel VI (DIFF) 30 V, et une tension d'entrée VI de  $\pm 15$  V

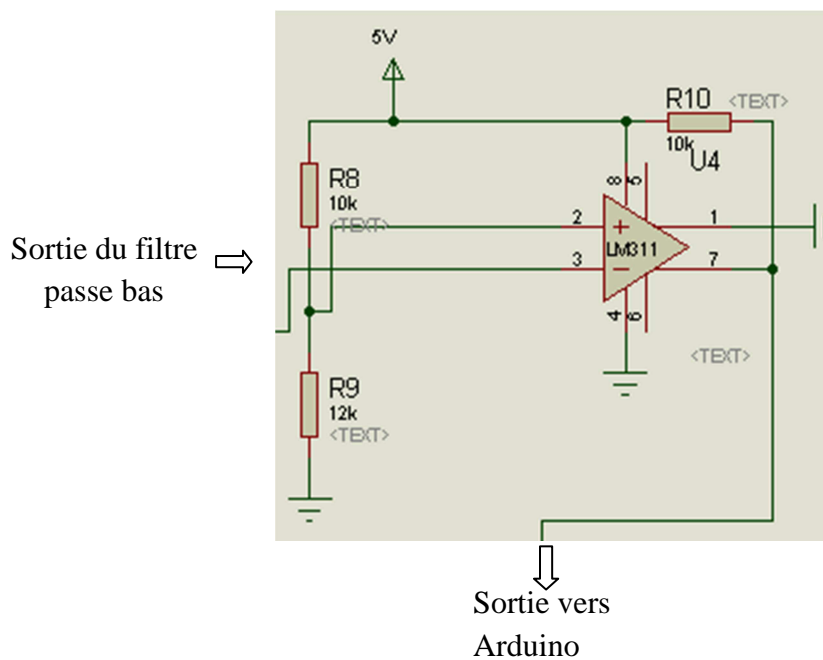


Figure III.14: comparaison du signal.

#### Calcul de tension de référence

$$V_{ref} = V \frac{R9}{R9 + R8} \quad (III.9)$$

$$V_{ref} = 5 \frac{12}{12 + 10}$$

$$V_{ref} = 2.72V$$

Le comparateur permet donc d'obtenir un signal numérique, un buzzer pourra être associé au circuit pour témoigner l'arrivée du signal numérique.

Cet étage comprendra un transistor BC 327 de type NPN et un buzzer.

Sortie du comparateur

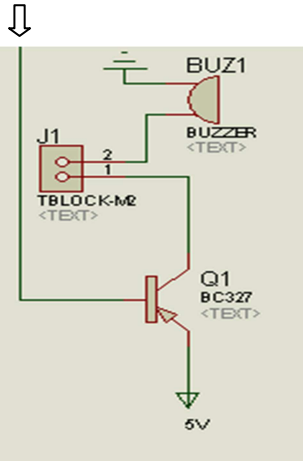
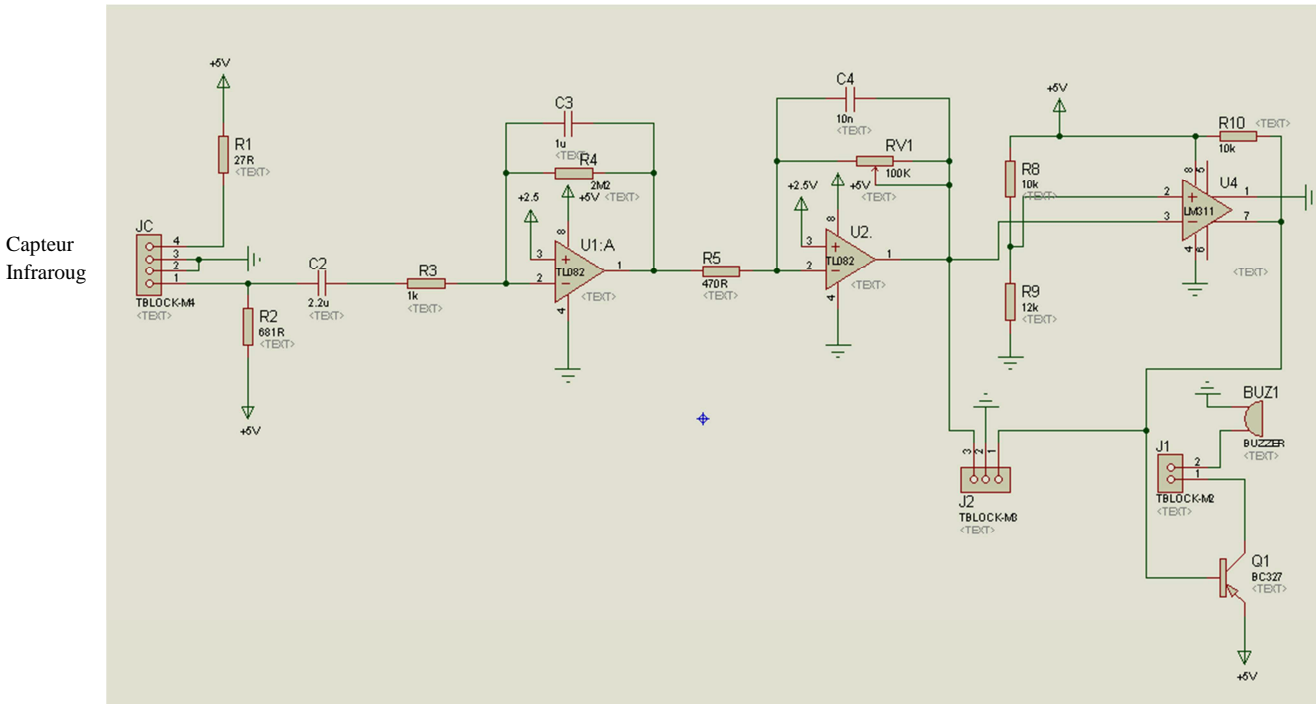


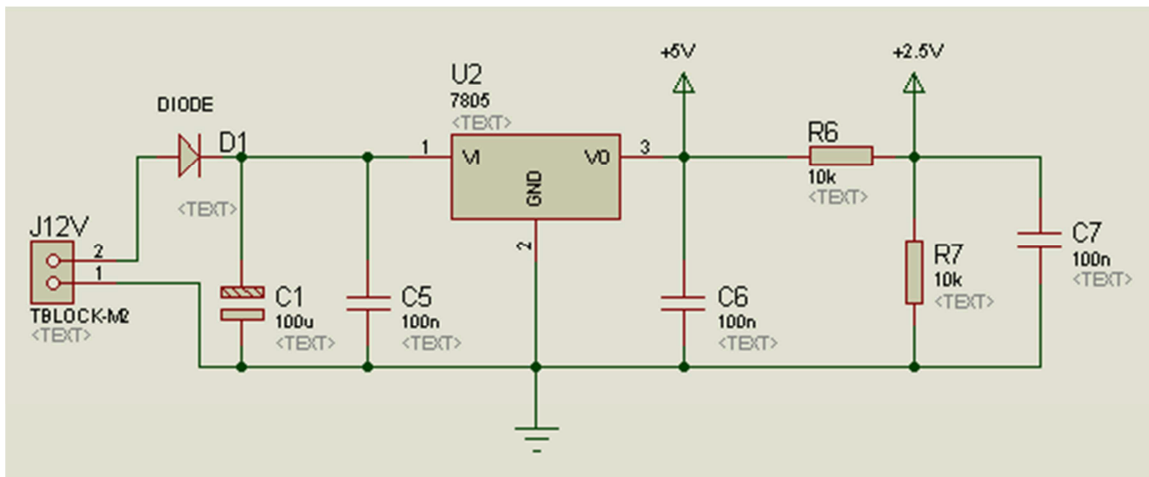
Figure III.15: Etage du Buzzer

La figure suivante montre le circuit analogique composé du capteur infrarouge et son circuit de conditionnement.



**Figure III.16:** Le circuit analogique du système.

L'ensemble de notre système est alimenté par le circuit illustré dans la Figure III.17, qui consiste à extraire 5V, et 2.5V à partir d'une source de tension de 12V.



**Figure III.17:** Alimentation du circuit.

III.4.1.5 Circuit imprimé

Les deux figures suivantes (18, 19) présente respectivement le typon du circuit, et une vue 3D du schéma d’implantation des composants de la carte électronique.

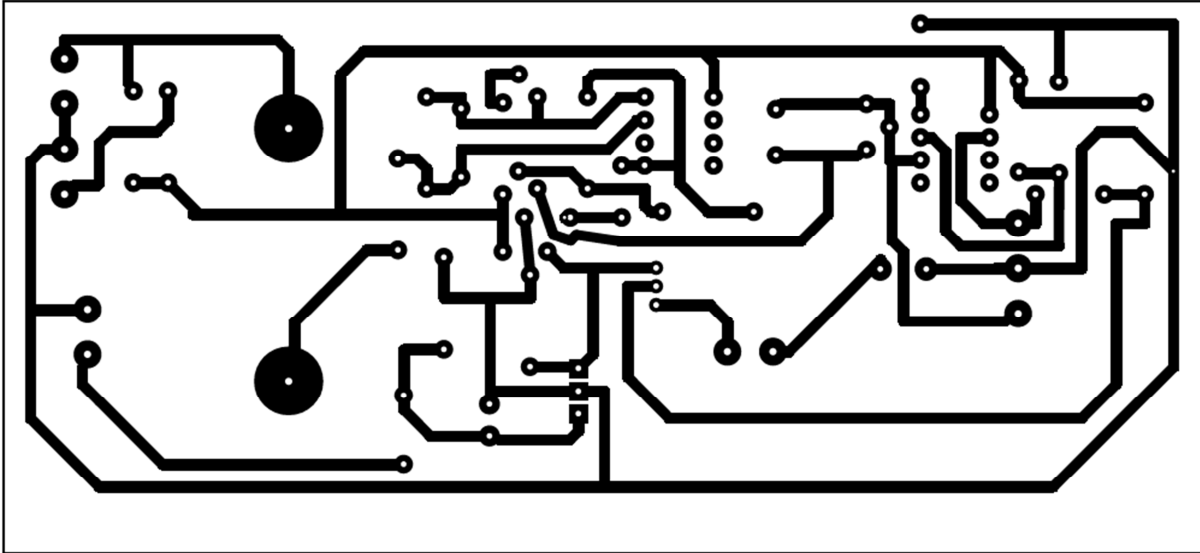


Figure III.18 : Circuit imprimé du système réalisé

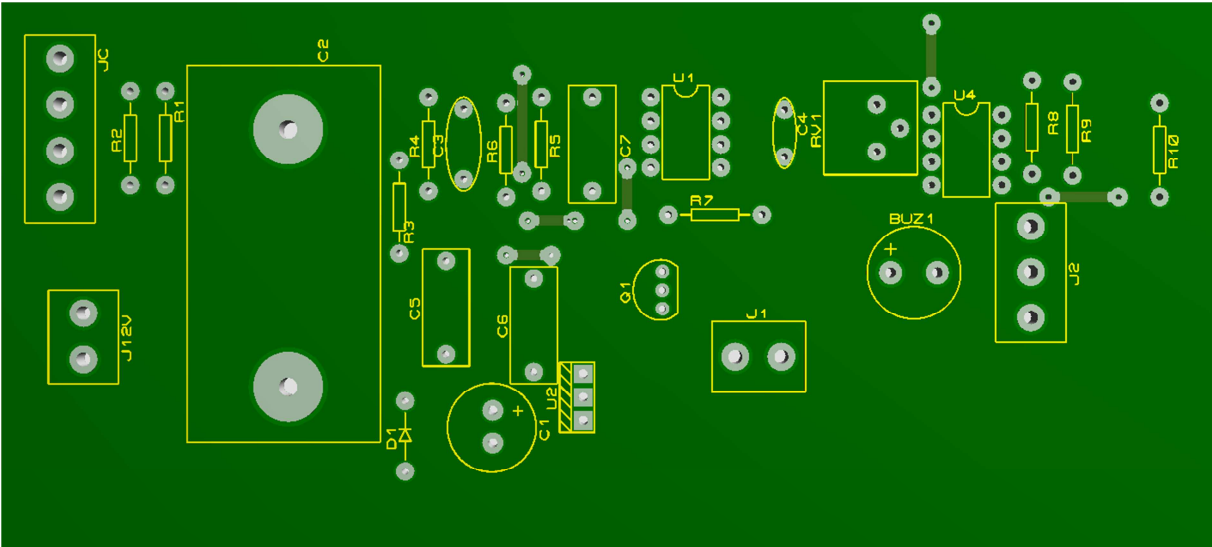


Figure III.19 : Vue 3D du schéma d’implantation des composants de la carte électronique.

### III.4.1.6 Nomenclature de la carte électronique

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

Description	Désignation	Valeurs	Quantité
Résistance	R1	27R	1
Résistance	R2	681R	1
Résistance	R3	1K	1
Résistance	R4	2.2M	1
Potentiomètre	RV1	100K	1
Resistance	R5	470R	1
Resistance	R6, R7, R8, R10	10K	4
Résistance	R9	12K	1
Condensateur	C1	100u	1
Condensateur	C2	2.2u	1
Condensateur	C3	1u	1
Condensateur	C4	10n	1
Condensateur	C5, C6, C7	100n	3
Amplificateur	U1: A, U1: B	TL082	1
Comparateur OP	U4	LM311	1
Buzzer	BUZ1	PKM11-4A0n	1
Transistor	Q1	BC327	1
Diode	D1	4007DC	1
Connecteur 4B	JC		1
Connecteur 3B	J2		1
Connecteur 2B	J12V, J3		2
Régulateur	U2	MC78M05C	1

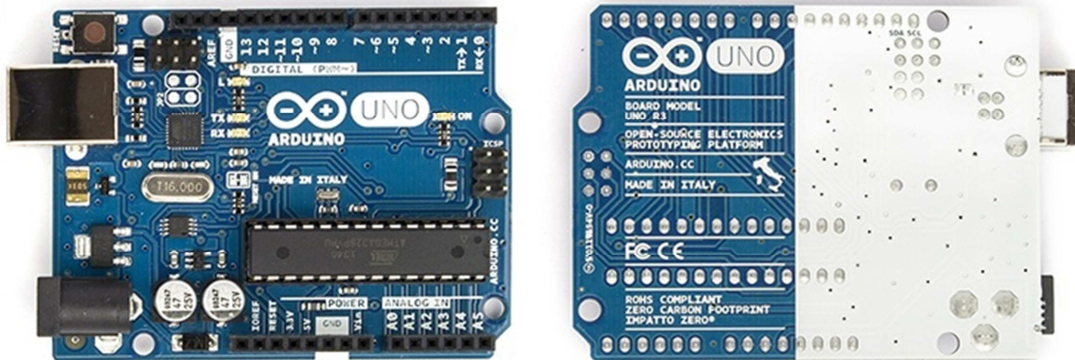
**Tableau III.2:** Nomenclature de la carte électronique.

### III.4.2 Partie numérique

Dans notre cas le traitement numérique se base sur la carte Arduino UNO R3 (version 3).

#### III.4.2.1 Description de la carte Arduino

L'Arduino UNO R3 est la plus récente de la famille Arduino, elle est équipée du microcontrôleur ATmega328 préprogrammé avec le bootloader Arduino.



**Figure III.17:** Vue de face et vue de dos de 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'Atmega328, et un bouton de RESET.

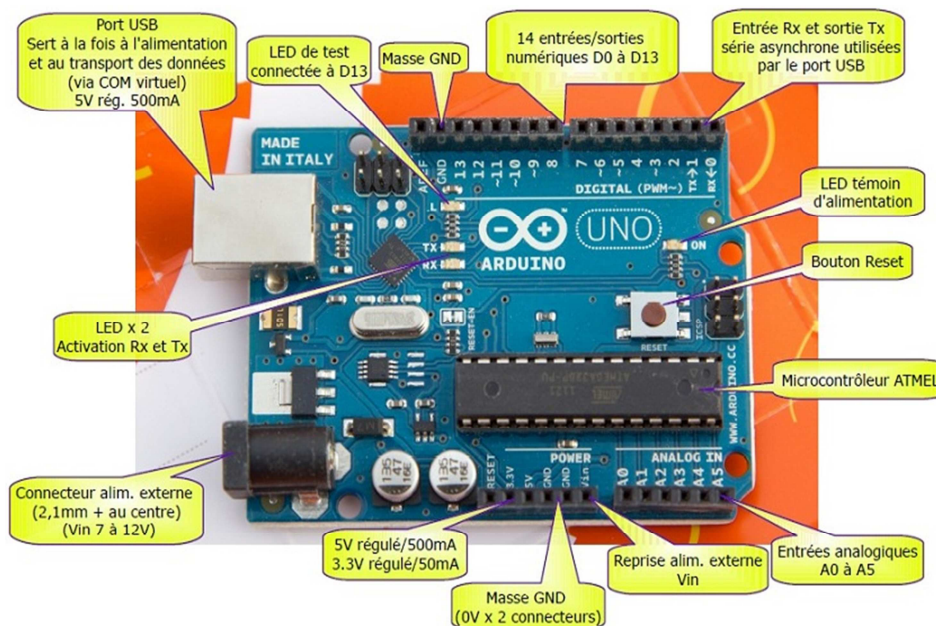
Cette carte adopte un nouveau standard de compatibilité des pins nommées «1.0 PINOUT» avec l'association de nouveaux pins telle que:

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 fournie 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.



**Figure III.18:** description de la carte Arduino UNO.

### III.4.2.2 Alimentation

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 (non-USB) peut être soit un adaptateur secteur pouvant fournir typiquement de 3V à 12V, il peut être connecté en branchant une prise 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 positif 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 7V et 12V.

### III.4.2.3 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.

### III.4.2.4 Mémoires

L'Atmega328 a 32 Ko de mémoire FLASH pour stocker le programme dont 0.5ko utilisé par le bootloader (c'est un programme préprogrammé 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.

### III.4.2.5 Les entrées et sorties

#### III.4.2.5.1 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 `pinMode()`, `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 (Two Wire 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.

#### III.4.2.5.2 Les entrées 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.

### III.4.2.5.3 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.

### III.4.2.6 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 logiciel 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 est 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 qu'elle broche numérique de la carte Arduino.

L'Atmega328 supporte également la communication par protocole I2C ou interface TWI (Two Wire Interface) et SPI (Interface série périphérique).

### III.4.2.7 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.

### III.4.2.8 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 appliquées au port USB, le fusible de la carte coupera automatiquement la connexion jusqu'à ce que le court-circuit ou la surcharge soit arrêté.

### III.4.2.9 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.

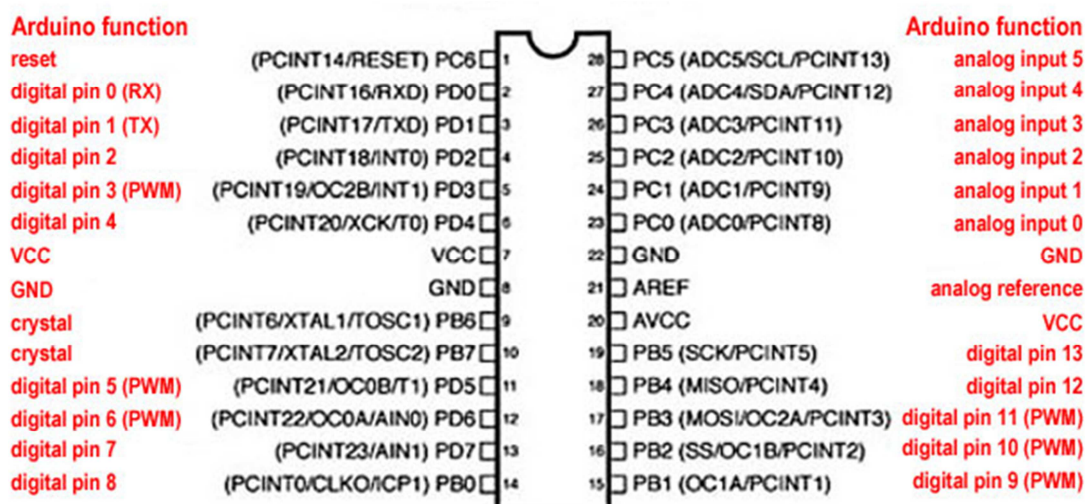


Figure III.19: Les pins de microcontrôleur Atmega328.

### III.4.2.10 Les principales caractéristiques de l'Atmega328

Le microcontrôleur Atmega328 de Atmel dispose :

- De 14 broches numériques d'entrées /sorties, dont 6 peuvent être utilisés en sorties PWM (largeur d'impulsion modulée), supporte jusqu'à 40mA max, réparties selon l'ordre suivant : OC0A(PD6), OC0B(PD5), OC1A(PB1), OC1B(PB2), OC2A(PB3), OC2B(PD3) et 2(0 et 1) pour émission et réception série.
- De 6 entrées analogiques (qui peuvent également être utilisées en broches entrées /sorties numériques), ces broches sont réparties sur trois ports : PortB, PortC, PortD (soit 23 broches E/S en tout).
- D'un courant max par broches E/S=40mA.
- D'un courant max sur sortie 3,3V=50mA.
- D'une mémoire Flash de 32KB dont 512B utilisée par le bootloader.
- D'une mémoire SRAM de 2KB.
- D'une mémoire EEPROM de 1KB.

Il contient aussi trois compteurs (Timer0, Timer1, Timer2), le Timer0 et la Timer2 sont à comptage de 8 bits, le Timer1 à 16 bits. Chaque Timer peut être utilisé pour générer deux signaux PWM.

**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 coté 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.

**Watchdog Timer 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. [15]

### **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<sup>er</sup> 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 20µS pour 5V).

2<sup>ème</sup> temps: le temps de conversion minimum est de 12 TAD (c'est le temps de conversion dépendant de l'horloge interne, typiquement 1.6µS).

Le résultat numérique obtenu après conversion peut être calculé par la formule suivante:

$$N \text{ (valeur numérique)} = \left( \frac{V_{IN} - V_{ref}}{V_{ref+} - V_{ref-}} \right) * 1023 \quad (III.10)$$

$$\text{analogique} = \left( \frac{Val}{1023} \right) * (V_{ref+} - V_{ref-}) + V_{ref-} \quad (III.11) \quad [10]$$

### III.5 Conclusion

Après une étude détaillée du circuit électrique et ces différents blocs qui se décomposent en acquisition du signal, filtrage et amplification nous avons étudié la partie numérique qui est une carte Arduino UNO, qui sert à afficher le résultat sur un ordinateur.

Dans le dernier chapitre nous allons représenter la partie logiciel, les testes effectués est les résultats obtenue.

# **Chapitre IV**

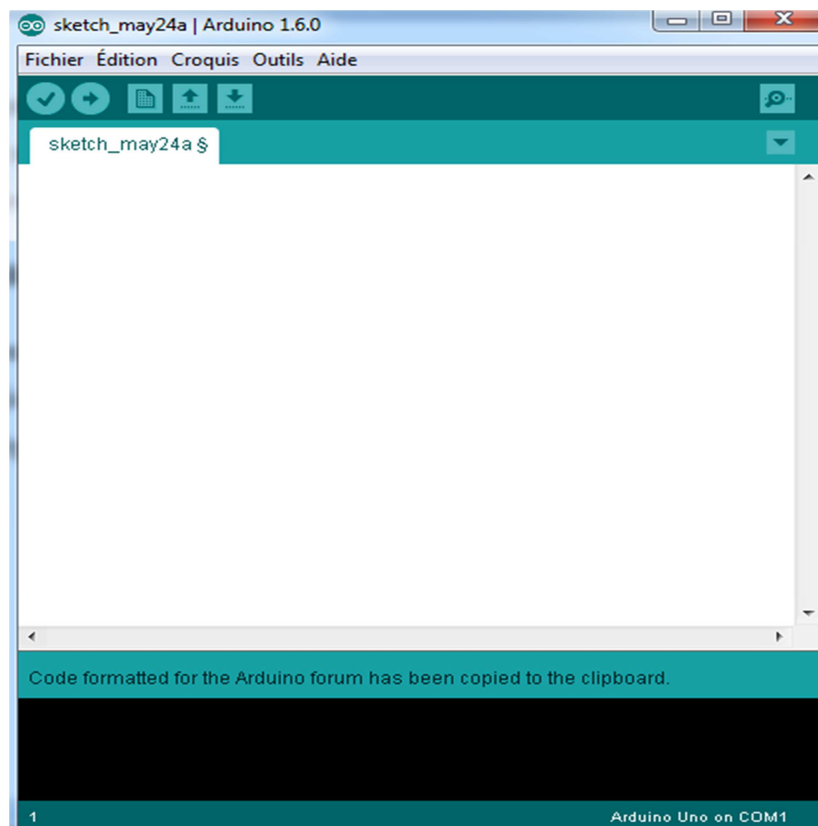
**Conception logiciel et  
résultats  
expérimentaux**

## IV.1 Introduction

Ce chapitre est consacré pour d'écrire le logiciel de programmation, les tests effectués ainsi que les résultats obtenus.

## IV.2 L'environnement de programmation Arduino

La carte Arduino présente le noyau de notre système, et pour que l'on puisse la programmer, on doit disposer du logiciel compatible avec cette carte, ce logiciel est Arduino EDI (Espace de Développement Intégré), qui porte le même nom de la carte Arduino.



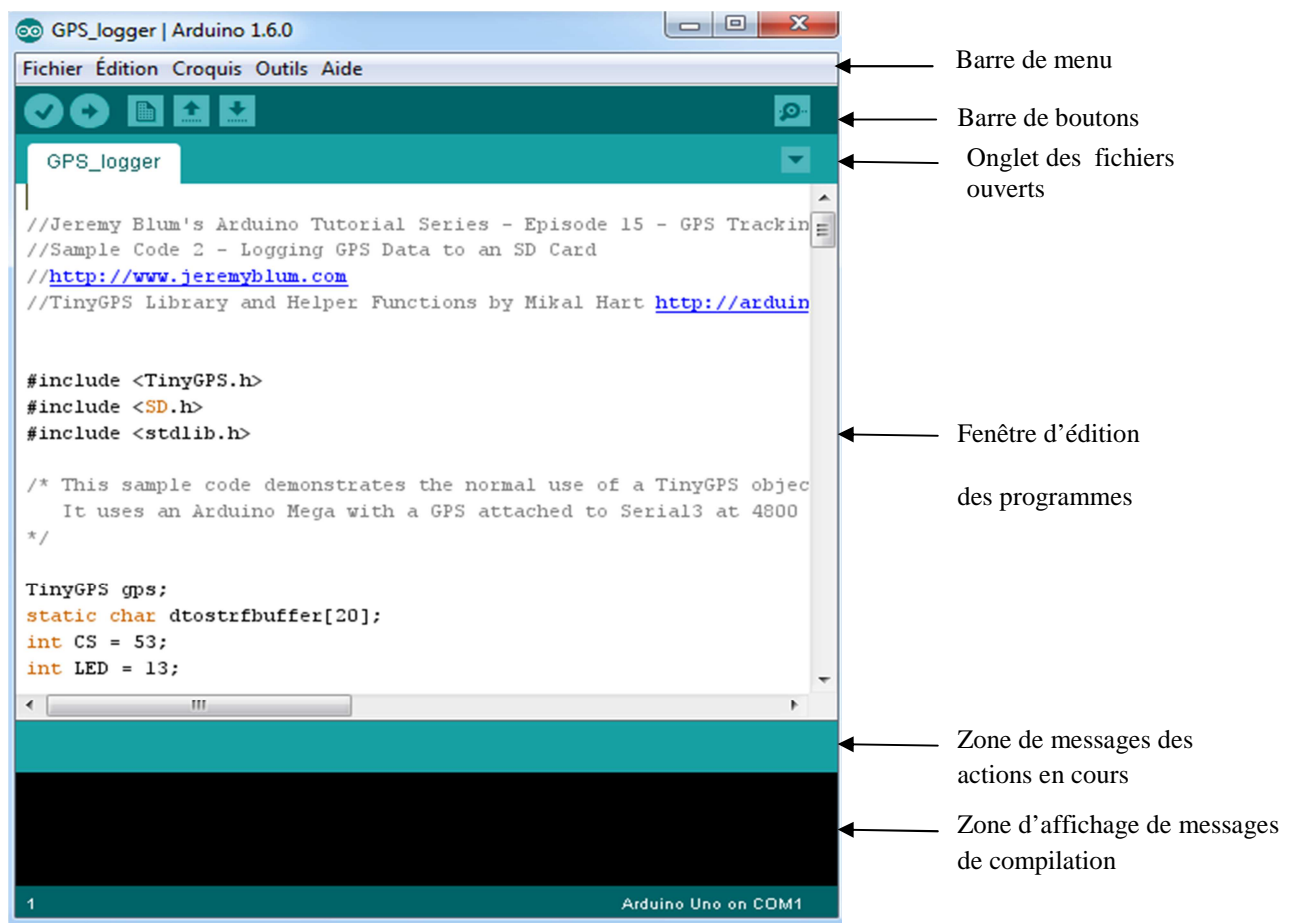
**Figure IV .1:** Fenêtre principale de l'environnement de programmation.

### IV.3 Description du logiciel Arduino

Le logiciel Arduino a pour fonctions principales :

- De pouvoir écrire et compiler des programmes pour la carte Arduino.
- De se connecter avec la carte Arduino pour y transférer les programmes.
- De communiquer avec la carte Arduino.

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

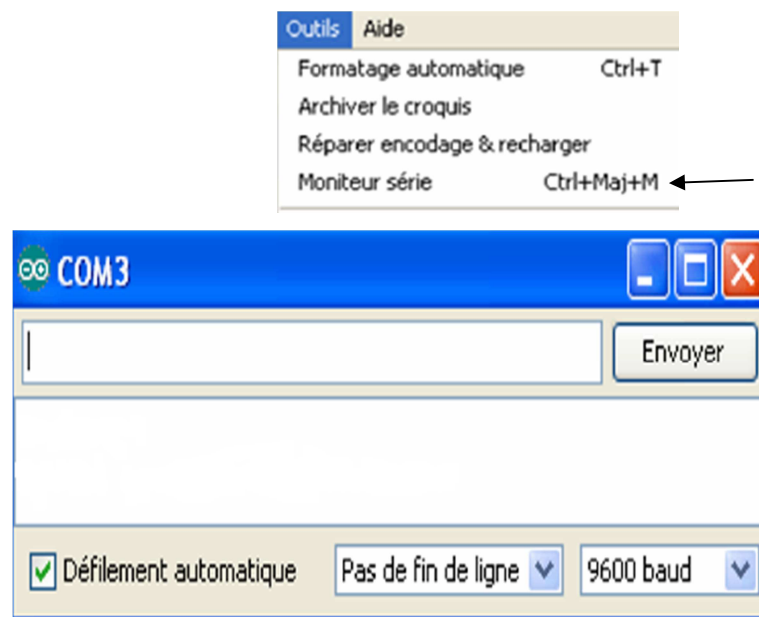


**Figure IV.2:** Les différentes parties de la fenêtre principale du logiciel Arduino.

Il comporte :

- ✓ Une **BARRE DE MENU** : comme pour tout logiciel une interface graphique (GUI).
- ✓ Une **BARRE DE BOUTTON** : cette barre nous donne un accès directe aux fonctions essentielles du logiciel, elle importe au logiciel une simplicité d'utilisation.

- ✓ Un **EDITEUR** (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 SERIE** : ce moniteur est utilisé pour la visualisation ou les données (messages, valeurs, 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.3:** 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 vérifier si la carte transmet des données.

### IV.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.4:** 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 bootloader dans l'ATmega.
- ✓ **Aide (Help)** : ce menu est fait pour donner de l'aide concernant les différents problèmes rencontrés au niveau du logiciel Arduino.

### IV.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.5:** 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 téléverser 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.



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

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

Le code écrit dans l'éditeur du 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 ce 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 toute 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 a exécuté.

## IV.4 Tests et résultats

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

### IV.4.1 test avec le logiciel de simulation proteus

Pour tester le bon fonctionnement de notre système, nous avons branché la sortie du comparateur vers un oscilloscope, nous avons obtenue le résultat illustré dans la (figureIV.6)

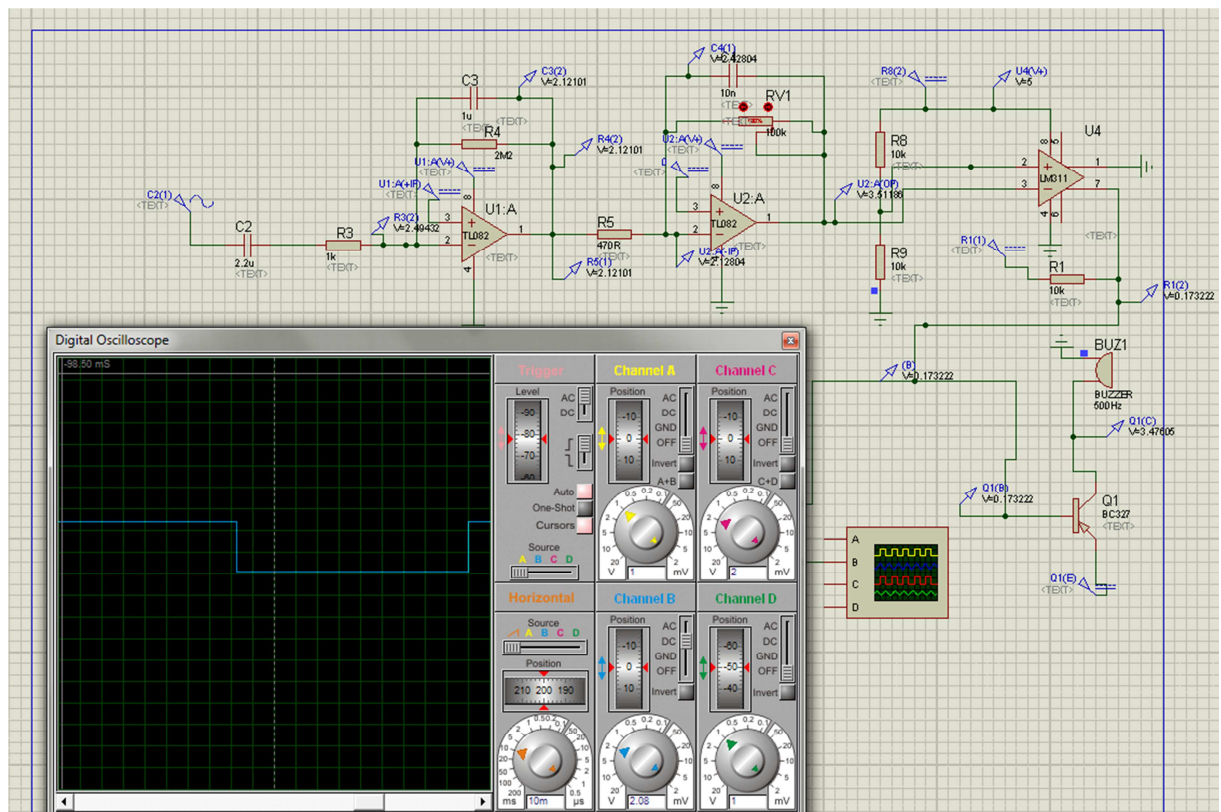
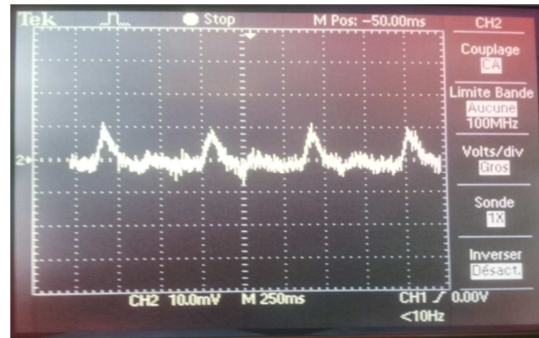


Figure IV.6 : résultat obtenue avec la simulation sous proteus.

### IV.4.2 Teste du capteur

Dans le but de tester le capteur nous l'avons bien isolé de la lumière ambiante, nous l'avons alimenté, ensuite nous avons placé le capteur et enfin nous avons obtenu le résultat suivant

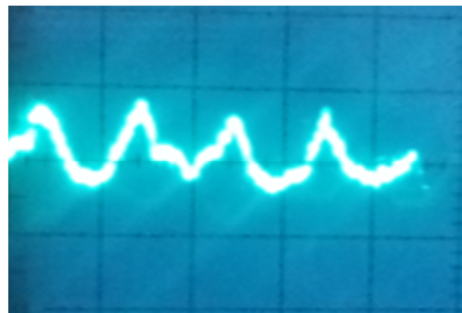


**Figure IV.7 :** signal de sortie du capteur

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

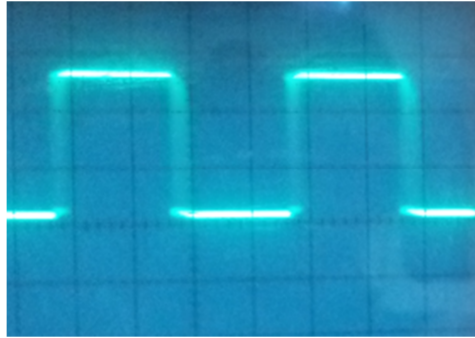
Après avoir réalisé notre système, nous avons visualisé les résultats obtenus des tests sur un oscilloscope effectués au niveau du laboratoire maquette.

Le signal à la sortie du filtre passe bas est représenté par la Figure IV.8



**Figure IV.8 :** Le signal à la sortie du filtre passe bas (Amplitude=10mV, temps=10ms).

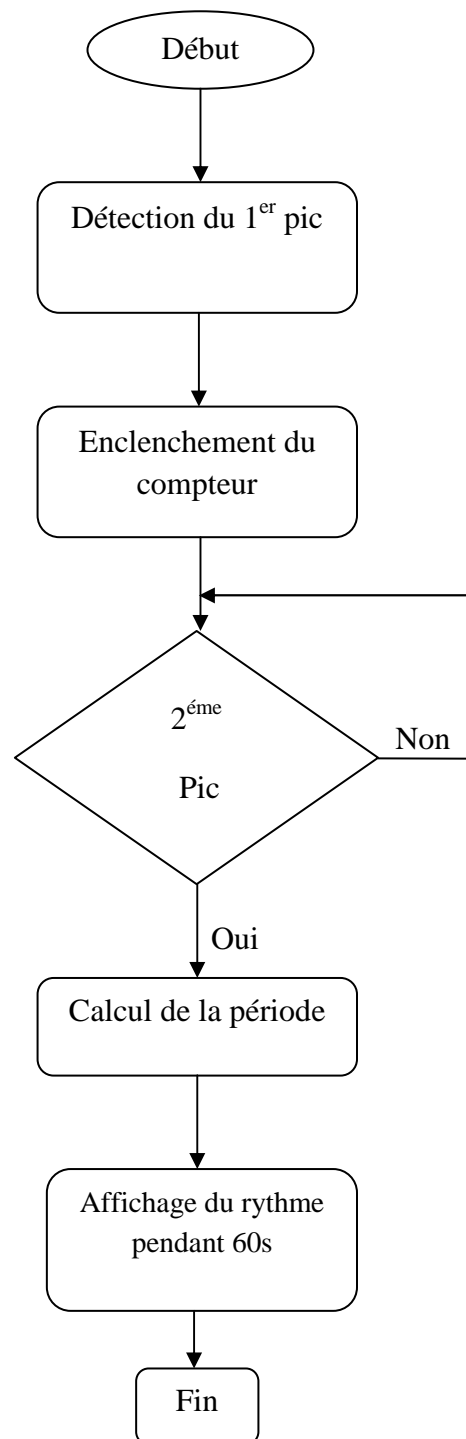
A la sortie du comparateur LM311, nous avons obtenus un signal carré comme illustré dans la Figure VI.8.



**Figure VI.9 :** Le signal à la sortie du comparateur LM311 (Amplitude=2V, temps=5ms).

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

Pour bien munir le teste nous avons simulé notre système avec la carte arduino sous proteus Pour visualisé le résultat finale de notre système, pour ce faire nous avons branché la sortie du comparateur vers la carte Arduino, puis nous avons branché l’afficheur LCD sur la carte est nous avons téléverser le programme construit selon l’organigramme suivant

**Organigramme****FigureIV.10** : Organigramme de programmation.

Le résultat est donné par la figure suivante.

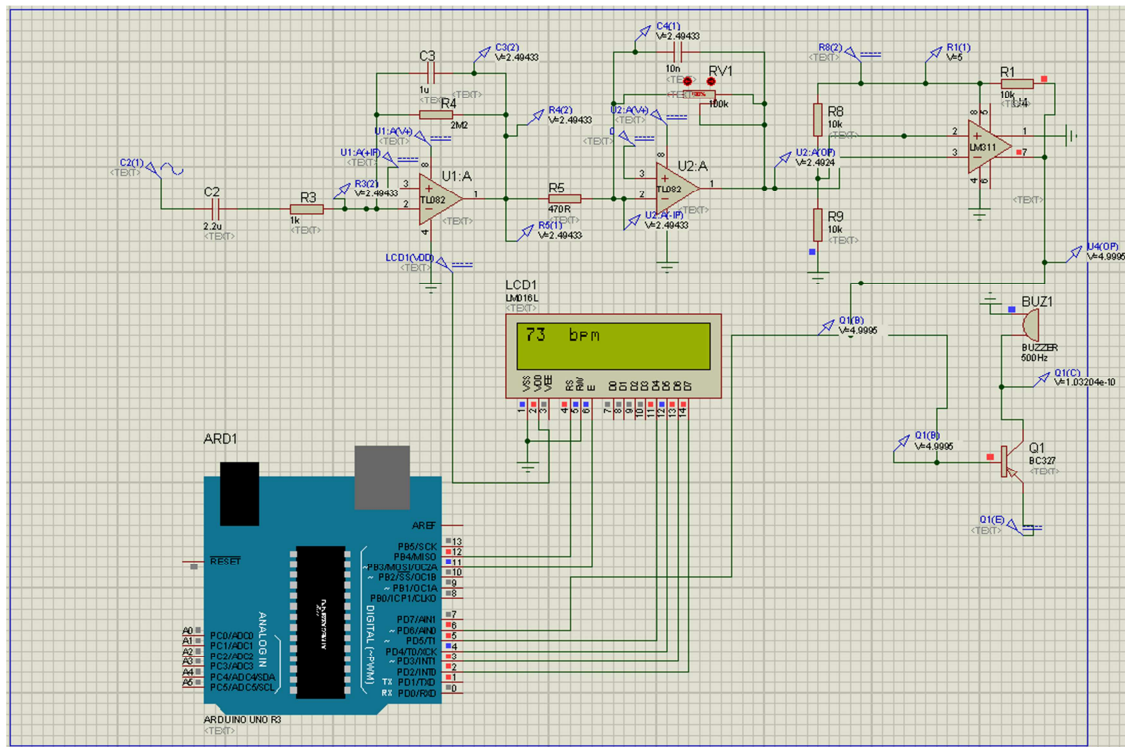


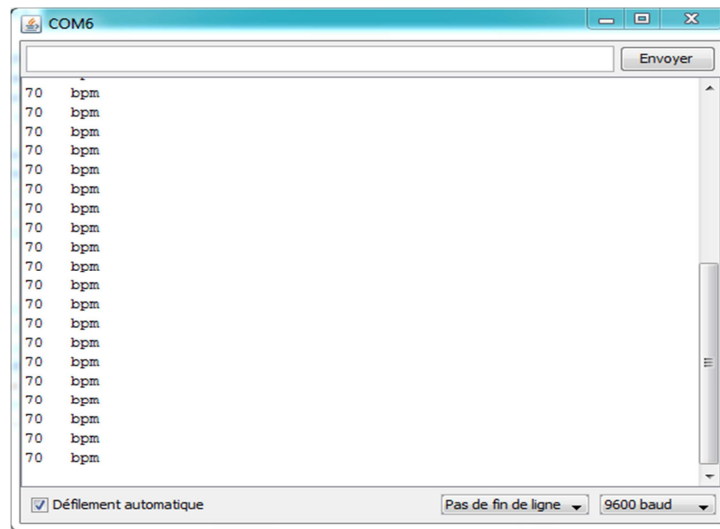
Figure IV.11 : résultat finale sous proteus

## IV.4.4 Test finale du système

Dans la pratique le test est déroulé comme suite :

- ✓ Brancher le capteur vers la carte
- ✓ Brancher la sortie du comparateur vers la carte Arduino
- ✓ Téléverser le programme
- ✓ Afficher le résultat sur le port série

Nous avons obtenu le résultat suivant sur le moniteur série



**Figure IV.12:** Résultat sur le moniteur série

### IV.5 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons présenté le logiciel Arduino ainsi que les différents tests effectués et enfin nous avons calculé le rythme cardiaque du signal acquis.

# **Conclusion générale**

## Conclusion générale

A travers notre projet de fin d'étude, nous sommes arrivés à réaliser notre cardio-tachymètre permettant de mesurer le rythme cardiaque. Pour bien mener notre travail nous l'avons devisé en deux parties, une partie analogique pour la mise en forme du signal et d'une partie numérique permettant l'affichage des résultats sur un ordinateur. En effet ce travail a été très bénéfique pour nous car il nous a permis de mettre en application les études théoriques que nous avons fait durant notre cursus universitaire, comme il nous a permis de se familiariser avec les logiciels de simulation et de programmation. Plus important nous avons été maintes fois confrontés à des problèmes d'ordre pratique et nous avons appris à les surmonter.

L'auto mesure de pouls par le capteur doigtier est très dépendant de la position de l'émetteur et de récepteur, par conséquent un mauvais positionnement du capteur conduit à une inexactitude des mesures, les industriels sont appelés à développer le capteur pour l'adapter aux enfants et adultes.

Comme perspectives, nous proposons la miniaturisation de la carte et du capteur pour le porté sur le poignet, est d'intégrer une mémoire permettant le stockage de données

Enfin nous souhaitons que ce modeste travail servira d'avantage pour les promotions qui viennent et de leurs donner une image réelle sur l'importance de la partie pratique en électronique.

# **Références bibliographiques**

## Références bibliographiques

- [1]-MEZIANE Hadj Boumediene, 2003: «Acquisition de signaux Electrocardiogrammes (ECG) à l'aide de la carte DSPACE». Mémoire de fin d'étude, université de Tlemcen Algérie.
- [2]- MEGHRICHE Salama, 2008: «Reconnaissance de Forme de Signaux Biologiques». Thèse de doctorat, université de Batna Algérie.
- [3] - CABASSON Aline, 2008: «Estimation et Analyse des Intervalles Cardiaques». Thèse de doctorat, Université de Nice - Sophia Antipolis
- [4]- TALBI Mohamed Lamine, 2011: «Analyse et traitement du signal électrocardiographique (ECG)». Thèse de doctorat, université de Constantine Algérie.
- [5]- NASR KAID ALI MOULHI, 2012: «Exploration cardiovasculaire par étude corrélative des activités électrique et hémodynamique cardiaques et l'activité rhéologique pariétale»
- [6]- Ibtissem HOUAMED. Détection de l'Onde P dans un Signal ECG, 2011
- [7]- Jérôme Dumont, 2008: «Fouille de dynamiques multi variées, application à des données temporelles en cardiologie». Thèse de doctorat L'UNIVERSITÉ DE RENNES 1.
- [8]-AHMED ZAID Soraya, 2014: «conception et réalisation d'un Holter». Mémoire de fin d'étude, université de Tizi-Ouzou Algérie.
- [9]-LALAOUI Nadine et DAHMOUN Kamel, 2014: «conception et réalisation d'un oxymètre de pouls». Mémoire de fin d'étude, université de Tizi-Ouzou Algérie.
- [10]-BENOUARET Mustapha et KORICHE Sofiane, 2014: «conception et réalisation du tensiomètre électronique ».mémoire de fin d'étude, université de Tizi-Ouzou Algérie.
- [11]- MOUNA GHANAI, 2013 : «Développement d'outils de modélisation et de filtrage pour les signaux biomédicaux». Thèse de doctorat, université de Batna Algérie.
- [12]-Juan Sztajzel, « Introduction à l'électrocardiogramme (ECG)», Service de Cardiologie Hôpitaux Universitaires Genève.
- [13]-BENSAFIA Kahina, «télésurveillance : transmission sans fil, par voisGSM, et traitement du signal electrocardiographie(ECG) ».Thèse de Magister université de Tizi-Ouzou Algérie
- [14]- Joris PASCAL, 2008 : « système intégré pour la mesure tridimensionnelle de champ magnétique dans un environnement d'imagerie médicale IRM. Application à la correction de signaux ECG perturbés ».Thèse de doctorat université Louis Pasteur-Strasbourg I.

[15]-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

**Sites Web :**

[16]-<https://fr.wikipedia.org/wiki/H%C3%A9modynamique>

[17]-[https://fr.wikipedia.org/wiki/circulation-systémique et pulmonaire.](https://fr.wikipedia.org/wiki/circulation-systémique_et_pulmonaire)

[18]-<https://www.sun.fr/developpeurs/ressourcesdeveloppeurs/java/fam/micro/index.html>

[19]-<https://www.fairchildsemi.com/datasheets/MC/MC78M05.pdf>

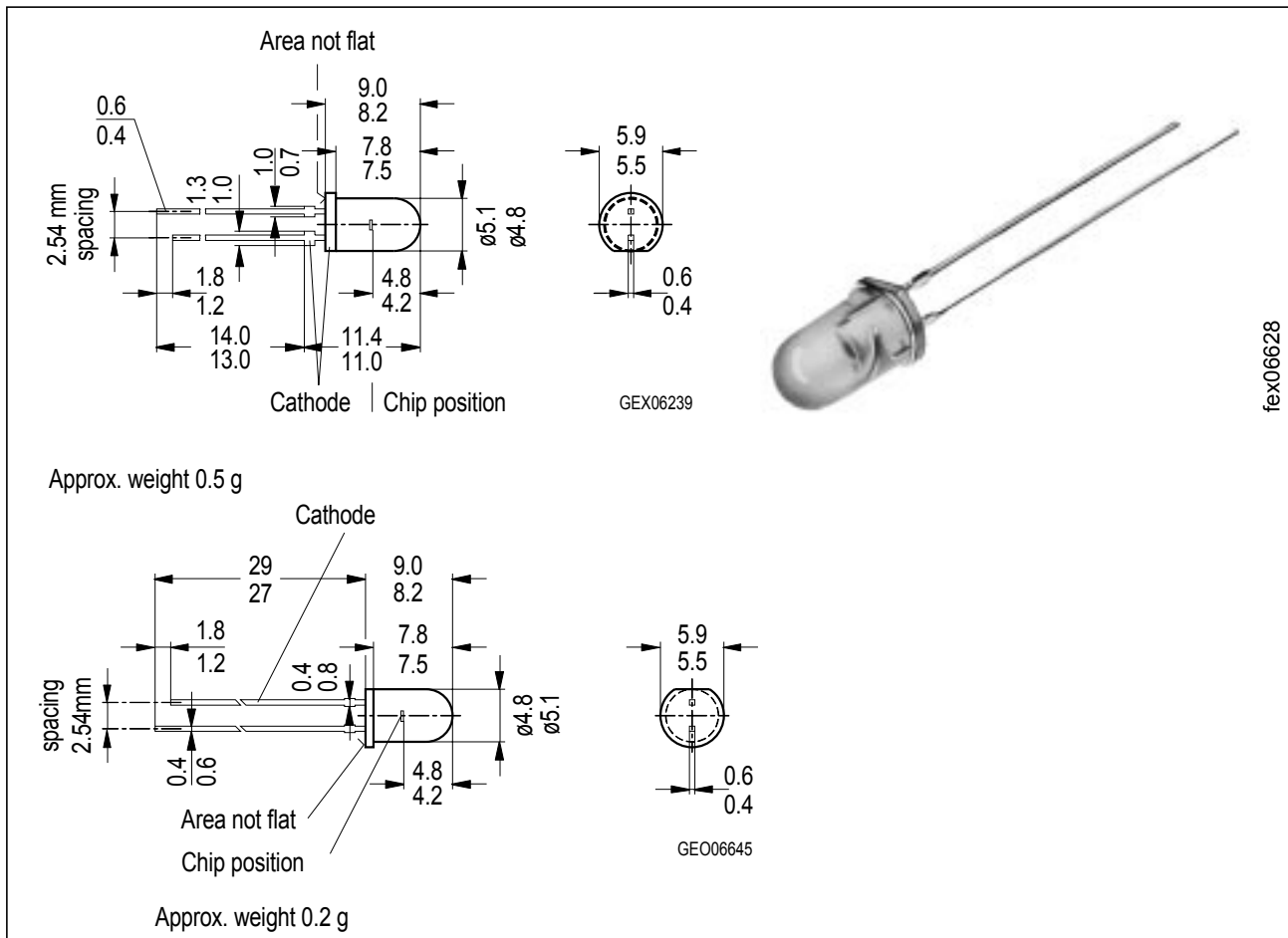
[20]-<http://fr.wikipedia.org/wiki/stethoscope>

[21]-[www.sonelec-musique.com](http://www.sonelec-musique.com)

# **Annexe**

## GaAs-IR-Lumineszenzdiode GaAs Infrared Emitter

LD 271, LD 271 H  
LD 271 L, LD 271 HL



Maße in mm, wenn nicht anders angegeben/Dimensions in mm, unless otherwise specified.

### Wesentliche Merkmale

- GaAs-IR-LED, hergestellt im Schmelzepitaxieverfahren
- Hohe Zuverlässigkeit
- Hohe Impulsbelastbarkeit
- Lange Anschlüsse
- Gruppiert lieferbar
- Gehäusegleich mit SFH 300, SFH 203

### Anwendungen

- IR-Fernsteuerung von Fernseh- und Rundfunkgeräten, Videorecordern, Lichtdimmern
- Gerätefernsteuerungen
- Lichtschranken für Gleich- und Wechsellichtbetrieb

### Features

- GaAs infrared emitting diode, fabricated in a liquid phase epitaxy process
- High reliability
- High pulse handling capability
- long leads
- Available in groups
- Same package as SFH 300, SFH 203

### Applications

- IR remote control of hi-fi and TV-sets, video tape recorders, dimmers
- Remote control of various equipment
- Photointerrupters

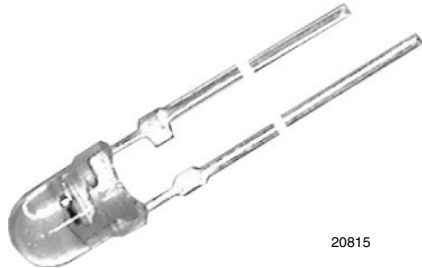
Typ Type	Bestellnummer Ordering Code	Gehäuse Package
LD 271	Q62703-Q148	5-mm-LED-Gehäuse (T 1 <sup>3/4</sup> ), graugetöntes Epoxy-Gießharz, Lötspieße im 2.54-mm-Raster (1/10") 5 mm LED package (T 1 <sup>3/4</sup> ), grey colored epoxy resin lens, solder tabs lead spacing 2.54 mm (1/10")
LD 271 L	Q62703-Q833	
LD271 H	Q62703-Q256	
LD271 HL	Q62703-Q838	

### Grenzwerte Maximum Ratings

Bezeichnung Description	Symbol Symbol	Wert Value	Einheit Unit
Betriebs- und Lagertemperatur Operating and storage temperature range	$T_{op}; T_{stg}$	- 55 ... + 100	°C
Sperrschichttemperatur Junction temperature	$T_j$	100	°C
Sperrspannung Reverse voltage	$V_R$	5	V
Durchlaßstrom Forward current	$I_F$	130	mA
Stoßstrom, $t_p = 10 \mu s, D = 0$ Surge current	$I_{FSM}$	3.5	A
Verlustleistung Power dissipation	$P_{tot}$	220	mW
Wärmewiderstand Thermal resistance	$R_{thJA}$	330	K/W



## Silicon NPN Phototransistor



### FEATURES

- Package type: leaded
- Package form: T-1
- Dimensions (in mm): Ø 3
- High photo sensitivity
- High radiant sensitivity
- Suitable for visible and near infrared radiation
- Fast response times
- Angle of half sensitivity:  $\phi = \pm 25^\circ$
- Material categorization: for definitions of compliance please see [www.vishay.com/doc?99912](http://www.vishay.com/doc?99912)



**RoHS**  
COMPLIANT  
HALOGEN  
**FREE**  
**GREEN**  
(E-2009)

### DESCRIPTION

BPW85 is a silicon NPN phototransistor with high radiant sensitivity in clear, T-1 plastic package. It is sensitive to visible and near infrared radiation.

### APPLICATIONS

- Detector in electronic control and drive circuits

PRODUCT SUMMARY			
COMPONENT	$I_{ca}$ (mA)	$\phi$ (deg)	$\lambda_{0.1}$ (nm)
BPW85	0.8 to 8	$\pm 25$	450 to 1080
BPW85A	0.8 to 2.5	$\pm 25$	450 to 1080
BPW85B	1.5 to 4	$\pm 25$	450 to 1080
BPW85C	3 to 8	$\pm 25$	450 to 1080

#### Note

- Test condition see table "Basic Characteristics"

ORDERING INFORMATION			
ORDERING CODE	PACKAGING	REMARKS	PACKAGE FORM
BPW85	Bulk	MOQ: 5000 pcs, 5000 pcs/bulk	T-1
BPW85A	Bulk	MOQ: 5000 pcs, 5000 pcs/bulk	T-1
BPW85B	Bulk	MOQ: 5000 pcs, 5000 pcs/bulk	T-1
BPW85C	Bulk	MOQ: 5000 pcs, 5000 pcs/bulk	T-1

#### Note

- MOQ: minimum order quantity

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS ( $T_{amb} = 25^\circ\text{C}$ , unless otherwise specified)				
PARAMETER	TEST CONDITION	SYMBOL	VALUE	UNIT
Collector emitter voltage		$V_{CEO}$	70	V
Emitter collector voltage		$V_{ECO}$	5	V
Collector current		$I_C$	50	mA
Collector peak current	$t_p/T = 0.5, t_p \leq 10 \text{ ms}$	$I_{CM}$	100	mA
Power dissipation	$T_{amb} \leq 55^\circ\text{C}$	$P_V$	100	mW
Junction temperature		$T_j$	100	$^\circ\text{C}$
Operating temperature range		$T_{amb}$	-40 to +100	$^\circ\text{C}$
Storage temperature range		$T_{stg}$	-40 to +100	$^\circ\text{C}$
Soldering temperature	$t \leq 3 \text{ s}, 2 \text{ mm from case}$	$T_{sd}$	260	$^\circ\text{C}$
Thermal resistance junction/ambient	Connected with Cu wire $\text{Ø} 0.14 \text{ mm}^2$	$R_{thJA}$	450	K/W

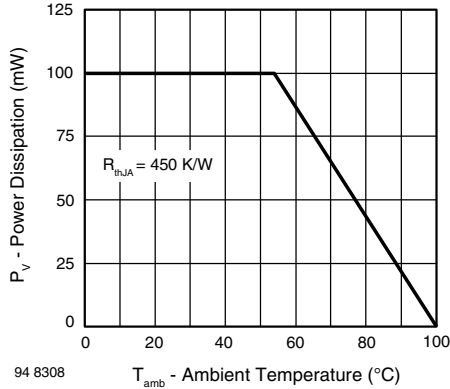


Fig. 1 - Power Dissipation Limit vs. Ambient Temperature

<b>BASIC CHARACTERISTICS</b> ( $T_{amb} = 25\text{ }^{\circ}\text{C}$ , unless otherwise specified)						
PARAMETER	TEST CONDITION	SYMBOL	MIN.	TYP.	MAX.	UNIT
Collector emitter breakdown voltage	$I_C = 1\text{ mA}$	$V_{(BR)CEO}$	70			V
Collector emitter dark current	$V_{CE} = 20\text{ V}, E = 0$	$I_{CEO}$		1	200	nA
Collector emitter capacitance	$V_{CE} = 5\text{ V}, f = 1\text{ MHz}, E = 0$	$C_{CEO}$		3		pF
Angle of half sensitivity		$\phi$		$\pm 25$		deg
Wavelength of peak sensitivity		$\lambda_p$		850		nm
Range of spectral bandwidth		$\lambda_{0.1}$		450 to 1080		nm
Collector emitter saturation voltage	$E_g = 1\text{ mW/cm}^2, \lambda = 950\text{ nm}, I_C = 0.1\text{ mA}$	$V_{CEsat}$			0.3	V
Turn-on time	$V_S = 5\text{ V}, I_C = 5\text{ mA}, R_L = 100\text{ }\Omega$	$t_{on}$		2.0		$\mu\text{s}$
Turn-off time	$V_S = 5\text{ V}, I_C = 5\text{ mA}, R_L = 100\text{ }\Omega$	$t_{off}$		2.3		$\mu\text{s}$
Cut-off frequency	$V_S = 5\text{ V}, I_C = 5\text{ mA}, R_L = 100\text{ }\Omega$	$f_c$		180		kHz

<b>TYPE DEDICATED CHARACTERISTICS</b>							
PARAMETER	TEST CONDITION	PART	SYMBOL	MIN.	TYP.	MAX.	UNIT
Collector light current	$E_g = 1\text{ mW/cm}^2, \lambda = 950\text{ nm}, V_{CE} = 5\text{ V}$	BPW85	$I_{ca}$	0.8		8.0	mA
		BPW85A	$I_{ca}$	0.8		2.5	mA
		BPW85B	$I_{ca}$	1.5		4.0	mA
		BPW85C	$I_{ca}$	3.0		8.0	mA

# LM311

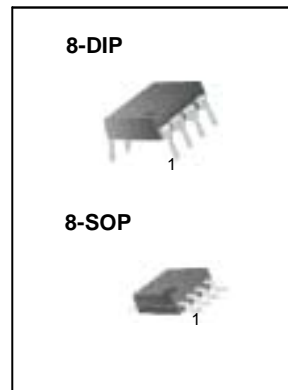
## Single Comparator

### Features

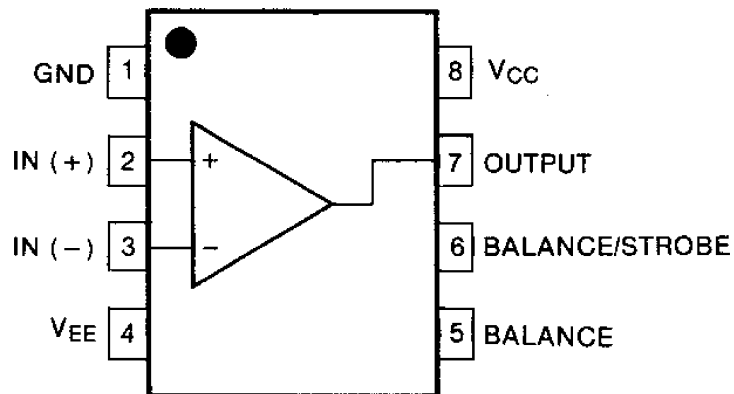
- Low input bias current : 250nA (Max)
- Low input offset current : 50nA (Max)
- Differential Input Voltage :  $\pm 30V$
- Power supply voltage : single 5.0V supply to  $\pm 15V$ .
- Offset voltage null capability.
- Strobe capability.

### Description

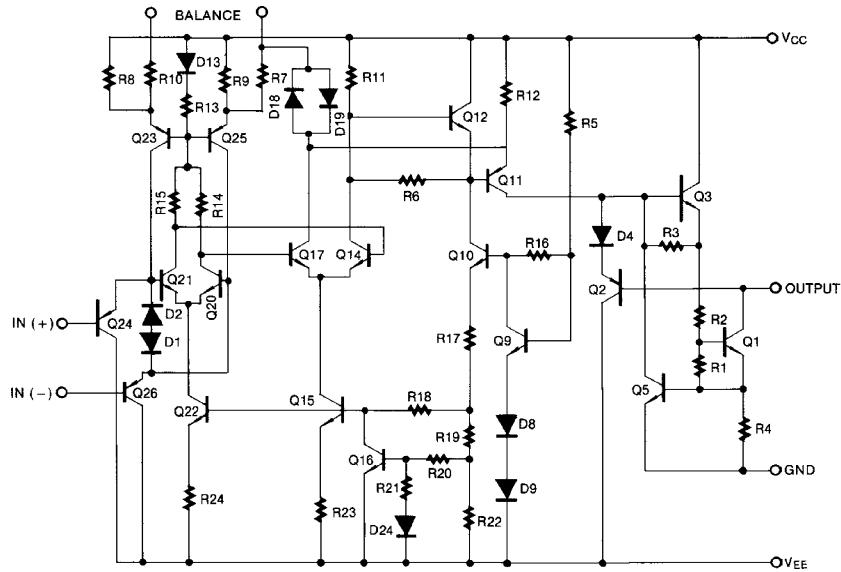
The LM311 series is a monolithic, low input current voltage comparator. The device is also designed to operate from dual or single supply voltage.



### Internal Block Diagram



## Schematic Diagram



## Absolute Maximum Ratings

Parameter	Symbol	Value	Unit
Total Supply Voltage	V <sub>CC</sub>	36	V
Output to Negative Supply Voltage LM311	V <sub>O</sub> - V <sub>EE</sub>	40	V
Ground to Negative voltage	V <sub>EE</sub>	-30	V
Differential Input Voltage	V <sub>I(DIFF)</sub>	30	V
Input Voltage	V <sub>I</sub>	±15	V
Output Short Circuit Duration	-	10	sec
Power Dissipation	P <sub>D</sub>	500	mW
Operating Temperature Range	T <sub>OPR</sub>	0 ~ +70	°C
Storage Temperature Range	T <sub>STG</sub>	- 65 ~ +150	°C



January 2015

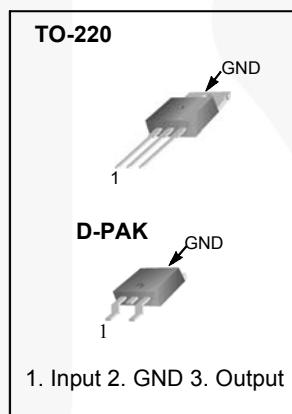
# KA78M05 / LM78M05 / MC78M05 3-Terminal 0.5 A Positive Voltage Regulator

## Features

- Output Current up to 0.5 A
- Output Voltages of 5 V
- Thermal Overload Protection
- Short-Circuit Protection
- Output Transistor Safe Operating Area (SOA) Protection

## Description

The KA78M05 / LM78M05 / MC78M05 series of three-terminal positive regulators is available in the TO-220 / D-PAK packages, making it useful in a wide range of applications.

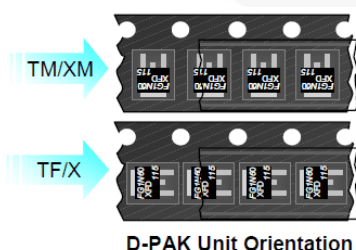


## Ordering Information<sup>(1)</sup>

Product Number	Package	Packing Method	Operating Temperature
KA78M05TU	TO-220 (Dual Gauge)	Rail	-40 to +125°C
KA78M05RTM	D-PAK	Tape and Reel	
MC78M05CDTX			
LM78M05CT	TO-220 (Single Gauge)	Rail	

### Note:

1. Refer to below figure for TM / TF suffix of DPAK packing option.



KA78M05 / LM78M05 / MC78M05 — 3-Terminal 0.5 A Positive Voltage Regulator

## Block Diagram

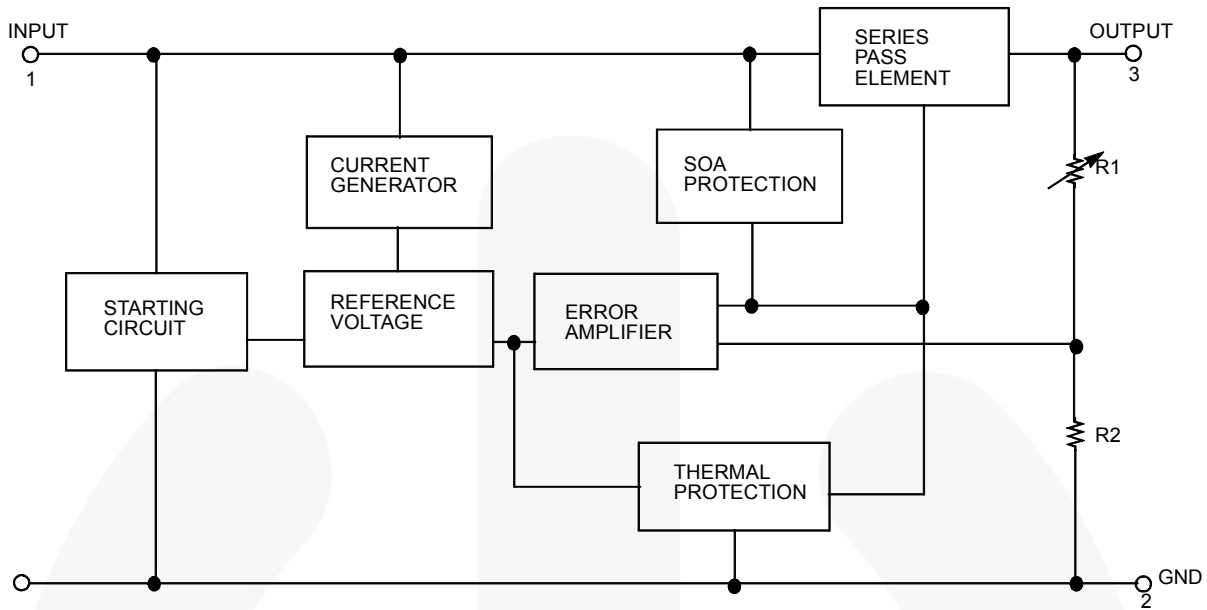


Figure 1. Block Diagram

## Absolute Maximum Ratings

Stresses exceeding the absolute maximum ratings may damage the device. The device may not function or be operable above the recommended operating conditions and stressing the parts to these levels is not recommended. In addition, extended exposure to stresses above the recommended operating conditions may affect device reliability. The absolute maximum ratings are stress ratings only.

Symbol	Parameter		Value	Unit
$V_I$	Input Voltage (for $V_O = 5\text{ V}$ )		35	V
$R_{\theta JC}$	Thermal Resistance, Junction-Case <sup>(2)</sup>	TO-220 ( $T_C = +25^\circ\text{C}$ )	2.5	$^\circ\text{C}/\text{W}$
$R_{\theta JA}$	Thermal Resistance, Junction-Air <sup>(2), (3)</sup>	TO-220 ( $T_A = +25^\circ\text{C}$ )	66	$^\circ\text{C}/\text{W}$
		D-PAK ( $T_A = +25^\circ\text{C}$ )	92	
$T_{\text{OPR}}$	Operating Junction Temperature Range		-40 to +125	$^\circ\text{C}$
$T_{\text{J(MAX)}}$	Maximum Junction Temperature Range		150	$^\circ\text{C}$
$T_{\text{STG}}$	Storage Temperature Range		-65 to +150	$^\circ\text{C}$

### Notes:

- Thermal resistance test board.  
Size: 76.2 mm x 114.3 mm x 1.6 mm (1S0P)  
JEDEC standard: JESD51-3, JESD51-7
- Assume no ambient airflow.

## ATMEL 8-BIT MICROCONTROLLER WITH 4/8/16/32KBYTES IN-SYSTEM PROGRAMMABLE FLASH

### DATASHEET SUMMARY

#### Features

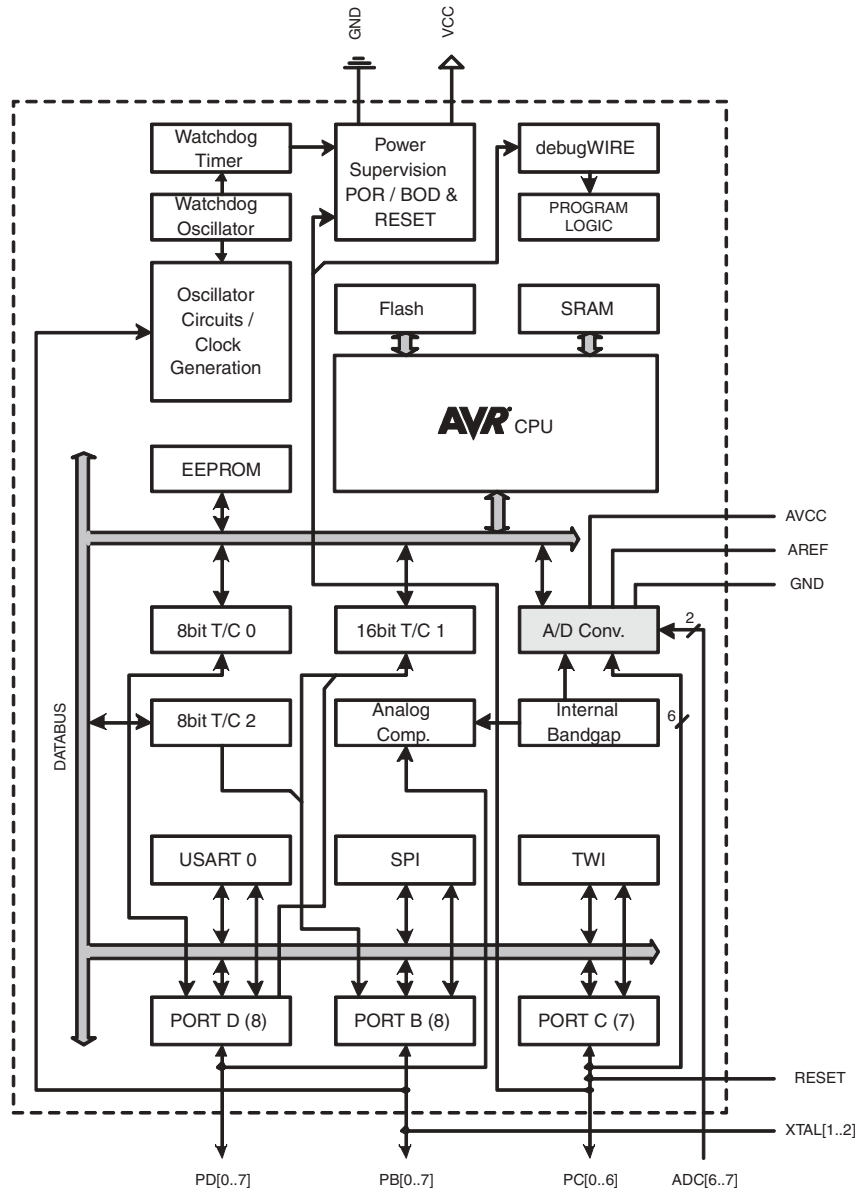
- High Performance, Low Power Atmel®AVR® 8-Bit Microcontroller Family
- Advanced RISC Architecture
  - 131 Powerful Instructions – Most Single Clock Cycle Execution
  - 32 x 8 General Purpose Working Registers
  - Fully Static Operation
  - Up to 20 MIPS Throughput at 20MHz
  - On-chip 2-cycle Multiplier
- High Endurance Non-volatile Memory Segments
  - 4/8/16/32KBytes of In-System Self-Programmable Flash program memory
  - 256/512/512/1KBytes EEPROM
  - 512/1K/1K/2KBytes Internal SRAM
  - Write/Erase Cycles: 10,000 Flash/100,000 EEPROM
  - Data retention: 20 years at 85°C/100 years at 25°C<sup>(1)</sup>
  - Optional Boot Code Section with Independent Lock Bits
    - In-System Programming by On-chip Boot Program
    - True Read-While-Write Operation
  - Programming Lock for Software Security
- Atmel® QTouch® library support
  - Capacitive touch buttons, sliders and wheels
  - QTouch and QMatrix® acquisition
  - Up to 64 sense channels
- Peripheral Features
  - Two 8-bit Timer/Counters with Separate Prescaler and Compare Mode
  - One 16-bit Timer/Counter with Separate Prescaler, Compare Mode, and Capture Mode
  - Real Time Counter with Separate Oscillator
  - Six PWM Channels
  - 8-channel 10-bit ADC in TQFP and QFN/MLF package
    - Temperature Measurement
  - 6-channel 10-bit ADC in PDIP Package
    - Temperature Measurement
  - Programmable Serial USART
  - Master/Slave SPI Serial Interface
  - Byte-oriented 2-wire Serial Interface (Philips I<sup>2</sup>C compatible)
  - Programmable Watchdog Timer with Separate On-chip Oscillator
  - On-chip Analog Comparator
  - Interrupt and Wake-up on Pin Change

## 2. 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 1 MIPS per MHz allowing the system designer to optimize power consumption versus processing speed.

### 2.1 Block Diagram

Figure 2-1. Block Diagram



The AVR core combines a rich instruction set with 32 general purpose working registers. All the 32 registers are directly connected to the Arithmetic Logic Unit (ALU), allowing two independent registers to be accessed in one single instruction executed in one clock cycle. The resulting architecture is more code efficient while achieving throughputs up to ten times faster than conventional CISC microcontrollers.