

*République Algérienne Démocratique*

*Et Populaire*



**Université Dr Moulay Tahar**

**Faculté de Technologie**

**Département d'électronique**

**MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES**

**Pour l'obtention du Diplôme de**

**MASTER EN INSTRUMENTATION BIOMEDICAL**

***Spécialité : Génie Biomédicale***

*Présenté par :*

- ❖ Dani Bouchikhi
- ❖ Benhamza Baghdad

***Estimation De La Fréquence Cardiaque Par La  
PhotoPlethysmoGraphie (PPG)***

**Soutenu le Juin 2023 devant le Jury :**

<b>Mr. Guendouz Mohamed</b>	<b>Dr</b>	<b>Président.</b>
<b>Mr. Harzellaoui Abdelkader</b>	<b>Dr</b>	<b>Encadreur.</b>
<b>Mr. Mansouri Boualem</b>	<b>Dr</b>	<b>Examineur.</b>

**Année universitaire 2022-2023**



## Remerciement :

الهي لا يطيب الليل إلا بشكرك ولا يطيب النهار إلا بطاعتك ولا تطيب اللحظات إلا بذكرك  
ولا تطيب الآخرة إلا بعفوك ولا تطيب الجنة إلا برويتك.

الى منارة العلم و الامام المصطفى الى الامي الذي علم المتعلمين الى سيد الخلق الى  
رسولنا الكريم سيدنا محمد صلى الله عليه وسلم.

لا بد لنا و نحن نخطو خطوة أخرى في الحياة الجامعية من وقفة نعود الى أعوام قضيناها  
في رحاب الجامعة مع أساتذتنا الكرام الذين قدموا لنا الكثير بأذنين بذلك جهودا كبيرة في  
بناء جيل الغد لتبعث الأمة من جديد وقبل أن نمضي نقدم أسمى آيات الشكر و الامتنان و  
التقدير و المحبة الى الذين حملوا أقدس رسالة في الحياة الى جميع أساتذتنا الأفاضل الذين  
مهدوا لنا طريق العلم و المعرفة و أخص بالذكر أساتذة قسم الهندسة البيوطبية.

وكذلك نشكر كل من ساعدنا على اتمام هذا البحث و قدم لنا العون و مد لنا يد المساعدة و  
زودنا بالمعلومات اللازمة و نخص بالذكر الأستاذ الذي كان بجانبنا و لم يبخل علينا بأي  
شيء علمي أو معنوي السيد عبد القادر حرزلاوي.

الى من كانوا و ملجؤنا الى من تذوقنا معهم أجمل اللحظات الى من سنفتقدهم و الشكر  
موصول لهم

طلاب السنة ثانيو ماستر دفعة أجهزة بيوطبية لسنة 2023/2022

و الشكر الكبير الى لجنة الحكم التي تضم ثلة من أساتذتنا الأفاضل.

# *Dédicace*

*Grace à dieu tout puissant et en signe de reconnaissance à tous les sacrifices consentis pour ma réussite et la volonté pour mener à bien ce modeste travail*

*Que je dédie :*

*A mes chers parents :*

*Tous les mots du monde ne me sauraient pas exprimer l'immense amour que je vous porte, ni la profonde gratitude que je vous témoigne pour tous les efforts et les sacrifices que vous n'avez jamais cessés de consentir pour mon instruction et mon bien-être.*

*J'espère avoir répondu aux espoirs que vous avez fondés en moi. Que dieu tout puissant vous garde et vous procure santé, bonheur et longue vie.*

*A mes frères et mes sœurs :*

*Je vous souhaite une vie pleine de joie, de bonheur, de réussite et de sérénité.*

*A tous mes amis en témoignage de l'amitié qui nous unit, et pour leurs encouragements incessants.*

*A tous ceux que j'aime et qui m'aime et à tous ceux qui ont l'amour d'apprendre.*

*Enfin je dédie ce mémoire à tous mes enseignants et à tous mes collègues de la promotion.*

*Dani Bouchikhi*

*et*

*Benhamza Baghdad*

## *Sommaire:*

<b>Remerciement.....</b>	<b>3</b>
<b>Dédicace.....</b>	<b>4</b>
<b>Liste des figures.....</b>	<b>9</b>
<b>Liste des tableaux.....</b>	<b>10</b>
<b>Glossaire.....</b>	<b>11</b>
<b>Introduction générale.....</b>	<b>12</b>

### *Chapitre I : Anatomie et physiologie du système cardiovasculaire.*

<b>I.1 Introduction.....</b>	<b>15</b>
<b>I.2 Position anatomique .....</b>	<b>15</b>
<b>I.3 Anatomie du cœur.....</b>	<b>16</b>
<b>I.3.1 Fonctionnement des valves .....</b>	<b>17</b>
<b>a- La valve pulmonaire.....</b>	<b>17</b>
<b>b- La valve aortique.....</b>	<b>17</b>
<b>c- La valve mitrale.....</b>	<b>17</b>
<b>d- La valve tricuspide.....</b>	<b>17</b>
<b>I.4 Présentation du système cardiovasculaire.....</b>	<b>18</b>
<b>I.4.1 Le réseau vasculaire.....</b>	<b>19</b>
<b>I.4.2 La circulation systémique.....</b>	<b>21</b>
<b>a- Les artères.....</b>	<b>21</b>
<b>b- Les petites artères ou artérioles.....</b>	<b>21</b>
<b>c- Les capillaires.....</b>	<b>21</b>
<b>d- Les veinules.....</b>	<b>22</b>
<b>e- Les veines.....</b>	<b>22</b>
<b>f- Les lymphatiques.....</b>	<b>22</b>
<b>I.4.3 La circulation pulmonaire.....</b>	<b>23</b>

<b>I.4.4 La circulation artérielle.....</b>	<b>24</b>
<b>I.4.5 La circulation veineuse.....</b>	<b>24</b>
<b>I.5 Cycle cardiaque.....</b>	<b>25</b>
<b>a- La systole auriculaire.....</b>	<b>25</b>
<b>b- La systole ventriculaire.....</b>	<b>25</b>
<b>c- La diastole.....</b>	<b>25</b>
<b>I.5.1 Fonctionnement électrique du cœur.....</b>	<b>26</b>
<b>I.6 La saturation en O<sub>2</sub>.....</b>	<b>28</b>
<b>I.6.1 Le sang.....</b>	<b>28</b>
<b>I.6.2 Les fonctions du sang.....</b>	<b>29</b>
<b>I.6.3 Les propriétés physiques du sang.....</b>	<b>29</b>
<b>I.6.4 L'écoulement du sang.....</b>	<b>29</b>
<b>I.7 Conclusion.....</b>	<b>30</b>

***Chapitre II : la Photopléthysmographie et conception du système développé.***

<b>II.1 Introduction.....</b>	<b>32</b>
<b>II.2 Historique.....</b>	<b>32</b>
<b>II.3 La Photopléthysmographie(PPG).....</b>	<b>33</b>
<b>II.3.1 Principe de Photopléthysmographique (PPG).....</b>	<b>34</b>
<b>II.3.2 Technique de mesure.....</b>	<b>35</b>
<b>II.3.3 Critères pour le choix de la longueur d'onde.....</b>	<b>36</b>
<b>II.4 La pulsation du sang.....</b>	<b>37</b>
<b>II.5 La loi de Beer.....</b>	<b>38</b>
<b>II.5.1 Validation de loi de Beer dans la photopléthysmographie.....</b>	<b>40</b>
<b>II.5.2 L'absorption de lumière dans le sang.....</b>	<b>41</b>
<b>II.5.3 Coefficient d'extinction d'hémoglobine.....</b>	<b>42</b>

<b>II.5.4</b>	<b>Le spectre d'absorption d'hémoglobine (Hb et HbO2)</b> .....	<b>43</b>
<b>II.6</b>	<b>Mesure de la saturation d'O2</b> .....	<b>43</b>
<b>II.6.1</b>	<b>Définition</b> .....	<b>43</b>
<b>II.7</b>	<b>Le temps de transit (PTT Pulse transit time)</b> .....	<b>44</b>
<b>II.7.1</b>	<b>La vitesse de l'onde de pouls (PWV Pulse Wave Velocity)</b> .....	<b>46</b>
<b>II.8</b>	<b>Etude de circuit de mise en forme de signal PPG</b> .....	<b>47</b>
<b>II.8.1</b>	<b>Capteur PPG</b> .....	<b>48</b>
<b>II.8.2</b>	<b>Les types des sondes</b> .....	<b>48</b>
<b>a-</b>	<b>Pinces</b> .....	<b>49</b>
<b>b-</b>	<b>Pinces à oreilles</b> .....	<b>49</b>
<b>II.9</b>	<b>Conclusion</b> .....	<b>50</b>

### *Chapitre III : Matériel et Méthodes.*

<b>III.1</b>	<b>Introduction</b> .....	<b>52</b>
<b>III.2</b>	<b>Présentation de la carte Arduino</b> .....	<b>52</b>
<b>III.3</b>	<b>Fonctionnement microcontrôleur Atmega 2560</b> .....	<b>54</b>
<b>III.3.1</b>	<b>Architecture interne de l'Atmega 2560</b> .....	<b>55</b>
<b>III.3.2</b>	<b>Architecture interne de l'unité centrale de l'ATmega 2560</b> .....	<b>55</b>
<b>III.4</b>	<b>Timers/Counters et génération de PWM</b> .....	<b>56</b>
<b>III.5</b>	<b>Convertisseurs analogique/numérique</b> .....	<b>57</b>
<b>III.6</b>	<b>Communication série USART</b> .....	<b>57</b>
<b>III.6.1</b>	<b>L'USART se décompose en deux parties</b> .....	<b>58</b>
<b>a-</b>	<b>L'émetteur</b> .....	<b>58</b>
<b>b-</b>	<b>Le récepteur</b> .....	<b>58</b>

<b>III.6.2 Interruptions internes et externes.....</b>	<b>58</b>
<b>III.7 Programmation du Microcontrôleur Amag2560.....</b>	<b>59</b>
<b>III.7.1 Le logiciel utilisé.....</b>	<b>60</b>
<b>III.7.2 Capture d'écran du moniteur série.....</b>	<b>63</b>
<b>III.8 Matériel utilisé.....</b>	<b>63</b>
<b>III.8.1 Diode LED.....</b>	<b>63</b>
<b>III.8.2 Afficheur LCD.....</b>	<b>64</b>
<b>III.8.3 La description de différentes broches est donnée dans le tableau suivant.....</b>	<b>65</b>
<b>III.8.4 La communication avec le LCD.....</b>	<b>66</b>
<b>III.8.5 La connexion avec l'Arduino.....</b>	<b>66</b>
<b>III.8.6 La ligne RW (read/write).....</b>	<b>67</b>
<b>III.9 Conclusion.....</b>	<b>67</b>

## *Chapitre IV : Résultats et discussions.*

<b>IV.1 Introduction.....</b>	<b>69</b>
<b>IV.2 Comprendre les capteurs PPG.....</b>	<b>69</b>
<b>IV.3 Le rôle d'Arduino.....</b>	<b>69</b>
<b>IV.4 Fonctionnement du capteur.....</b>	<b>70</b>
<b>IV.5 Visualisation par LCD.....</b>	<b>73</b>
<b>IV.6 Conclusion.....</b>	<b>75</b>
<b>Conclusion générale .....</b>	<b>76</b>
<b>Bibliographie.....</b>	<b>77</b>
<b>Annexe.....</b>	<b>85</b>
<b>Résumé.....</b>	<b>87</b>

## Liste des figures :

<b>Figure(1.1)</b> Position Anatomique du cœur Humain.....	15
<b>Figure (I.2)</b> Structure anatomique du cœur humain.....	16
<b>Figure (I.3)</b> Les Valves Cardiaques.....	17
<b>Figure (I.4)</b> Représentation schématique du système cardiovasculaire.....	19
<b>Figure (I.5)</b> Schéma du circuit sanguin. La couleur bleue indique que le sang est pauvre en oxygène tandis que la couleur rouge correspond au sang charge en oxygène.....	20
<b>Figure (I.6)</b> Structure de la veine et l'artère.....	22
<b>Figure (I.7)</b> Structure des vaisseaux sanguins.....	23
<b>Figure (I.8)</b> Le cycle cardiaque.....	26
<b>Figure (I.9)</b> L'onde P.....	26
<b>Figure (I.10)</b> L'intervalle PR.....	27
<b>Figure (I.11)</b> Le complexe QRS.....	27
<b>Figure (I.12)</b> Segment ST et l'espace QT.....	28
<b>Figure (I.13)</b> L'onde U.....	28
<b>Figure (I.14)</b> les composants du sang.....	28
<b>Figure(II.1)</b> Forme de signale PPG.....	34
<b>Figure(II.2)</b> Le principe photopléthysmographie PPG.....	36
<b>Figure(II.3)</b> Représentation simplifiée de l'absorption de la lumière par les tissus vivants ; le sang artériel (Composante alternative ca) est le seul composant pulsatile, la composante continue (cc) étant la somme de toutes les absorptions non pulsatiles.....	37
<b>Figure (II.4)</b> spectres d'absorption de l'hémoglobine oxygénée et l'hémoglobine.....	37
<b>Figure(II.5)</b> La loi de Beer-Lambert.....	39
<b>Figure(II.6)</b> La loi de Beer dans la photopléthysmographie.....	41
<b>Figure(II.7)</b> Absorption de la lumière par Hb et HbO2.....	43
<b>Figure(II.8)</b> : Exemple d'un système portatif disponible dans le commerce, le RM50 (DeVilbiss, France).....	46
<b>Figure (II.9)</b> Photopléthysmographie Portatif.....	46
<b>Figure(II.10)</b> schéma bloc général d'un photopléthysmographe.....	48
<b>Figure(II.11)</b> Sonde de type pince.....	49
<b>Figure(II.12)</b> Sonde de type pince à oreille.....	49
<b>Figure(III.1)</b> Le schéma ci-dessous illustre les différents composants de la carte Arduino MEGA 2560.....	53

<b>Figure(III.2)</b> Connectique de l'ATmega 2560 Le schéma ci-dessous illustre les composants internes de l'ATmega 2560 en complément du schéma de la Figure(III.1).....	<b>54</b>
<b>Figure(III.3)</b> Schéma interne de l'ATmega 2560.....	<b>55</b>
<b>Figure(III.4)</b> Le schéma Architecture interne de l'unité centrale de l'ATmega 2560.....	<b>55</b>
<b>Figure(III.5)</b> Trame USART.....	<b>57</b>
<b>Figure(III.6)</b> Programme d'Arduino.....	<b>60</b>
<b>Figure(III.7)</b> Acquisition du signal avec Arduino.....	<b>61</b>
<b>Figure(III.8)</b> Capture d'écran du moniteur série.....	<b>63</b>
<b>Figure(III.9)</b> Montage électrique à LED.....	<b>64</b>
<b>Figure(III.10)</b> Caractéristique courant-tension d'une diode LED.....	<b>64</b>
<b>Figure(III.11)</b> Afficheur LCD 16*2.....	<b>65</b>
<b>Figure(III.12)</b> Câblage d'un écran LCD sur un Arduino méga.....	<b>67</b>
<b>Figure(IV.1)</b> Capteur d'impulsion cardiaque.....	<b>71</b>
<b>Figure (IV.2)</b> Montage équivalent du capteur.....	<b>71</b>
<b>Figure (IV.3)</b> Allure de l'impulsion cardiaque.....	<b>72</b>
<b>Figure (IV.4)</b> Zone dichroïque et la moitié de l'impulsion.....	<b>72</b>
<b>Figure (IV.5)</b> Schéma de câblage de la pulsation cardiaque.....	<b>73</b>
<b>Figure (IV.6)</b> Résultat pratique d'un signale PPG.....	<b>74</b>

***Liste des tableaux :***

<b>Tableau(III.1)</b> tableau de la description de différentes broches.....	<b>65</b>
<b>Tableau (VI.2)</b> table du measurement.....	<b>74</b>

## ***Glossaire :***

**AV :** Auriculo-ventriculaire.

**CA:** Composante alternative.

**CC :** Composante continue.

**CPU :** Central Processing Unit.

**DC :** Direct composant.

**ECG :** Electrocardiogramme.

**EEPROM :** Electrically-Erasable Programable Read

**Hb :** Hémoglobine (réduite).

**HbO<sub>2</sub> :** Hémoglobine oxygéné.

**O<sub>2</sub> :** Oxygéné.

**PTT :** Pulse Transit Time.

**PPG :** Photopléthysmogramme.

**PWV :** Pulse Wave Velocity.

**RAM :** Random Access Memory.

**ROM :** Read Only Memory.Only Memory.

**RISC :** Reduced Instruction Computer

**SRAM :** Static Random Access Memory

**SCV :** Système cardio-vasculaire.

**SaO<sub>2</sub> :** Saturation artérielle en O<sub>2</sub>.

**SpO<sub>2</sub> :** Saturation pulsé en O<sub>2</sub>.

**SNA:** Système nerveux autonome.

## INTRODUCTION GENERALE :

Depuis son apparition dans les blocs opératoires puis les services de réanimation, la photopléthysmographie s'est imposée comme un élément indispensable aux yeux du personnel soignant quant à la surveillance des patients.

La photopléthysmographie (PPG) est utilisée dans de nombreuses circonstances, entre autre :

- pour les patients sous anesthésie où il permet la détection précoce des hypoxémies, bien avant l'apparition d'une cyanose.
- en salle de surveillance plus précisément post-interventionnelle.
- en médecine d'urgence, pour les patients pré-hospitaliers et inter-hospitaliers.
- en réanimation, en particulier pour les patients ventilés ou susceptibles de l'être.

Par sa simplicité d'emploi et ses performances, le photopléthysmographe est devenu un appareil indispensable en une dizaine d'années. Il est maintenant intégré à de nombreux appareils de surveillance. La photopléthysmographie ou pléthysmographie photoélectrique enregistre la relation existant entre l'intensité de la réflexion lumineuse sur une surface cutanée par exemple, ou la transmission lumineuse à travers un tissu, et le flux sanguin traversant la zone étudiée. Les courbes s'inscrivent sur un écran d'oscilloscope et/ou sur une table traçante. Le terme pléthysmographie est un héritage direct du Grecque, *plethymos* voulant dire augmenter. L'intérêt et le succès de cette méthode résident dans le fait que l'acquisition repose sur un assemblage de composants électroniques très répandus de nos jours, rendant ainsi les capteurs accessibles.

Dans ce travail, nous discutons une technologie optique non invasive appropriée pour étudier la saturation d'oxyhémoglobine dans le sang, Cette étude est accomplie par le développement d'un système de détection du signal photopléthysmographique (PPG). Le dispositif réalisé est un canal permettant de relever le signal PPG qui est composé d'un capteur, un circuit d'acquisition et une carte ArduinoMega2560 permettant l'interfaçage entre notre dispositif conçu et un poste local qui est chargé d'héberger notre signal à des fins.

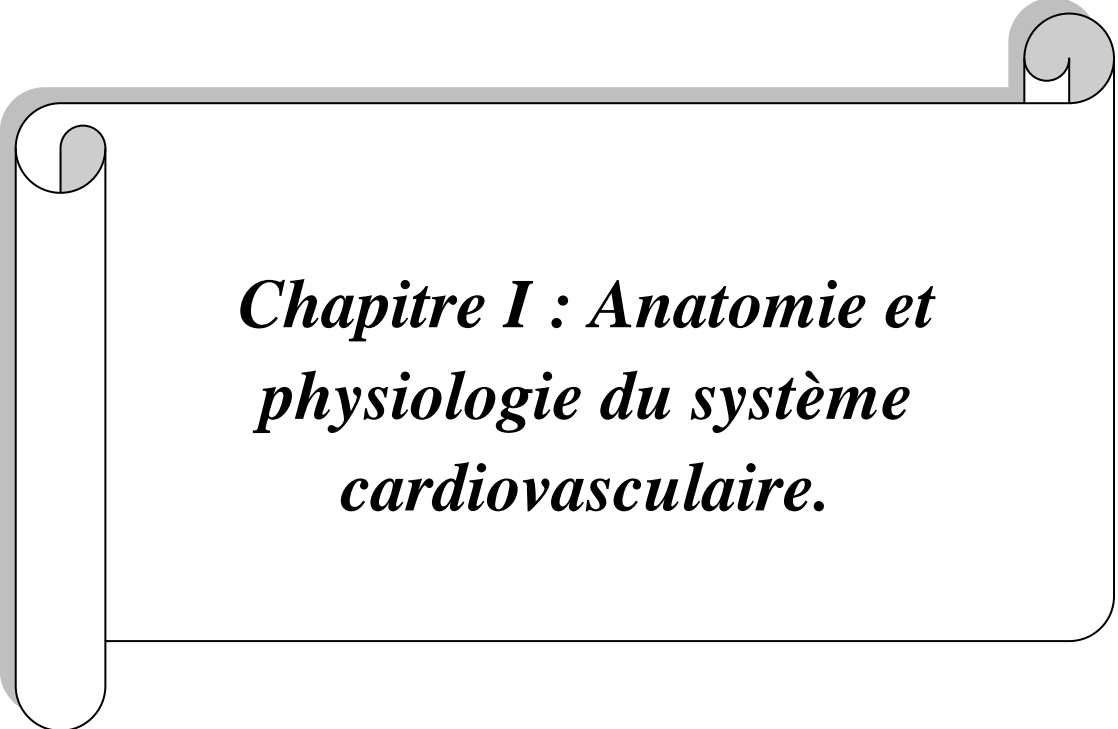
Ce projet est décomposé en deux parties essentielles. Une partie hardware présentant la conception de la carte de mise en forme du signal PPG, et une partie software

conçue autour d'une programmation de la carte ArduinoMega2560 exploitée pour l'acquisition de données.

Dans le cadre de la réalisation de notre mémoire de fin d'études, le présent manuscrit est structuré en trois chapitres :

- Dans le premier, nous abordons tout d'abord les aspects anatomiques et physiologiques du système cardio-vasculaire et le cycle cardiaque et fonctionnement électrique du cœur.
- Le second nous passons en revue la théorie et les concepts généraux de la photopléthysmographie ainsi que la loi du Beer Lambert d'absorption moléculaire.
- Dans le troisième nous présentons notre contribution relative à la mise en œuvre d'une plateforme matérielle par le biais de la réalisation d'un photoplethysmographe représentatif de la fonction hémodynamique (génération de l'oxyhémoglobine HbO<sub>2</sub>). Pour cela nous avons utilisé une diode électroluminescente dans l'infrarouge et une cellule photoélectrique (phototransistor).
- Dans le quatrième chapitre est dédié à la présentation, l'étude et la discussion des résultats.

Enfin, une conclusion générale synthétise le contenu de ce mémoire et présente les perspectives de ce projet de fin d'étude.



***Chapitre I : Anatomie et  
physiologie du système  
cardiovasculaire.***

## **1.1 Introduction :**

Nous présentons dans ce chapitre le fonctionnement général du système cardiovasculaire, des dispositifs d'exploration et de monitoring puis, de manière plus résumée, une description des signaux physiologiques

Cette présentation se limite au strict nécessaire pour une bonne compréhension du mémoire, le lecteur intéressé par une approche médicale rigoureuse pourra se reporter aux nombreux ouvrages médicaux disponibles sur le sujet [1].

Cette première partie du mémoire présente des notions générales d'anatomie et d'électrophysiologie. Elle décrit le fonctionnement du cœur et du système vasculaire, ses principales fonctions et ses composantes principales. Les caractéristiques du cycle cardiaque.

## **1.2 Position anatomique : [2]**

Le cœur est un organe musculaire, situé dans la cage thoracique derrière le sternum, et décalé légèrement sur la gauche chez la plupart des individus. Sa taille est environ 1,5 fois la taille du poing de la personne. Une paroi épaisse divise le cœur en deux parties, gauche et droite. Chaque partie comporte 2 cavités, une oreillette et un ventricule, reliées par une valve.

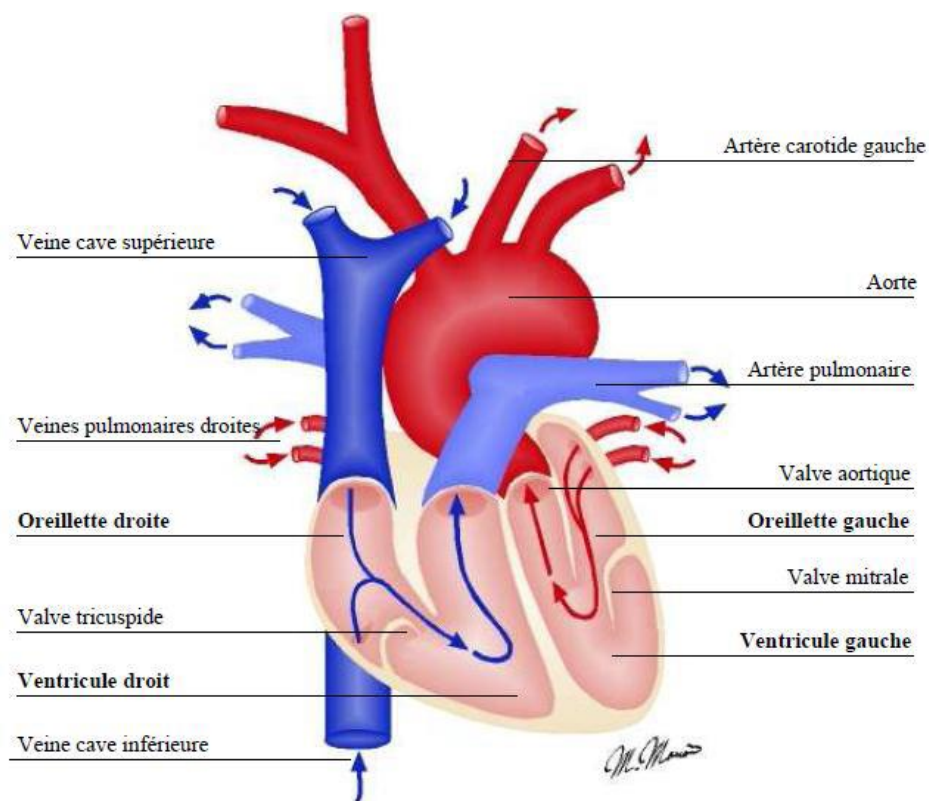


**Figure1.1** Position Anatomique du cœur Humain. [2]

### I.3 Anatomie du cœur :

Le cœur est une machine motrice vivante, une véritable pompe destinée à distribuer le fluide nourricier et excitateur des fonctions à tous les organes de notre corps.

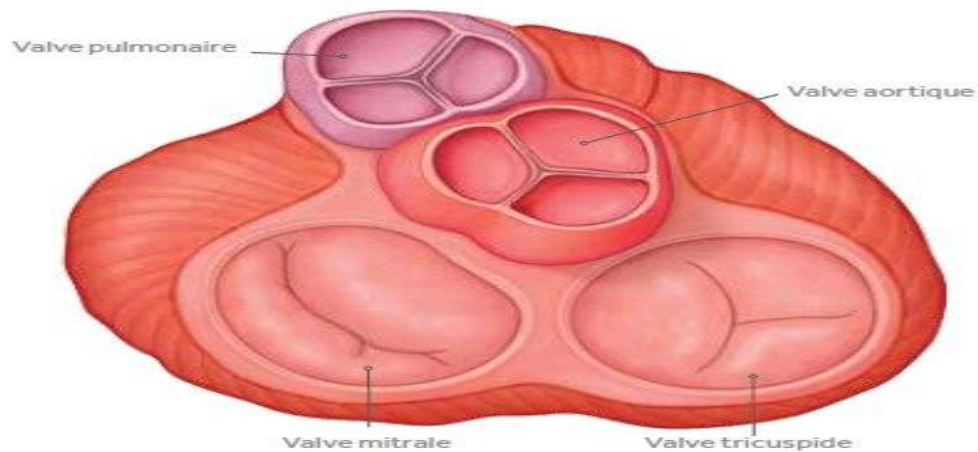
Dans le cœur humain, on voit quatre compartiments ou cavités : deux cavités forment la partie supérieure ou base du cœur, appelées oreillettes et recevant le sang de toutes les parties du corps au moyen de gros tuyaux nommés veines, deux cavités forment la partie inférieure ou la pointe du cœur, appelées ventricules et destinées à chasser le liquide sanguin dans toutes les parties du corps au moyen de gros tuyaux nommés artères. La **Figure (I.2)** montre le trajet du sang (la couleur rouge indique l'artère qui est riche en oxygène et la couleur bleue indique la veine qui est riche en sang et pauvre en dioxygène) [10].



**Figure (I.2)** Structure anatomique du cœur humain. [10]

### **I.3.1 Fonctionnement des valves :[3]**

Les valves cardiaques s'ouvrent lorsque le cœur bat pour laisser circuler le sang vers l'avant et se ferment rapidement entre les battements pour éviter tout reflux du sang. Toute altération de la circulation sanguine normale fait que le cœur a du mal à pomper le sang là où il doit aller.



**Figure (I.3) Les Valves Cardiaques. [3]**

#### **a- La valve pulmonaire :**

Fait passer le sang du ventricule droit dans l'artère pulmonaire. Celle-ci se divise en deux artères de sorte que le sang irrigue les deux poumons.

#### **b- La valve aortique :**

Fait passer le sang du ventricule gauche dans l'aorte. L'aorte est l'artère principale du corps qui part du ventricule gauche et qui irrigue le reste du corps.

#### **c- La valve mitrale :**

Se situe entre l'oreillette gauche (cavité supérieure) et le ventricule gauche (cavité inférieure de pompage). La valve mitrale fait passer le sang de l'oreillette gauche dans le ventricule gauche.

#### **d- La valve tricuspide :**

Se situe entre l'oreillette droite (cavité supérieure) et le ventricule droit (cavité inférieure). Elle fait passer le sang de l'oreillette droite dans le ventricule droit.

#### **I.4 Présentation du système cardiovasculaire :**

Le système cardiovasculaire est constitué du cœur et du système vasculaire dont les fonctionnalités sont schématisées sur la **Figure(I.4)**. Sa fonction principale est d'assurer la circulation du sang dans l'organisme afin de satisfaire aux besoins énergétiques et au renouvellement cellulaire, quelles que soient les conditions ambiantes et l'activité de l'individu [4].

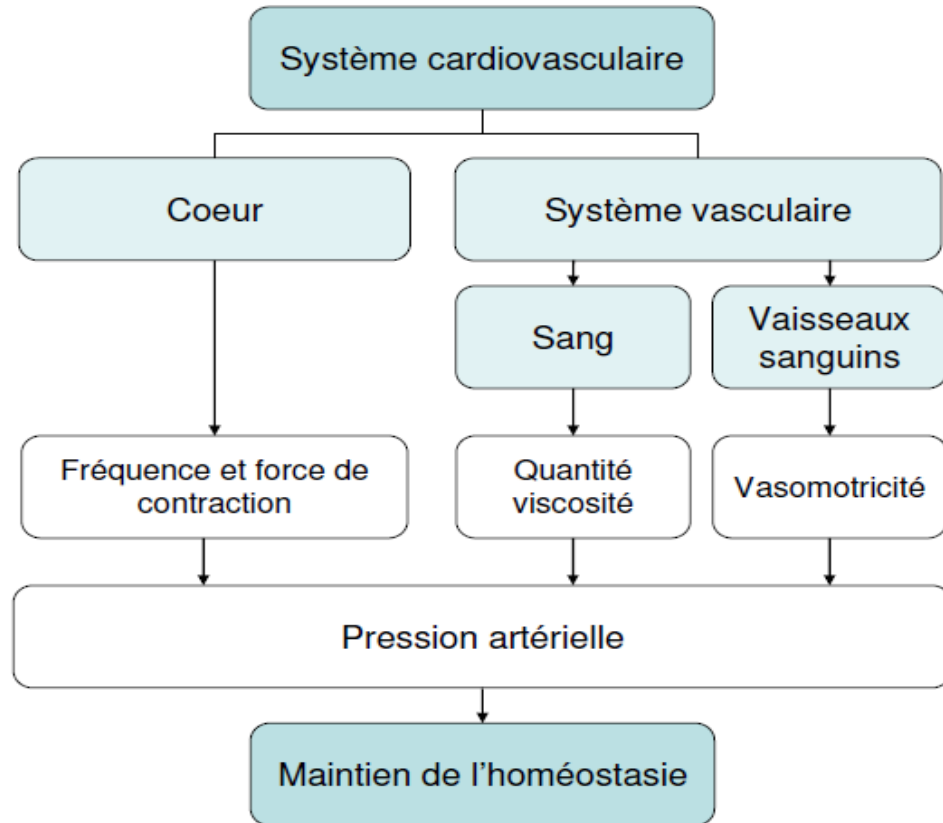
Le cœur constitue l'organe moteur du système cardiovasculaire, dont le rôle est de fournir la pression nécessaire à la circulation sanguine [11].

Le cœur propulse le sang à travers des milliers de kilomètres de vaisseaux sanguins et est conçu pour accomplir cette tâche.

En circulant dans les tissus du corps, le sang fournit les nutriments et l'oxygène au liquide interstitiel puis aux cellules. En même temps, il recueille les déchets, le gaz carbonique et la chaleur [12].

Le fonctionnement du cœur se base sur l'enchaînement temporel d'événements mécaniques et électriques complexes régulés de manière dynamique. L'activité cardiaque est cyclique, la séquence de tous ces événements qui la composent dure une seconde environ au repos. Elle se répète durant toute la vie, assurant une circulation sanguine et une oxygénation incessantes. Ainsi, un cœur moyen pompe environ 6 litres de sang par minute, soit près de 220 millions de litres de sang en 70 ans de vie [4].

La principale mission du système cardio-vasculaire (SCV), la fourniture d'oxygène et de nutriments aux différents tissus de l'organisme, est assurée par une double circulation sanguine, systémique (du cœur vers les tissus par les artères et retour par les veines) et pulmonaire (du cœur vers le poumon et retour), chacun de ces deux compartiments étant mis en mouvement par la pompe cardiaque correspondante (ventricule gauche ou droit) [13].



**Figure (I.4)** Représentation schématique du système cardiovasculaire. [4]

### ***1.4.1* Le réseau vasculaire :**

Le réseau artériel de la grande circulation est un circuit à haute pression, il conduit le sang oxygéné à travers le corps dans des vaisseaux sanguins appelés, selon leurs tailles, artères, artérioles ou capillaires artériels **Figure (I.5)**. Ce dernier niveau est constitué de multiples petites ramifications qui facilitent le transfert de l'oxygène du sang aux organes. Le sang, devenu pauvre en oxygène, revient au cœur par les veines caves, puis est envoyé par les artères pulmonaires dans la petite circulation où il est oxygéné dans les poumons. Le réseau veineux est le principal réservoir de sang : il contient environ 70% du volume total, qui est de 5 à 6 litres pour un adulte [1].

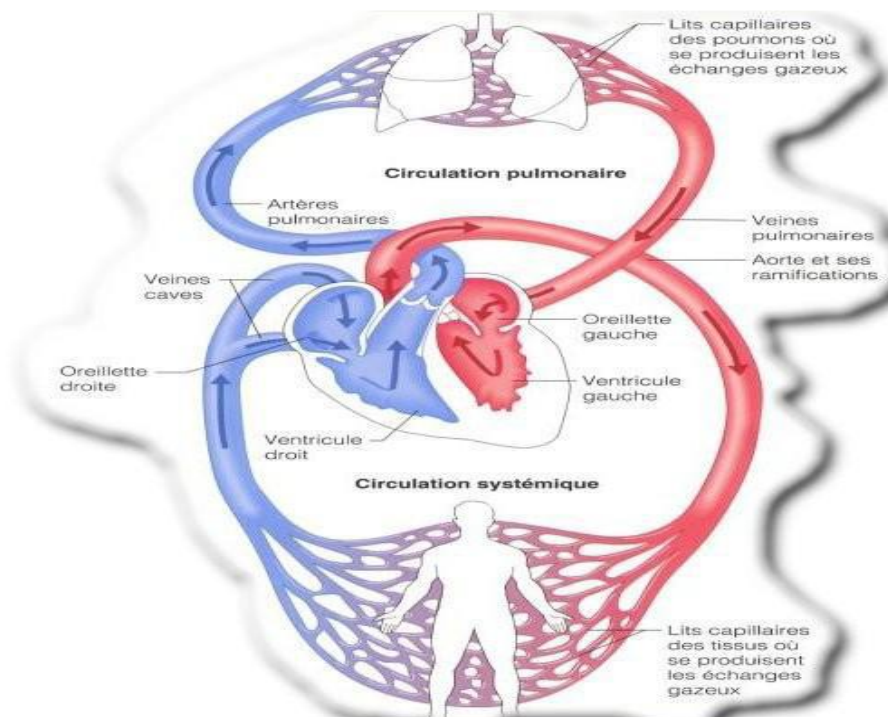
Sa fonction principale est de permettre une communication entre les différents organes, tissus, cellules de l'organisme. Les vaisseaux constituent un système de conduction. On distingue les artères qui sont, par définition anatomique, des vaisseaux qui partent du cœur vers les organes, les veines partent des organes vers le cœur. Les

capillaires se situent entre les artères et les veines : ce sont de tous petits vaisseaux (quelques  $\mu\text{m}$  de diamètre) qui sont le lieu exclusif des échanges entre le sang et les cellules. Il n'existe aucun échange au niveau des artères et des veines avec les cellules environnantes [5].

Le circuit sanguin est présente schématiquement par la **Figure( I.4)**. Du sang dépourvu, d'oxygène par son passage dans le corps entre dans l'oreillette droite par deux veines caves, supérieure et inférieure. Il traverse ensuite le ventricule droit d'où il est éjecté dans l'artère pulmonaire vers les poumons. Ce cycle correspond à la circulation dite pulmonaire, ou la petite circulation [4].

Après avoir perdu son dioxyde de carbone et être réoxygéné dans les poumons, le sang passe par les veines pulmonaires vers l'oreillette gauche. De là, le sang oxygéné entre dans le ventricule gauche. Celui-ci est la chambre pompant principale, ayant pour but d'expulser le sang oxygéné par l'aorte vers toutes les parties du corps, sauf les poumons. On parle alors de circulation dite systémique ou générale [4].

Le cœur pulsant le sang de manière synchrone dans les circulations pulmonaire et systémique qui rétroagissent sur son fonctionnement et adaptant le débit sanguin qu'il produit aux besoins de l'organisme grâce à un système de régulation nerveux et humoral [6].



**Figure (I.5)** Schéma du circuit sanguin. La couleur bleue indique que le sang est pauvre en oxygène tandis que la couleur rouge correspond au sang charge en oxygène. [14]

### **1.4.2 La circulation systémique :**

La circulation systémique, encore appelée grande circulation prend naissance dans le cœur gauche par une seule et grosse artère, l'aorte. Lorsque le sang quitte le cœur gauche, celui-ci est riche en oxygène. L'aorte se divise ensuite en artères de plus en plus petites, les artérioles qui elles-mêmes se divisent en vaisseaux encore plus petits dans les tissus, les capillaires. A la sortie des tissus, les capillaires se lient pour former les veinules, puis en vaisseaux plus gros et moins nombreux, les veines. Le sang redevenu pauvre en oxygène par la consommation des tissus arrive alors au cœur droit par deux grosses veines, la veine cave supérieure qui est issue des membres supérieurs et la veine cave inférieure issue des membres inférieurs. La circulation systémique se divise donc en deux circuits : la circulation artérielle et la circulation veineuse [11].

Elle comporte des artères, des capillaires, des veines et des lymphatiques [6].

#### **a- Les artères :**

Les ventricules livrent le sang aux grandes artères sous forte pression (pression systolique). Pour accommoder une telle pression, la paroi de ces artères doit pouvoir être étirée ; elles sont alors dotées de propriétés élastiques. Les artères les plus importantes sont : l'artère pulmonaire, qui conduit le sang du ventricule droit vers les poumons, l'artère aorte et les grosses artères qui conduisent le sang vers la périphérie.

#### **b- Les petites artères ou artérioles :**

Une fois le sang artériel distribué aux organes par les artères musculaires, les artérioles en réduisent la pression pour le livrer à des vaisseaux à mince paroi sans briser celle-ci, les capillaires.

#### **c- 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 [15].

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.

**d- Les veinules :**

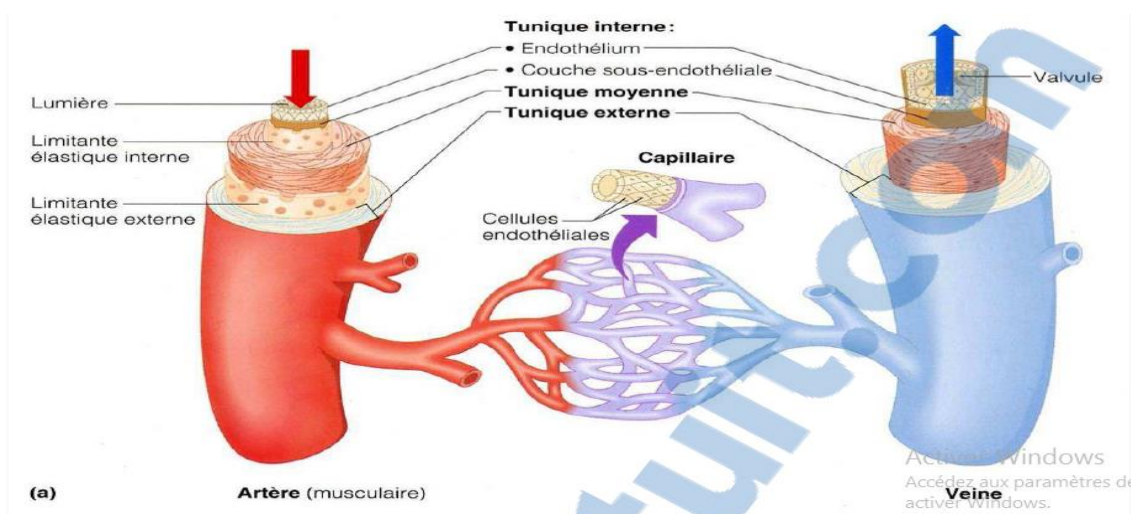
Elles font suites aux capillaires et sont chargées du retour du flux sanguin en direction du cœur.

**e- Les veines :**

Elles naissent du côté efférent du système capillaire. Toutes les veines formées convergent ensuite vers deux gros troncs terminaux, les veines caves supérieure et inférieure, qui se jettent dans l'oreillette droite. Elles ferment le circuit sanguin et ont pour fonction de ramener le sang à l'oreillette droite du cœur [4].

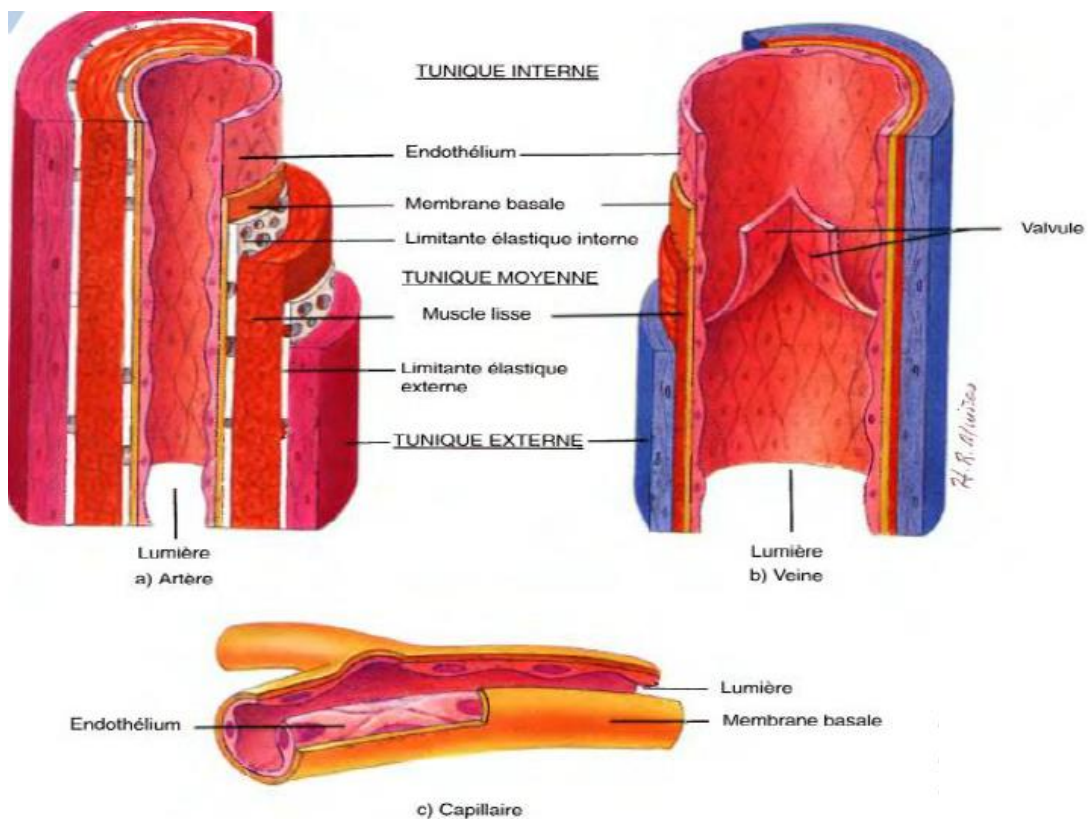
**f- Les lymphatiques :**

Ce sont des vaisseaux issus des espaces péricapillaires 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 [6].



**Figure (I.6) Structure de la veine et l'artère. [5]**

Les propriétés viscoélastiques des gros troncs artériels jouent un rôle essentiel dans l'hémodynamique cardiovasculaire, l'aorte et les grosses artères ont non seulement la fonction de conduire le sang oxygéné du cœur jusqu'aux organes périphériques, mais également une fonction d'amortissement, qui consiste à amortir la pulsativité de la pression artérielle provenant de l'éjection systolique du ventricule gauche. Chaque révolution cardiaque alterne une phase de contraction ventriculaire, pendant laquelle un certain volume de sang est brutalement jeté dans le système artériel (temps systolique), à une phase de relâchement (temps diastolique), qui permet le remplissage ventriculaire après la systole [16].



**Figure (I.7)** Structure des vaisseaux sanguins. [3]

### **I.4.3 La circulation pulmonaire :**

Son organisation générale est identique à celle de la circulation systémique. Se succèdent le secteur artériel pulmonaire issu du ventricule droit, les capillaires puis les veines pulmonaires amenant le sang à l'oreillette gauche [6].

Le départ du sang pour les poumons prend naissance à partir du cœur droit par une grosse artère unique, l'artère pulmonaire qui se divise au-dessus du cœur en deux artères dont chacune se dirige vers un poumon. Arrivé dans les poumons, le sang pauvre en oxygène est réoxygéné au niveau des alvéoles et regagne le cœur gauche par les veines pulmonaires pour se vider dans l'oreillette gauche.

Normalement la quantité de sang pompée dans les circuits pulmonaires et systémiques sont égaux, ce qui revient à dire que le cœur droit pompe la même quantité de sang que le cœur gauche. C'est seulement quand le débit sanguin subit des variations que ces volumes diffèrent l'un de l'autre, et ceci de façon momentanée [11].

#### **I.4.4 La circulation artérielle :**

La fonction circulatoire répond à trois principes fondamentaux :

**a-** 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.

**b-** 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.

**c-** La pression artérielle est contrôlée de façon indépendante du contrôle du débit sanguin local et du contrôle du débit cardiaque.

#### **I.4.5 La circulation veineuse :**

Les veines constituent le dernier ensemble de conduits que le sang désoxygéné doit emprunter pour regagner le cœur droit [11].

Les propriétés hydrodynamiques des veines sont celles de tubes déformables collabables (susceptible de s'écraser), susceptibles de se gonfler quand la pression transmurale est positive et de s'affaisser quand elle devient négative. La déstensibilité des veines est grande et leur capacité peut varier dans de grandes proportions dans un intervalle de pressions physiologiques [15].

Les veines remplissent différents rôles importants dans la fonction circulatoire, de par leur capacité à se dilater ou se contracter, à stocker de grandes quantités de sang, de

propulser le sang vers le cœur grâce à la pompe veineuse et même dans une certaine mesure de réguler le débit cardiaque. La pression auriculaire droite est régulée par le jeu d'un équilibre entre, d'une part la capacité du cœur à évacuer le sang de l'oreillette droite et d'autre part l'énergie avec laquelle le sang afflue dans l'oreillette droite à partir des vaisseaux périphériques.

Les mêmes facteurs qui régulent la pression auriculaire droite interviennent dans la régulation du débit cardiaque, puisque la quantité de sang pompé par le cœur dépend à la fois de l'aptitude cardiaque à pomper et de la capacité à se remplir [8].

### **1.5 Cycle cardiaque :**

Le cycle est le résultat des phénomènes liés à l'activation qui se reproduisent de façon cyclique. Le fonctionnement du cœur qui présente périodiquement des changements de forme provoqués par le resserrement et la dilatation des cavités. Celui-ci consiste à deux phénomènes majeurs : les phénomènes de contraction (systole) et de relâchement (diastole). [10]

#### **a- La systole auriculaire :**

Correspond à la contraction au cours de laquelle les oreillettes se contractent et éjectent du sang vers les ventricules. À la fin du remplissage, les valves auriculo-ventriculaires se ferment et la systole peut débuter. Ceci évite un reflux du sang vers les oreillettes. La fermeture de ces valves produit le son du battement du cœur.

#### **b- La systole ventriculaire :**

Implique la contraction des ventricules, expulsant le sang vers le système circulatoire. Une fois le sang expulsé, les deux valves sigmoïdes - la valve pulmonaire à droite et la valve aortique à gauche se ferment.

#### **c- La diastole :**

Est la relaxation de toutes les parties du cœur durant laquelle les valves sigmoïdes étant fermées et les valves auriculo-ventriculaires ouvertes, La phase de diastole peut alors s'établir de nouveau.

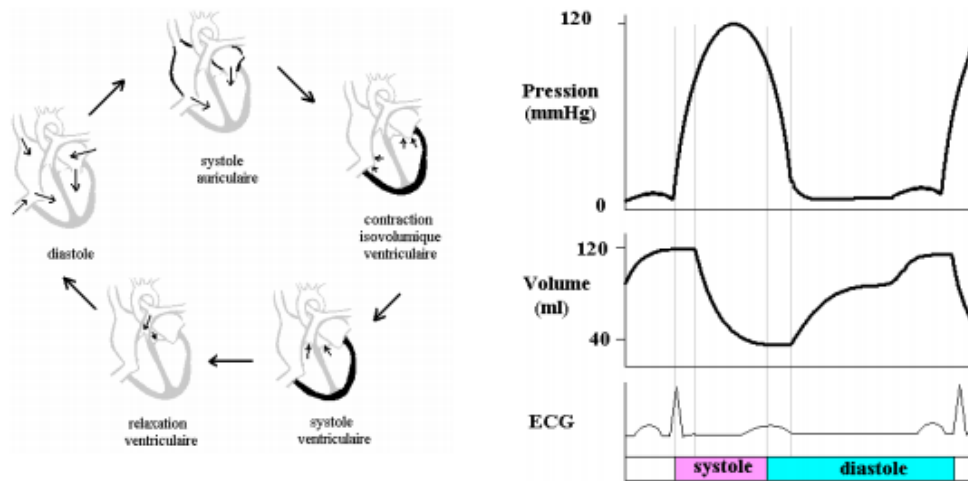


Figure (I.8) Le cycle cardiaque. [10]

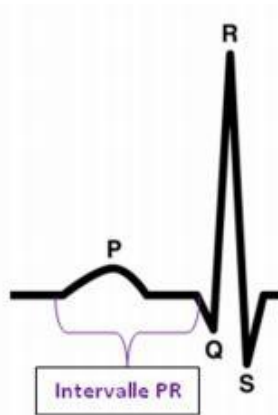
### 1.5.1 Fonctionnement électrique du cœur :

Dans le cœur la contraction est provoquée par une impulsion électrique, on parle alors de l'activité électrique du cœur. Le courant électrique prend naissance dans un point précis du cœur appelé nœud sinusal, situé au sommet de l'oreillette droite. Cette impulsion arrive alors aux oreillettes provoquant la systole qu'est suivie d'une diastole. Une onde P va apparaître (la première onde détectée) quand l'influx se propage au myocarde auriculaire. [9]



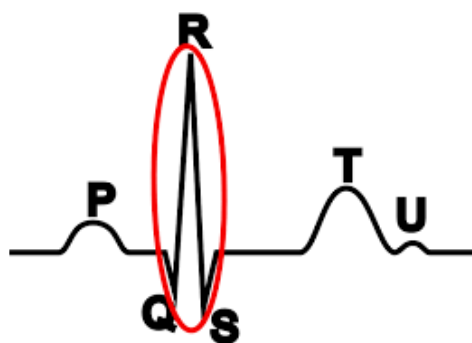
Figure (I.9) L'onde P. [18]

L'influx se propage ensuite vers le nœud auriculo-ventriculaire (AV) situé entre les oreillettes et les ventricules, proche de la valve septale tricuspide. Cette propagation correspond à un intervalle appelé l'intervalle PR présenté par un espace entre le début de l'onde P et le début de l'onde suivante R, il définit le période nécessaire au cours de laquelle l'influx va traverser les oreillettes et nœud auriculo-ventriculaire (AV).



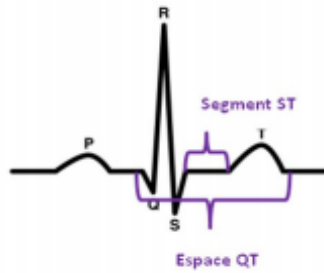
**Figure (I.10)** L'intervalle PR. [18]

Le courant progresse dans le faisceau de HIS Celui-ci se divise en deux partie (les branches du faisceau de His) une pour le ventricule droit, l'autre pour le ventricule gauche. Les voies de conduction se terminent par les fibres du réseau de Purkinje. La traversée du faisceau de His est à l'origine de la dépolarisation des deux ventricules, cette dépolarisation correspond au complexe QRS enregistré. Il est positif ou négatif selon que l'onde R ou S est dominante.



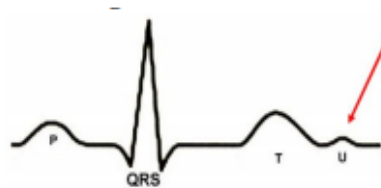
**Figure (I.11)** Le complexe QRS. [18]

Le segment ST représente le temps nécessaire dans le quelle le myocarde n'est traversé par aucun influx. Il commence à la fin de l'onde S jusqu'au début de l'onde T. Ensuite l'onde T correspond la répolarisation du myocarde ventriculaire. Cette répolarisation traduit la répositivation de la surface des cellules myocardiques, se fait de l'épicarde vers l'endocarde et L'espace QT situé entre le début de l'onde Q et la fin de l'onde T.



**Figure (I.12)** Segment ST et l'espace QT. [18]

Enfin une onde U peut apparaître après l'onde T qui correspond à une déflexion positive. Elle traduirait la repolarisation ventriculaire lente.

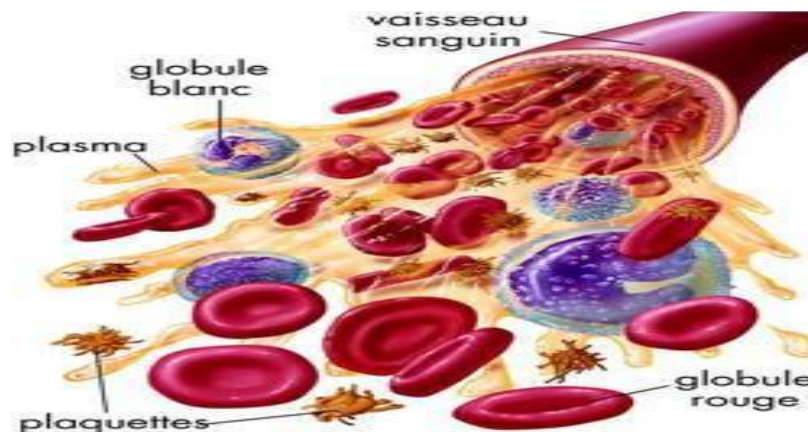


**Figure (I.13)** L'onde U. [18]

## **1.6 La saturation en O<sub>2</sub> :**

### **1.6.1 Le sang :**

Le sang entier se compose de deux parties : le plasma sanguin, liquide aqueux qui contient des substances en solution, représente 55 % du sang et les éléments figurés (globules rouges, globules blancs, plaquettes), des cellules et des fragments cellulaires 45 %. [12]



**Figure (I.14)** les composants du sang. [7]

### ***1.6.2 Les fonctions du sang :***

- Le rôle de la circulation sanguine est pour assurer le transport d'O<sub>2</sub> et les autres nutriments vers tous les tissus de corps humain, et apporter la chaleur et les déchets qu'elles produisent [19].
- Le sang régularise le pH au moyen de systèmes tampons, il règle aussi la température corporelle.
- Le sang protège l'organisme contre les pertes sanguines grâce au mécanisme de la coagulation.

### ***1.6.3 Les propriétés physiques du sang :***

- Le sang est un liquide plus visqueux, plus épais et plus dense (lourd) que l'eau. Le sang circule plus lentement que l'eau et cela tient, en partie, à sa viscosité. On peut vérifier, au toucher, la viscosité ou la propriété « collante » du sang.
- La température du sang est d'environ 38°C, légèrement au-dessus de la température normale du corps. Le sang est légèrement alcalin, son pH se situant entre 7,35 et 7,45.
- Il représente environ 8 % du poids corporel. Le volume sanguin chez un homme adulte de taille moyenne est de 5 à 6 L, et de 4 à 5 L chez la femme [12].

### ***1.6.4 L'écoulement du sang :***

Si une force est appliquée à un liquide, celui-ci se déplace. Il y a écoulement, mouvement du fluide, d'un point vers un autre. Si du fait des frottements, les effets de la force sont annulés, l'écoulement s'arrête. Si une partie du liquide est déplacée, le mouvement est communiqué à l'ensemble du liquide. Un écoulement peut être apprécié en fonction du temps: un volume de liquide s'écoulant pendant une unité de temps est un débit.

Si cette force est produite par une différence de pression, le sens de l'écoulement sera normograde quand le fluide se déplacera du point de pression le plus élevé au point de pression le plus faible.

Si la force qui déplace un liquide est constante l'accélération sera constante, et l'écoulement sera permanent, continu.

Si la force appliquée garde une valeur constante, elle déterminera un écoulement régulier, stable, stationnaire.

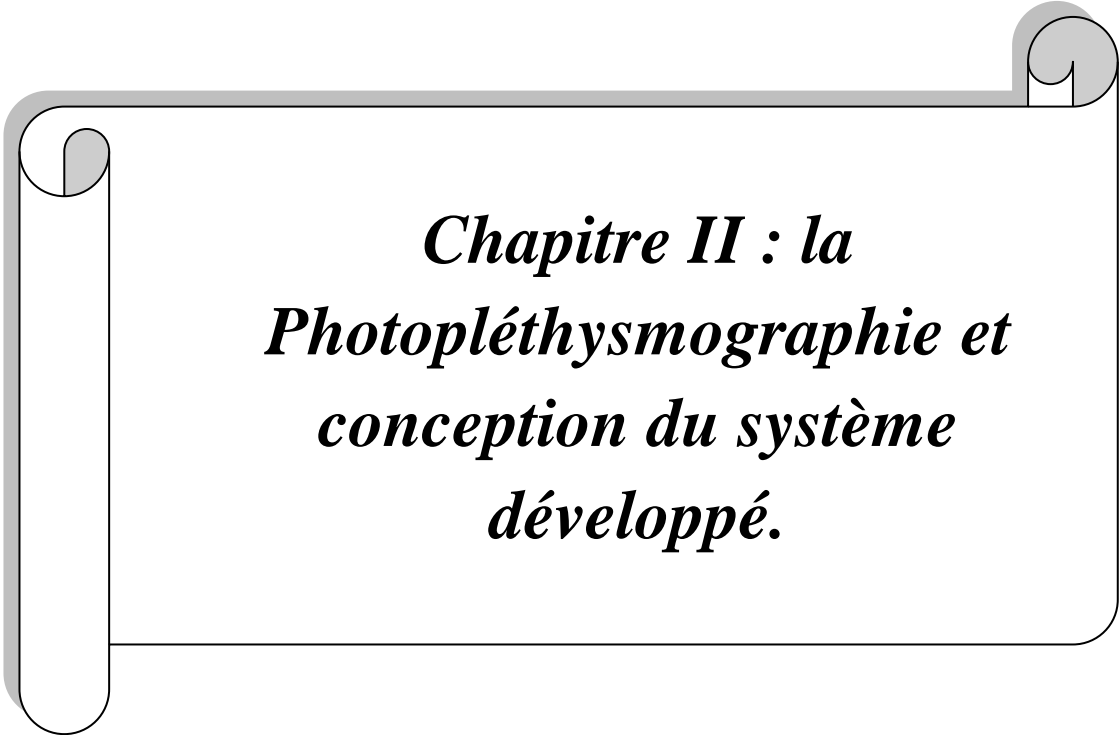
Si au contraire, la force appliquée varie en fonction de temps, même si elle s'exerce de manière régulièrement périodique, elle provoquera un écoulement oscillant ou pulsé, dit instationnaire.

Ces notions générales s'appliquent au déplacement du sang dans les artères.

L'écoulement du sang dans les artères est la conséquence de l'action d'une force, la contraction cardiaque, qui imprime au sang artériel, une accélération [20].

### ***I.7 Conclusion :***

Dans ce chapitre une description générale sur le système cardiovasculaire et son fonctionnement est présentée pour bien comprendre l'origine et la nature des événements cardiaques responsable de l'apparition des signaux électro-physiologiques comme l'ECG le PPG.



***Chapitre II : la  
Photopléthysmographie et  
conception du système  
développé.***

## **II.1 Introduction :**

Les signaux physiologiques sont largement utilisés pour effectuer un bilan médical permettant de surveiller une large gamme de pathologies, généralement liées aux maladies cardio- vasculaires. Parmi ceux- ci, les signaux de photopléthysmographie (PPG) et d'électrocardiographie (ECG) sont les plus utilisés. Les signaux PPG sont une technique de mesure non invasive émergente utilisée pour étudier les pulsations du volume sanguin par la détection et l'analyse du rayonnement optique rétrodiffusé provenant de la peau.

La photopléthysmographie (PPG) est utilisée pour estimer le flux sanguin cutané à l'aide de la lumière infrarouge.

Les chercheurs de différents domaines scientifiques s'intéressent de plus en plus au PPG en raison de ses avantages en tant qu'outil de diagnostic non invasif, peu coûteux et pratique. Traditionnellement, il mesure la saturation en oxygène, la pression artérielle, le débit cardiaque et pour évaluer les fonctions autonomes. De plus, la PPG est une technique prometteuse pour le dépistage précoce de diverses pathologies athéroscléreuses et pourrait être utile pour une évaluation régulière par un médecin généraliste, mais une compréhension complète de la valeur diagnostique des différentes caractéristiques fait encore défaut. Des études récentes mettent l'accent sur les informations potentielles intégrées dans le signal de forme d'onde PPG et méritent une attention particulière pour ses applications possibles au- delà de l'oxymétrie de pouls et du calcul de la fréquence cardiaque. Par conséquent, cette vue d'ensemble traite des différents types d'artefacts ajoutés au signal PPG, des caractéristiques de la forme d'onde PPG et des index existants à évaluer pour les diagnostics.

## **II.2 Historique :**

En 1860, Robert Wilhelm Eberhard Bunsen a découvert le spectroscope qui permettait d'analyser la composition de la lumière par leur longueur d'ondes.

En 1930 La technologie d'oxymétrie de pouls était disponible, mais elle a été limitée dans son utilisation, car à l'époque elle était lourde et encombrante. [21]

En 1932, attendu le but de la découverte de l'oxygène dans des cuvettes avec du sang et au niveau de l'oreille, la peau et les doigts ; NICOLAÏ introduit l'analyse spectrophotométrique de la saturation d'O<sub>2</sub>.

En 1935, Karl Matthes développa le premier appareil pulsatile qui permit le monitoring continu et non invasif de la saturation en oxygène de l'hémoglobine artérielle a eu lieu. Il mesurait au niveau de l'oreille la saturation en oxygène avec l'échauffement des tissus à 41 °C pour augmenter le flux sanguin.

En 1970, les scientifiques de Hewlett-Packard ont développé le premier appareil commercialisé. [22]

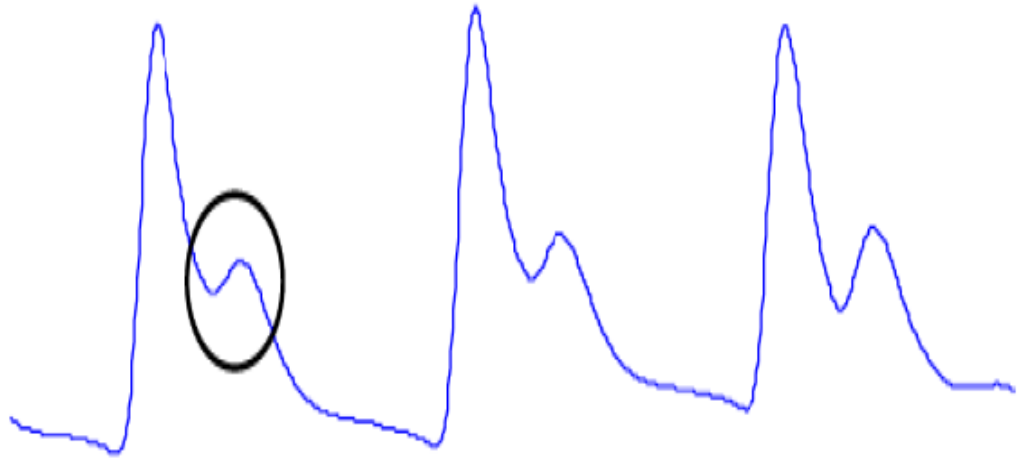
En 1974, Takuo Aoyagi découvre que la saturation pléthysmographique en O<sub>2</sub> (SpO<sub>2</sub>) pouvait être mesurée avec les analyses des pulsations de signaux lumineux qui traversent les tissus. Cette découverte est à l'origine des oxymètres de pouls modernes.

En 1982, La commercialisation du premier oxymètre de pouls à usage routinier avec le Nellcor N- 100.

Aujourd'hui, le PPG fournit une méthode simple, non invasive, peu coûteuse et portable, favorisant une surveillance en permanence de la saturation en oxygène et de la fréquence cardiaque avec une bonne précision. [23]

### **II.3 La Photopléthysmographie(PPG) :**

Le mot pléthysmographe est une combinaison de deux mots grecs anciens "plethysmos" qui signifie augmentation et "graphique" qui est le mot pour écrire et est une méthode permettant de mesurer une large variété de paramètres physiologiques pour un coût relativement faible. Cette technologie utilise l'absorption de la lumière par le sang pour estimer notamment le rythme cardiaque d'une part, et la saturation en oxygène d'autre part. [wikipedia]



**Figure(II.1)** Forme de signale PPG. [24]

### **II.3.1 Principe de Photopléthysmographique (PPG) :**

Le tracé photopléthysmographique découle de la modification de l'atténuation de la lumière, par l'énergie transmise ou réfléchiée par les tissus sur lesquels la lumière a été appliquée.

La Photopléthysmographie montre une corrélation très étroite entre la composante pulsatile de l'écoulement du sang dans le doigt et le changement de l'absorption de lumière [25]

Il est possible de séparer les deux composantes principales de la forme d'onde du pléthysmogramme (à savoir, le flux artériel et le flux veineux) [26]

Dans ce cas, alors on peut extraire des informations non invasives sur la fonction cardiaque, le système vasculaire et le flux sanguin. [27]

Cependant quand la sonde est attachée au bout du doigt ou le lobe de l'oreille, les pulsations sont détectées presque exclusivement à partir du lit capillaire cutané [28]

Le facteur qui règle la circulation sanguine de la peau aura un effet profond sur le photopléthysmographie.

La compréhension de ces facteurs indique que les informations contenues dans le pléthysmogramme est d'une grande importance. Comme cela était précisé précédemment, le photopléthysmogramme résulte de l'effet d'absorption de lumière à travers les lits capillaires.

Différentes sources peuvent causer cette variation, on peut citer :

- Changements dans la quantité de sang au voisinage de la sonde.
- orientation d'érythrocyte ou l'hématie (du grec erythro : rouge et cyte : cellule).
- concentration d'érythrocyte.
- formation des rouleaux erythrocyte.
- la vitesse locale du sang.
- la distance qui sépare la source de lumière du détecteur.
- le flux artériel et veineux.

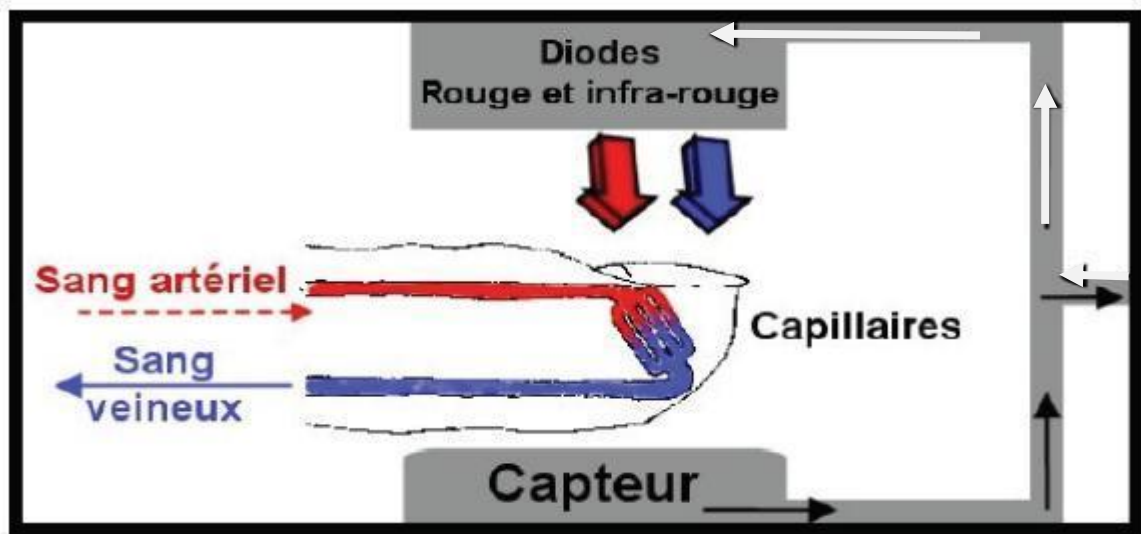
Le montant total du flux sanguin dans la peau chez les hommes varient de 20 ml / min dans le froid jusqu'à 8 L / min dans un endroit chaud. La raison en est que la fonction principale des vaisseaux sanguins cutané est la thermorégulation. Autres mécanismes de réflexes ont également un effet sur le débit sanguin cutané.

Ils comprennent des barorécepteurs (un récepteur présent dans la couche de tissu élastique des vaisseaux sanguins. Ils sont sensibles à la pression artérielle), Chimiorécepteurs, les deux médiations humorale systémique et locale, et le centre du cerveau. Et le médicament peut aussi agir directement sur les vaisseaux sanguins ou par l'intermédiaire des voies de reflexe.

### **II.3.2 Technique de mesure :**

La forme la plus basique de PPG utilise des capteurs optiques pour mesurer la différence relative de la réflectance lumineuse (ou absorption) lorsque le volume des vaisseaux sanguins change sous l'impulsion du cœur. L'acquisition du photopléthysmogramme repose sur un 17 assemblage de deux composants optoélectroniques, Un émetteur de la lumière infrarouge à une longueur d'onde 920 nm qui sera absorbé par l'hémoglobine saturé ou un émetteur de lumière rouge à 660 nm de longueur qui sera absorbé par l'hémoglobine (Hb) réduite, qui sont intégrés dans les capteurs pour être placés en contact direct avec le site de mesure, et un récepteur de lumière pour capter de fines variations au niveau de la lumière reflétée par la peau entraînées par les fluctuations du volume sanguin. Une photodiode est installée à proximité de la diode émettrice pour enregistrer ces légères oscillations d'intensité dues aux variations de l'absorption de la lumière par les hémoglobines oxygénées (HbO<sub>2</sub>) qui permettent de déterminer la différence d'absorption de la

lumière pour Hb saturé et réduite. Cette différence est traduite en pourcentage qui correspond à la saturation de la Hb artérielle ( $SpO_2$ ). [29]



Figure(II.2) Le principe photopléthysmographie PPG. [30]

### II.3.3 Critères pour le choix de la longueur d'onde :

Différentes raisons contribuent au choix le plus courant pour les longueurs d'onde utilisées dans la photopléthysmographie. En effet les pigmentations rouges de la peau absorbent une grande quantité de lumière à des longueurs d'onde plus courte que 600 nm, mais la mesure de l'absorbance de lumière dans cette gamme n'est pas souhaitable.

La grande différence dans les coefficients d'extinction de l'hémoglobine oxygénée et aussi l'hémoglobine réduite conduit à un changement de l'absorbance de la lumière de manière significative, même si la saturation en oxygène change légèrement. Un bon choix alors pour une longueur d'onde dans le rouge est 660 nm compte tenu de la différence importante dans les coefficients d'extinction.

Une autre question peut être posée pour le choix de longueur d'onde celle relative à la planéité des spectres d'absorption.

Donc le choix de la longueur d'onde pic est à prendre en considération de la LED qui se traduira par un pourcentage d'erreur.

Les spectres d'absorption de l'hémoglobine oxygénée et l'hémoglobine réduit sont relativement stables à 660 et 940 nm. [31]

Mannheimer et al ont montré que les capteurs fabriqués avec 735 et 890 nm permettent de lire avec plus de précision les faibles saturations, alors que 660 nm et 990 permettent de lire avec plus de précision les hautes saturations. [32]

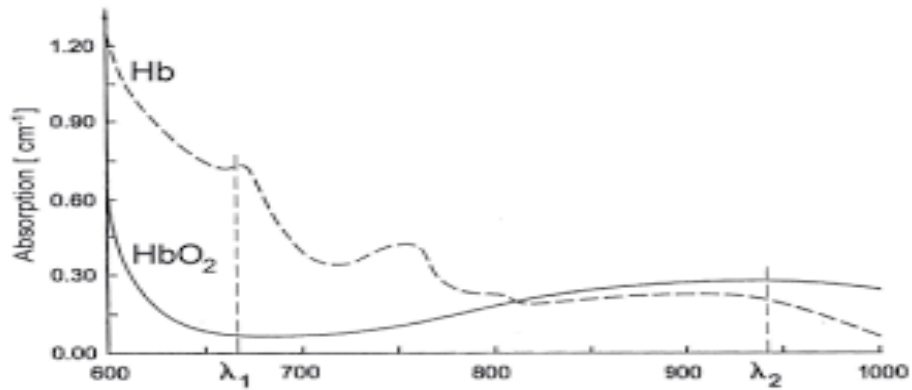
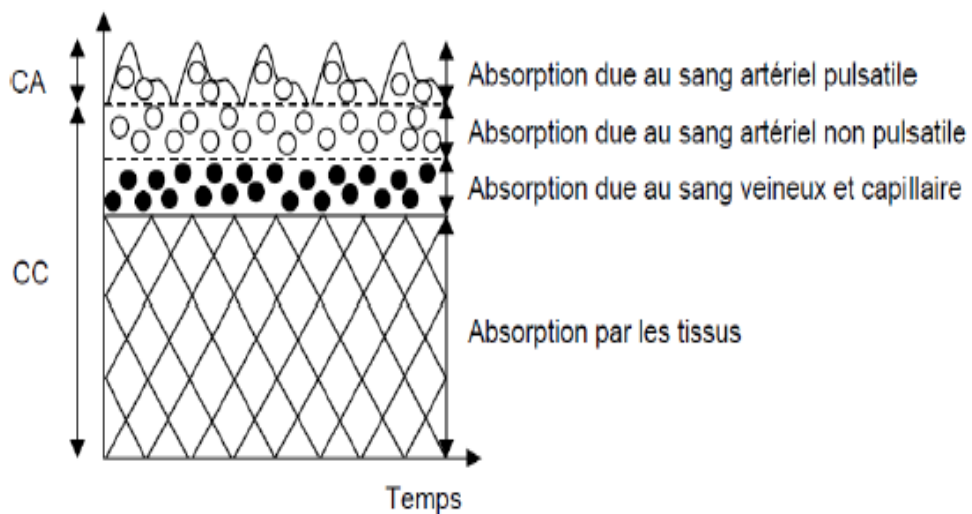


Figure (II.3) spectres d'absorption de l'hémoglobine oxygénée et l'hémoglobine.

#### II.4 La pulsation du sang : [33]

La lumière qui traverse les tissus biologiques (par exemple, le doigt ou lobe de l'oreille) est absorbée par les différentes substances absorbantes. Les premiers absorbeurs de lumière dans la région d'intérêt sont les pigmentations de la peau, les os et le sang artériel et veineux.

Au lieu de faire les mesures sur le sang in vitro avec un échantillon de sang artériel et d'un spectrophotomètre, la photopléthysmographie sur le doigt utilise la pulsation artérielle. La Figure illustre la quantité de lumière transmise et absorbée dans les tissus vivants en fonction du temps Figure(II.3).



**Figure(II.4)** Représentation simplifiée de l'absorption de la lumière par les tissus vivants ; le sang artériel (Composante alternative ca) est le seul composant pulsatile, la composante continue (cc) étant la somme de toutes les absorptions non pulsatiles. [30]

Les artères contiennent plus de sang pendant la systole que pendant la diastole, et donc, leur diamètre augmente à cause de l'augmentation de pression. Cet effet ne se produit que dans les artères et les artérioles, mais pas dans les veines. L'absorbance de la lumière dans les tissus augmente au cours de la systole principalement en raison de la plus grande quantité de substances (hémoglobine), et au fait que la longueur du chemin optique  $D$  dans les artères augmente. Cette alternance d'absorption nous permet de faire la différence entre l'absorbance à cause de sang veineux, d'une partie constante du sang artériel et d'autres composants non pulsatile, tels que les pigmentations de la peau (composante CC de l'absorption totale) et de l'absorption due à la composante pulsatile du sang artériel (composante AC). L'alternance de la lumière absorbée par le tissu vivant généralement ne dépasse pas 1% à 2% de la constante d'absorption de la composante CC.

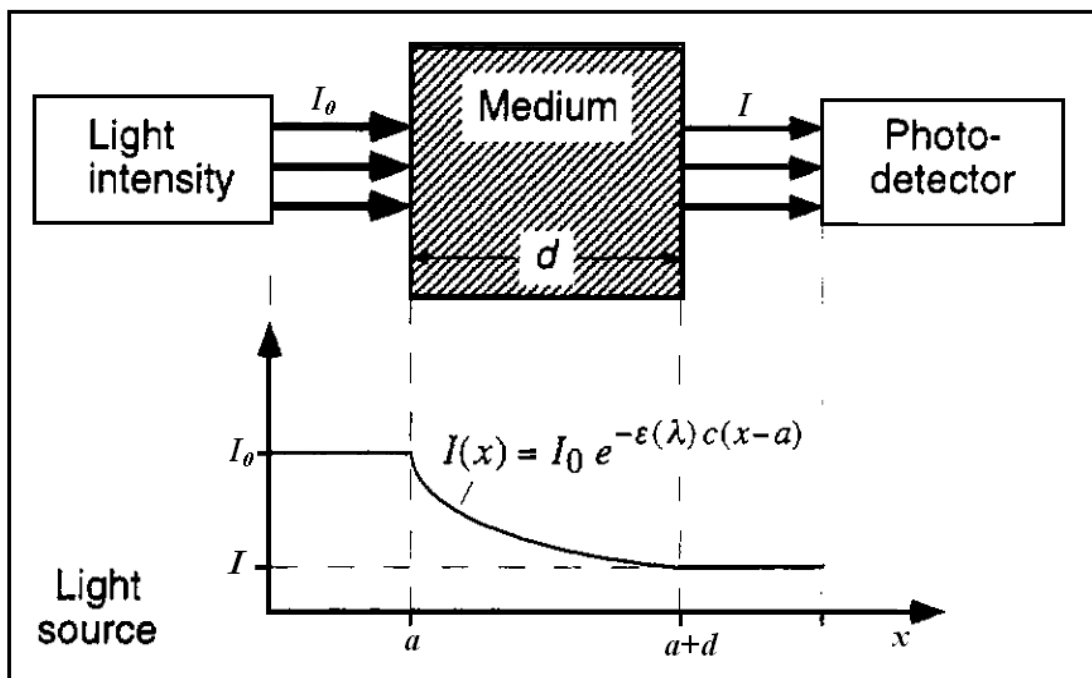
L'intensité de la lumière passant à travers les tissus au cours de la diastole est élevée, Les absorbeurs qui sont présents pendant la diastole sont les éléments CC. Le diamètre des vaisseaux artériels est minime, et donc l'absorption due à l'hémoglobine artérielle est minime et la quantité de la lumière transmise est élevée.

## II.5 La loi de Beer :

La loi de Beer (également dénommée Beer-Lambert ou la loi de Bouguer) décrit l'atténuation de la lumière à travers un milieu de transmission uniforme contenant une substance absorbante. Si la lumière monochromatique d'une intensité  $I_0$  irradie le milieu, une partie de cette lumière est transmise par le substrat tandis qu'une autre partie est absorbée. L'intensité  $I$  de la lumière qui traverse le substrat diminue exponentiellement avec la distance selon l'équation 2.1 ci-dessus :

$$I = I_0 e^{-\epsilon \lambda(cd)} \dots\dots\dots (2.1)$$

Ou  $\varepsilon(\lambda)$  est le coefficient d'extinction de l'absorption d'une substance à une longueur d'onde ( $\lambda$ ),  $c$  : la concentration de la substance dont l'absorption est constante dans le milieu, et  $d$  : la longueur du chemin optique à travers le support (voir équation 1.1). La concentration  $c$  est mesurée en  $\text{mmol L}^{-1}$  et le coefficient d'extinction est exprimé en  $\text{L mmol}^{-1}\text{cm}^{-1}$ . La loi de Beer est fondée sur la propriété que la somme de la lumière transmise et absorbée égale la lumière incidente. Elle ne tient pas compte des processus physiques qui comprennent la réflexion de la lumière à la surface ou dans le tissu ou la dispersion de la lumière dans le substrat. la **Figure(2.4)** ci dessous décrit la loi du Beer-Lambert. En effet la lumière incidente d'intensité  $I_0$  parcourt la distance ( $d$ ) à partir d'une source de lumière sans être absorbée dans l'air. L'intensité lumineuse diminue exponentiellement avec la distance dans le milieu absorbant. L'intensité de la lumière transmise  $I$  est déterminée par la loi de Beer. Elle reste constante après la sortie du milieu de longueur  $d$  du chemin optique. Elle peut être mesurée par un photodétecteur. [34]



**Figure(II.5)** La loi de Beer-Lambert. [35]

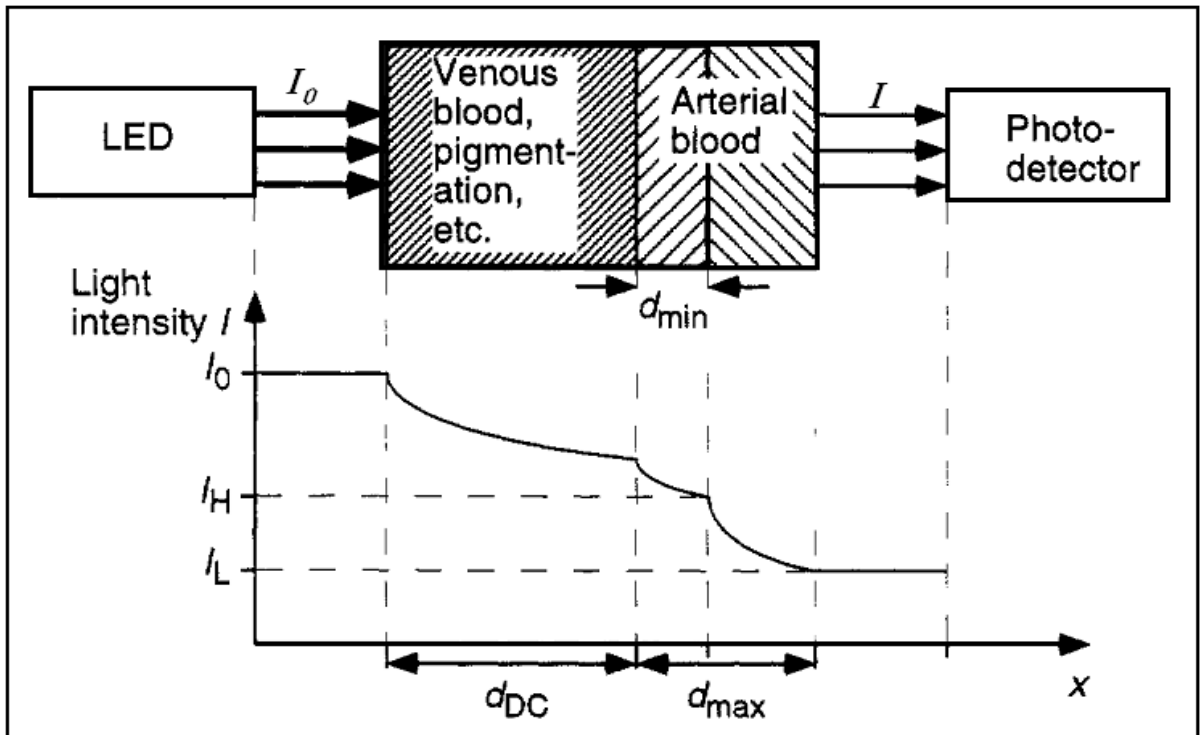
### **II.5.1 Validation de loi de Beer dans la photopléthysmographie :**

La lumière Incidente qui passe par le tissus humains n'est pas seulement divisée en lumière absorbée et transmise telle que proposée par la loi de Beer. Certaines parties de la lumière se reflètent et d'autres sont dispersées. La lumière réfléchie à la surface de la peau et la lumière absorbée par le tissu (on exclut la pulsation artérielle) sont surmontés en utilisant la forme d'onde Pléthysmographique. Toutefois, la surface de la peau, les tissus, les muscles, l'os, et en particulier le sang cause l'augmentation de l'absorption de la lumière. Le sang est un liquide non homogène, avec une absorption non linéaire de la lumière, par exemple, la concentration de l'hémoglobine change. [36]

La variation d'absorbance en lumière n'est pas entièrement due à l'augmentation de la longueur du chemin optique au cours de la systole. Si le changement de diamètre, a été la seule raison, l'écart serait beaucoup moins.

La raison est un changement dans l'axe des globules rouges, qui change ainsi leur absorption.

Les globules rouges ont la forme d'un disque biconcave. Leur diamètre est aligné parallèlement à la direction de l'écoulement du sang au cours de la diastole et s'aligne perpendiculairement à la direction de l'écoulement au cours de la systole. Par conséquent, la longueur du chemin optique est plus grande au cours de la systole et augmente l'absorbance de la lumière. Même la réflexion de la lumière change avec l'axe des globules rouges, ce qui est important pour l'utilisation des sondes de réflexion. En raison de ces propriétés, l'absorption et la réflectance du sang en mouvement varient dans le cycle cardiaque et avec la vitesse du flux sanguin. [31]



Figure(II.6) La loi de Beer dans la photopléthysmographie. [36]

### II.5.2 L'absorption de lumière dans le sang :

Malheureusement, la loi de Beer ne s'applique pas pour le sang total. L'absorbance de la lumière n'est pas simplement proportionnelle à la concentration de l'hémoglobine ou à la longueur du chemin optique. La loi de Beer n'assume aucune diffusion de la lumière, ce qui n'est pas vrai dans le sang, outre le fait que les LED n'émettent pas de lumière monochromatique. Shymada et Yoshida ont vérifié que l'influence de la diffusion multiple ne peut être surmontée en soustrayant de la DC comme cela était prévu. [37]

Kramer et al a déclaré que l'absorption de lumière due à l'oxyhémoglobine et l'hémoglobine réduite est augmentée dans le sang par rapport au sang hémoglobine par des facteurs de l'ordre de cinq. [37]

Les raisons de l'augmentation de l'absorbance sont principalement la diffusion et la diffusion multiple. La diffusion de la lumière provoque la déviation d'un faisceau lumineux de sa direction initiale. Elle se produit lorsque la lumière est réfractée par un objet d'une taille similaire à la longueur d'onde de la lumière et un changement dans l'indice de réfraction à l'interface de cet objet. Les longueurs d'onde de la lumière

rouge et infrarouge ont le même ordre de grandeur que les dimensions géométriques de globules rouges (environ 7  $\mu\text{m}$  de diamètre). La discontinuité de l'indice de réfraction à l'interface entre le plasma et la grande proportion des globules rouges qui augmente la diffusion moyenne de la lumière dans le sang. La lumière est dispersée une fois, elle sera dispersée probablement de nouveau par les cellules et donc c'est la diffusion multiple qui se produit [38]

. La diffusion multiple augmente la longueur du chemin optique et donc une augmentation de l'absorbance.

L'intensité de la lumière diffusée par les tissus dépend de plusieurs facteurs tels que la concentration des globules rouges dans le sang, la taille, la forme, l'orientation et l'indice de réfraction de la dispersion des particules, l'épaisseur des tissus, et l'ouverture du cône du détecteur.[39]

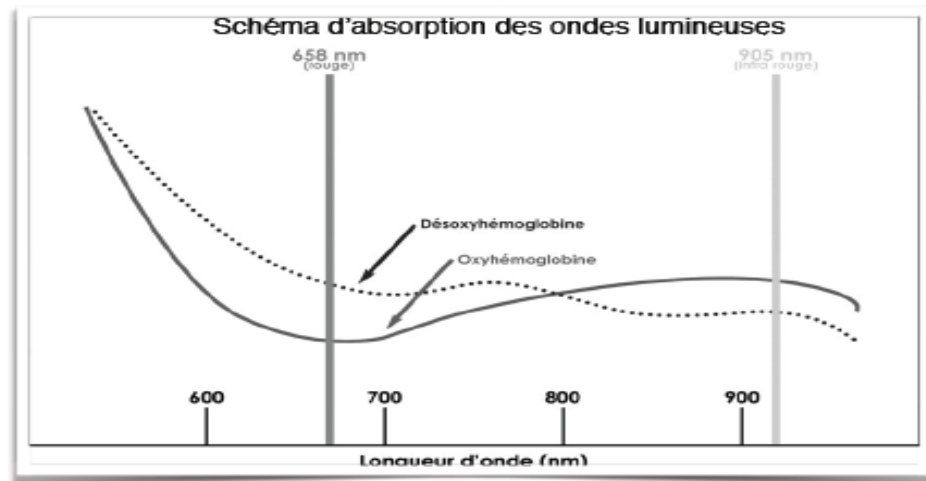
L'épaisseur du tissu, la distance entre la LED et la photodiode et la concentration de l'hémoglobine varient de patient à patient ainsi que la forme et l'orientation des globules rouges est irrégulière. Ainsi, il est difficile de développer un modèle physique qui peut être utilisé dans des circonstances différentes.

### **II.5.3 Coefficient d'extinction d'hémoglobine :**

L'hémoglobine est le principal absorbeur de lumière dans le sang humain à des longueurs d'onde utilisées dans les systèmes de mesure. Les caractéristiques d'absorption de l'hémoglobine change en fonction des changements chimiques et la longueur d'onde de la lumière incidente. Bien que l'hémoglobine oxygénée et l'hémoglobine réduite sont les substrats les plus absorbants de lumières dans le sang humain, elles ne représentent pas les deux seules espèces d'hémoglobine dans le sang humain. L'hémoglobine peut se combiner avec d'autres substances comme le monoxyde de carbone ou le sulfure d'hydrogène, qui provoque le changement de couleur. [34]

### II.5.4 Le spectre d'absorption d'hémoglobine (Hb et HbO<sub>2</sub>) :

La composition chimique des différentes espèces d'hémoglobine modifie leurs propriétés d'absorption, comme la montre la **Figure(2.6)**. L'absorbance de la lumière dans la région rouge du spectre est beaucoup plus élevée pour l'hémoglobine réduite que pour l'oxyhémoglobine. L'hémoglobine réduite est plus transparente à la lumière infrarouge que l'oxyhémoglobine.



**Figure (II.7)** Absorption de la lumière par Hb et HbO<sub>2</sub>.

### II.6 Mesure de la saturation d'O<sub>2</sub> :

L'oxymétrie de pouls s'est imposée comme un élément indispensable de la surveillance des patients. Aux yeux du personnel soignant, la SpO<sub>2</sub> mesurée par l'oxymétrie est le reflet fidèle de la saturation artérielle en oxygène (SaO<sub>2</sub>), garante de la sécurité des patients [40]

#### II.6.1 Définition :

L'oxymétrie de pouls ou saturation en oxygène est une méthode de mesure non invasive de la saturation en oxygène de l'hémoglobine au niveau des capillaires sanguins, on parle de saturation pulsée en oxygène SpO<sub>2</sub> [41]

Le pouls est une onde de choc née dans l'aorte lors de la contraction du ventricule gauche et transmise par le sang.

Chaque pulsation cardiaque envoie du sang sous pression dans les artères, la pression grâce à l'élasticité des canaux sanguins, se propage jusqu'au bout des doigts (surtout de la main gauche) [42]

L'oxygène est principalement transporté dans le sang sous forme liée à l'hémoglobine. Cette forme de transport représente 98% du contenu total en O<sub>2</sub> du sang, donc la SpO<sub>2</sub> est très proche de la SaO<sub>2</sub>, qui est la saturation artérielle en oxygène.

L'efficacité du transport d'O<sub>2</sub> par le sang est fonction de la capacité de l'hémoglobine à fixer de façon réversible l'O<sub>2</sub> puis à le libérer à des pressions physiologiques.

Le but de la mesure de la saturation de l'O<sub>2</sub> dans le sang vise à surveiller l'oxygénation du sang et à détecter de manière fiable et précoce toute hypoxie.

L'oxymétrie de pouls (ou saturomètre) permet de mesurer de façon simple, fiable, non invasive et continue la saturation artérielle de l'hémoglobine.

$$\text{SaO}_2 = \frac{\text{HbO}_2}{\text{Hb Total}}$$

**Ou** .....(2.2)

$$\text{SaO}_2 = \frac{\text{HbO}_2}{\text{Hb} + \text{HbO}_2}$$

La valeur donnée par l'oxymétrie de pouls est appelée « Saturation pulsée de l'hémoglobine en oxygène, ou SpO<sub>2</sub> », pour la distinguer de la saturation artérielle de l'hémoglobine en O<sub>2</sub>, mesurée par les gaz du sang (SaO<sub>2</sub>) [43]

### **II.7 Le temps de transit (PTT Pulse Transit Time) :**

Le temps de transit d'impulsion artérielle se rapporte au temps nécessaire pour qu'une onde d'impulsion voyage entre deux emplacements artériels. La vitesse à laquelle cette vague artérielle voyage est directement proportionnelle à la tension artérielle. Une élévation aiguë de la tension artérielle fait augmenter le son vasculaire et par conséquent une augmentation de la rigidité de la paroi artérielle entraînant une diminution du PTT. Réciproquement, quand la tension artérielle diminue, le son vasculaire diminue et le PTT augmente. Une équipe d'oxford a rapporté une comparaison entre les valeurs de PTT et la mesure non invasive de la tension artérielle. [44]

Leurs résultats ont montrés que les PTT sont inversement proportionnelles à la tension artérielle. La valeur absolue de PTT ne peut pas être extrapolée en tant que valeurs absolues de tension artérielle à un moment indiqué, mais le PTT est capable de nous prévoir des changements de tension artérielle sur une courte période. Le PTT n'est pas en particulier corrélée avec les valeurs absolues de la tension artérielle à un moment donné, mais elles sont capables de prévoir des changements de tension artérielle sur une courte période. En effet, depuis les années 70 il a été employé dans un certain nombre de différents scénarios comme marqueur de remplacement non invasif des changements de la tension artérielle.

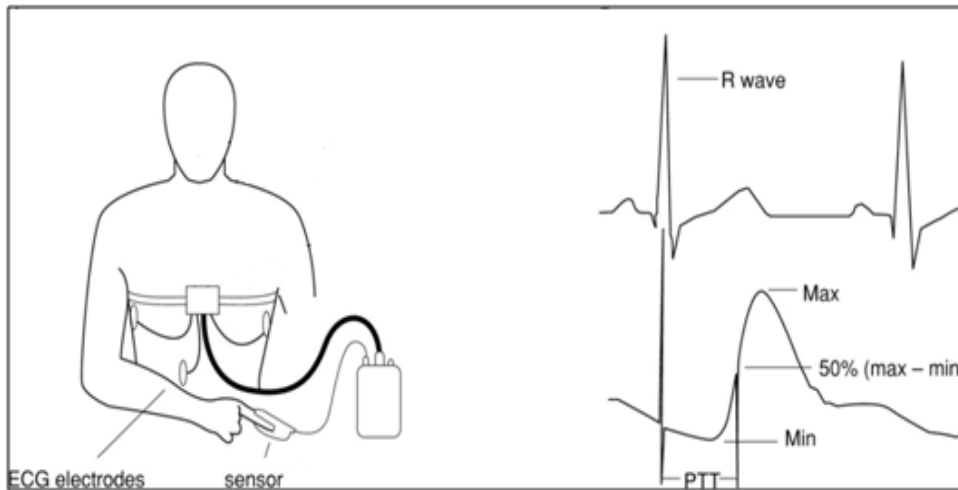
À l'origine les PTTs ont été mesurés en enregistrant l'intervalle de temps entre le passage de la vague artérielle d'impulsion à deux emplacements consécutifs. Plus récemment, pour la facilité de la mesure, les ondes R ou Q de l'électrocardiogramme a été employées comme point de départ car elle correspond approximativement à l'ouverture de la valve aortique.

L'évolution en technologie a permis l'évaluation précise de l'arrivée de la vague d'impulsion à un emplacement périphérique tel que le doigt en utilisant la photopléthysmographie. D'autres emplacements peuvent être utilisés pour la détection comme le lobe d'oreille, bien qu'ils soient moins commodes.

Par convention le point sur la forme d'onde d'impulsion de photopléthysmographe qui est 25% ou 50% (selon l'équipement utilisé) de la valeur maximum est pris pour indiquer l'arrivée de l'onde d'impulsion. Une nouvelle valeur de PTT est disponible avec chaque battement cardiaque, [54] elle est mesurée en utilisant l'onde R de l'électrocardiogramme comme point de départ (compte tenu qu'elle est facilement identifiable).

Cependant le résultat présente une erreur compte tenu d'un petit retard entre l'occurrence de l'onde R et l'ouverture de la valve aortique (temps isométrique de contraction). Ainsi les PTTs « mesurées » incluent cet intervalle avec le temps pris pour que l'impulsion voyage de la valve aortique à la périphérie (le vraies PTTs).

Le temps isométrique de contraction lui-même est influencé par les paramètres qui affectent les PTTs telles que la tension artérielle et le volume d'éjection ventriculaire.



**Figure(II.8) :** Exemple d'un système portatif disponible dans le commerce, le RM50 (DeVilbiss, France).[45]



**Figure (II.9)** Photopléthysmographie Portatif. [60]

**II.7.1 La vitesse de l'onde de pouls (PWV Pulse Wave Velocity) :**  
[46]

PWV décrit à quelle vitesse une impulsion artérielle voyage d'un point à l'autre dans le corps humain. La PWV est linéairement proportionnel au PTT, sachant que le PTT représente le temps nécessaire pour qu'une onde d'impulsion voyage entre deux emplacements artériels espacés par une distance de distance L .En supposant un flux laminaire du sang, le PWV est alors donné par :

$$\text{PWV (Pulse Wave Velocity)} = \frac{L(\text{Distance})}{\text{PPT(Puls Transit Time)}} \dots\dots\dots(2.3)$$

La différence de temps entre ces deux endroits est connue comme temps de transit de l'impulsion (PTT). PWV est en générale mesurée entre l'artère carotide et fémorale. L'athérosclérose rend le mur artériel plus épais et plus dur et rétrécit le lumen artériel. L'augmentation de l'inflexibilité du mur artériel sert à augmenter le PWV, parce que l'énergie de l'impulsion artérielle ne peut pas être conservée par un mur inflexible. PWV peut être employé comme index de distensibilité artérielle. Ces dernières années, un certain nombre d'études ont été élaborées sur le diagnostic des maladies cardio-vasculaires et la prévision de risque de mortalité. En termes de diagnostic médical, PWV est un paramètre fortement intéressant, parce qu'il fournit une évaluation de l'état du système cardio-vasculaire basé sur des vastes zones du corps humain. L'élasticité artérielle est déterminée comme le rapport du changement du volume au changement de la pression,  $C = \Delta V / \Delta P$ . Alternativement le volume peut être remplacé par la section,  $ZA$ . Les propriétés élastiques et géométriques de l'arbre artériel déterminent également la manière et la vitesse avec laquelle une impulsion artérielle voyage par le système cardio-vasculaire. PWV peut être exprimé par l'équation de Bramwell-Collins. ) [45]

$$PWV = \sqrt{\frac{1}{\rho} \frac{\Delta P}{\Delta A}} A \dots\dots\dots (2.5)$$

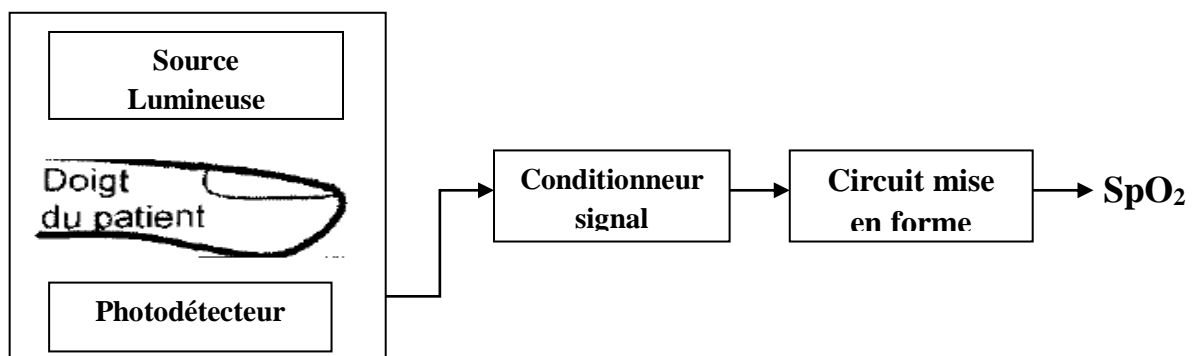
$\rho$  est la densité du sang,  $A$  est la section du lumen artériel dans la diastole. Cette relation permet l'étude de la conformité en mesurant le PWV. En outre, PWV peut être formalisé par l'équation de Moens-Korteweg). [45]

$$PWV = \sqrt{\frac{Eh_v}{2\rho b r_{vi}}} \dots\dots\dots (2.6)$$

$E$  est le module élastique,  $h_v$  est l'épaisseur du mur artériel et le  $r_{vi}$  c'est le rayon interne de l'artère.

**II.8 Etude de circuit de mise en forme de signal PPG :**

La réalisation d'un circuit de détection de signal photopléthysmogramme (PPG) est illustrée dans le schéma bloc suivant :



Figure(II.10) schéma bloc général d'un photopléthysmographe.

Notre système sera composé de plusieurs étages qui sont définis différents fonctionnements d'électroniques. Le premier étage remplissant de capteur PPG qu'il est constitué d'une source de la lumière infrarouge (une LED IR), et d'un photorécepteur destiné à détecter la lumière réfléchi, et l'étage de mise en forme de signal PPG constitue de deux filtres, un passe haut passif et le deuxième passe bas passif, de l'amplification et un circuit d'offset qu'il faut bien concevoir pour l'acquisition par la carte de multifonction de type Arduino-MEGA2560.

### **II.8.1 Capteur PPG :**

Le capteur est constitué essentiellement d'une source lumineuse et d'un photo-détecteur. La source lumineuse émet de la lumière tandis qu'un photo-détecteur reçoit de la lumière transmise qui dépend principalement de la variation du volume sanguin dans le site de mesure qui peut être un doigt, oreille ou un lobe de d'oreille.

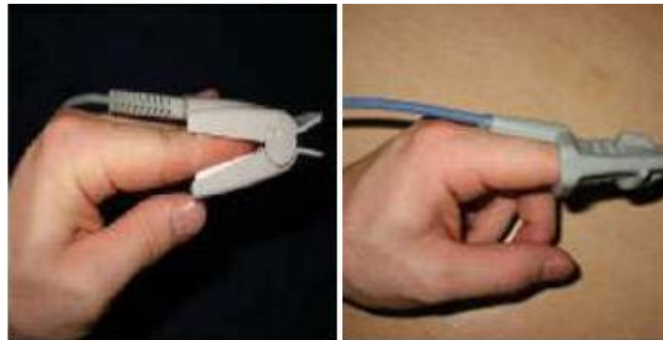
### **II.8.2 Les types des sondes : [47]**

Il existe plusieurs types de sondes, les plus utilisées se fixent au niveau d'un doigt, soit sous forme de pinces, soit sous forme d'autocollant avec une source lumineuse et un photo-détecteur, pour les pédiatries et chez les patients agités. Il existe aussi des modèles pouvant se fixer au niveau du lobe de l'oreille, du front ou du nez.

### **a- Pincés :**

Elles sont placées sur le doigt, sont composées d'une ou deux LED comme une source lumineuse, celle-ci pénètre dans le tissu, et un photo-détecteur pour détecter la lumière transmise.

Elles sont adaptées pour tous les situations morphologiques, Elles peuvent être rigides ou semi rigides.



**Figure(II.11)** Sonde de type pince. [47]

### **b- Pincés à oreilles :** [47]

En utilisant ce type de capteur en cas d'un sujet qui possède une mauvaise circulation périphérique. Mais sont instable lors du mouvement de patient.



**Figure(II.12)** Sonde de type pince à oreille.

## **II.9 Conclusion :**

Des notions sur le principe de la photopléthysmographie ont été données. et de l'absorbance de lumière dans le tissu biologique en tant qu'élément de base pour la détermination de saturation en oxygène et la courbe pléthysmographique. La loi de Beer est utilisée avec précision pour déterminer la concentration en oxygène de l'hémoglobine des solutions, Une étude théorique des différents étages constituant le circuit de mise en forme de ce signal ont été aussi discutés. Ce circuit est constitué principalement d'un étage d'amplification un étage de filtrage

Le chapitre suivant a comme objectif la réalisation pratique ce circuit tout en exploitant les bases théoriques que nous avons décrites dans ce chapitre.



***Chapitre III : Matériel et  
Méthodes***

### **III.1 Introduction : [1]**

Ce chapitre a pour but de vous présenter toutes les phases de développement d'un projet sur les microcontrôleurs de la famille AVR de chez ATMEL.

Ce chapitre est décomposé en quatre parties. La première sera une description aussi complète que possible des possibilités qu'offrent les microcontrôleurs choisis. Suivront par la programmation en C, important pour la simulation du programme, qui se fera à l'aide d'ArduinoMega2560.

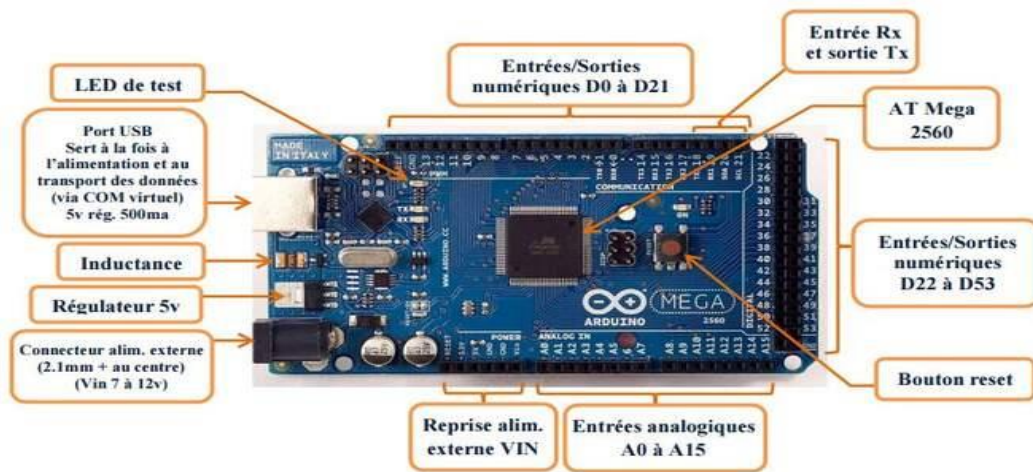
### **III.2 Présentation de la carte Arduino :**

Nous utiliserons une carte ArduinoMega2560 disposant d'un microcontrôleur Atmel ATmega2560. Arduino est une entreprise Italienne concevant diverses cartes de développement grand public basé sur des microcontrôleurs Atmel et un environnement de développement facile à utiliser. Atmel est un fabricant de composants électroniques spécialisé dans les microcontrôleurs.

Un microcontrôleur, contrairement à un processeur d'ordinateur classique, est une sorte de mini-ordinateur qui embarque dans une puce électronique pratiquement tout ce qui nécessaire pour son fonctionnement. Cette puce contient entre autres :

- un processeur (CPU) : exécutant les instructions du programme
- une mémoire RAM : utilisée durant l'exécution du programme
- une mémoire morte ROM : utilisée pour stocker des données permanentes
- une mémoire flash : utilisée pour stocker les programmes
- des entrées-sorties : pour communiquer avec l'extérieur

Le schéma ci-dessous illustre les différents composants de la carte Arduino MEGA 2560 :

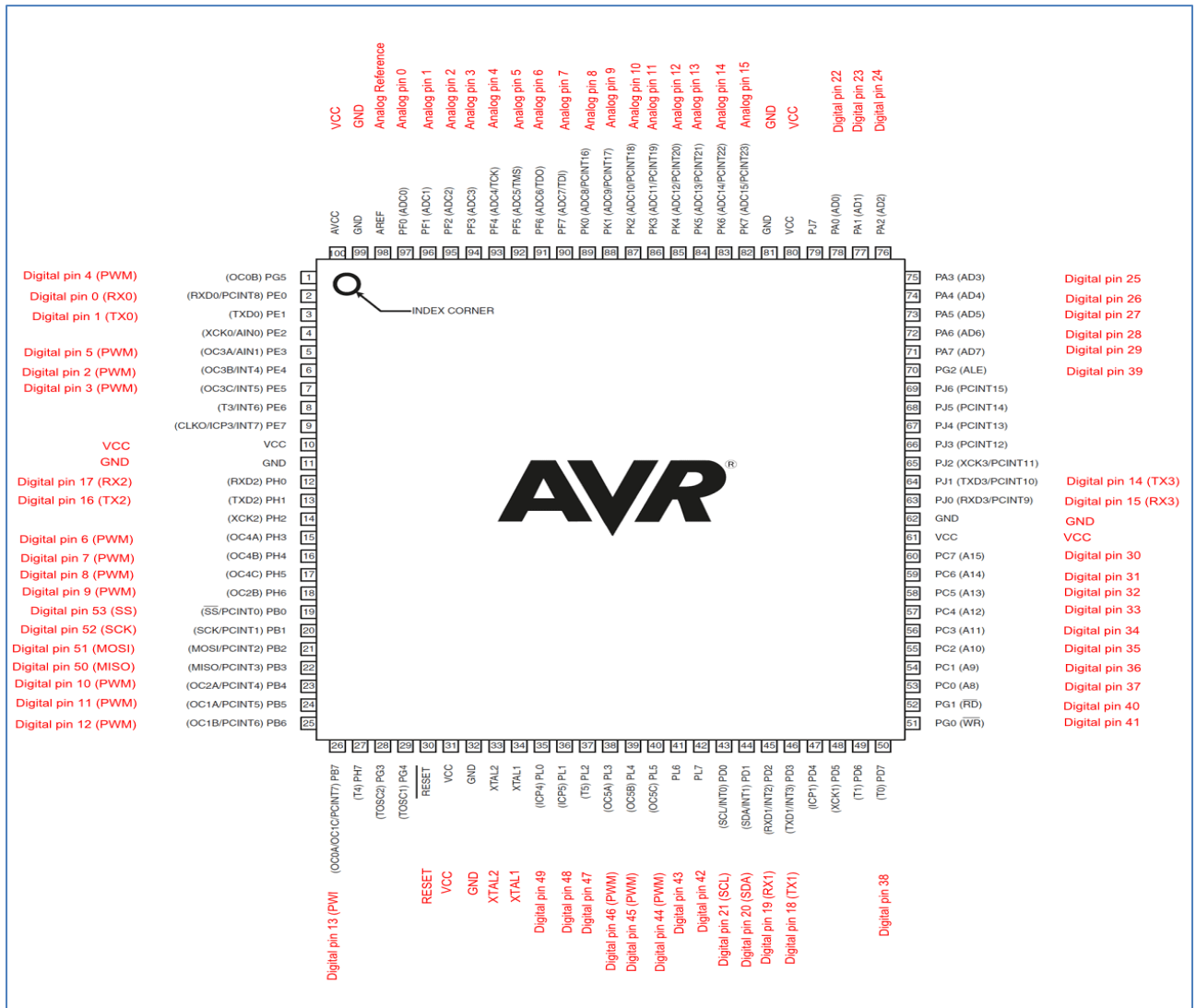


**Figure(III.1)** Le schéma ci-dessous illustre les différents composants de la carte Arduino MEGA 2560. [49]

Voici ci-dessous les caractéristiques détaillées du microcontrôleur Atmel Atmega 2560 que nous utiliserons :

- Fréquence CPU : 16 MHz
- Type CPU : processeur de type RISC, 8 bits
- Mémoire SRAM : 8 Ko
- Mémoire EEPROM : 4 Ko
- Mémoire Flash : 256 Ko (dont 8 Ko utilisé par bootloader)
- Nbr Pins I/O digital : 54 (dont 14 sorties PWM – Pulse Width Modulation)
- Nbr Pins analogique en entrée : 16
- Voltage de fonctionnement : 5V • Courant Pins I/O : 40 mA (DC)
- Courant autre Pins : 50 mA (DC)

### III.3 Fonctionnement microcontrôleur Atmega 2560 : [50]



**Figure(III.2)** Connectique de l'ATmega 2560 Le schéma ci-dessous illustre les composants internes de l'ATmega 2560 en complément du schéma de la Figure(III.1). [50]



### **III.4 Timers/Counters et génération de PWM :**

Les Timers/Counters, notés TCNT<sub>n</sub> où *n* est le numéro du Timer/Counter, sont des compteurs cadencés selon une certaine fréquence définie. Lorsqu'il atteint son maximum (MAX<sub>5</sub>), il passe à 0 et recommence à compter. Ce passage de MAX à 0 peut s'accompagner d'une interruption interne.

A ces Timers/Counters se rajoutent un comparateur dont on peut définir le seuil à l'aide du registre OCR<sub>n</sub>. Lorsque le TCNT<sub>n</sub> atteint la valeur de OCR<sub>n</sub>, alors la patte OC<sub>n</sub> change de valeur, passant de 0 à 1 ou de 1 à 0 selon la configuration puis retournant à la valeur initiale lorsque TCNT<sub>n</sub> passe de MAX à 0. Ces Timers/Counters peuvent donc avoir plusieurs utilisations. D'abord, le programmeur peut savoir le temps écoulé depuis qu'il a lancé le Timer/Counter. Ou encore, l'interruption de passage de MAX à 0 peut être utilisée pour temporisation, et commencer ou arrêter un programme au bout d'un certain temps. La dernière utilisation, très utile en robotique pour la commande de servomoteurs, est la génération de signaux PWM. En effet, si la patte OC (A ou B) <sub>n</sub> change de valeur lorsque le TCNT<sub>n</sub> atteint la valeur du comparateur OCR (A ou B) <sub>n</sub>, on obtient sur OC (A ou B) <sub>n</sub> un signal alternativement à 1 puis à 0 avec des durées à 0 et à 1 réglables. On a bien OC (A ou B) <sub>n</sub> qui est un signal PWM dont on peut définir le rapport cyclique en mettant la bonne valeur dans OCR (A ou B) <sub>n</sub>.

Plusieurs registres sont utilisés pour configurer les Timers/Counters :

TCCR (A,B) <sub>n</sub>, OCR (A,B) <sub>n</sub>, ASSR, TIMSK2 et TIFR. Leurs configurations sont compliquées, il convient de se reporter aux chapitres correspondants de la datasheet. La valeur du Timer/Counter, accessible via le registre TCNT<sub>n</sub>, peut être modifiée à tout instant afin de réinitialiser la séquence à partir d'une certaine valeur, après avoir atteint MAX, le compteur recommencera à 0. A noter que la fréquence de comptage peut être un sous-multiple de la fréquence du microcontrôleur ou encore être imposée par une horloge externe connectée à une patte du microcontrôleur.

Certains compteurs fonctionnent sur 16 bits. Ils présentent plusieurs avantages : ils peuvent compter plus loin donc plus longtemps ; lors d'une utilisation pour générer du PWM, la résolution est plus élevée ; et surtout ils possèdent deux comparateurs dont les seuils peuvent être réglés différemment, ce qui permet d'obtenir sur les pattes

OCnA et OCnB deux signaux PWM de même fréquence mais de rapport cyclique différent à l'aide d'un seul Timer/Counter.

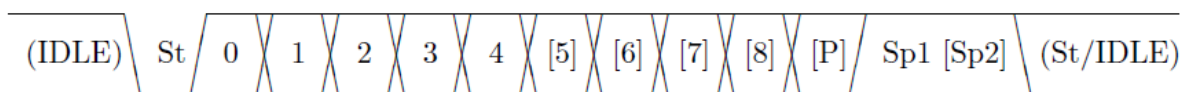
### III.5 Convertisseurs analogique/numérique :

Le monde réel étant continu, c'est à dire analogique, tandis que les microcontrôleurs fonctionnent en numérique, il faut bien avoir une interface entre les deux : le convertisseur analogique/numérique. Son fonctionnement est simple à comprendre : à intervalles de temps réguliers, la tension analogique est mesurée puis arrondie afin de pouvoir être convertie en numérique. La conversion est donc d'autant plus fidèle que le nombre de bits du codage est élevé et est inversement proportionnelle à la plage de tension analogique en entrée. Les microcontrôleurs de la famille AVR possèdent des convertisseurs embarqués donc il n'est pas nécessaire d'en concevoir ou d'en acheter. Par exemple, l'ATmega128 possède un CAN fonctionnant sur 10 bits. Ce CAN peut convertir jusqu'à 8 signaux analogiques par intermittence. Le temps maximum de conversion est de 260µs mais peut être diminué en réduisant la résolution (nombre de bits du codage). L'échelle de tension en entrée est par défaut [0, Vcc] mais peut être passée à [0, Vref] où Vref, Vcc est une tension appliquée à la patte Aref (no 62). A noter que les CAN peuvent être configurés pour ne faire qu'une conversion ou pour convertir en continu la tension analogique, la conversion étant alors régulièrement mise à jour selon la durée de conversion.

### III.6 Communication série USART :

USART est l'abréviation pour Universel Synchrones and Asynchrones serial Receiver and Transmettre, c'est un système de communication point à point très flexible.

Les données sont transmises par trames de 7 à 13 bits. La trame a le format suivant :



Figure(III.5) Trame USART.

St : bit de départ, toujours à 0

n : bits des données

P : bit de parité

Sp : bit(s) de fin, toujours à 1

IDLE : pas de transfert, la ligne doit être à 1

Les éléments entre crochets sont facultatifs, leur présence est définie par le développeur. Le bit de parité permet de vérifier rapidement s'il y a eu une erreur de transmission mais n'est pas fiable à 100%.

### **III.6.1 L'USART se décompose en deux parties :**

- a- L'émetteur :** se charge d'émettre sur la patte TXDn, à la fréquence configurée, la trame selon la valeur stockée dans le registre UDR ; il s'occupe donc automatiquement de la génération des bits Start, Stop et éventuellement Parité. Des interruptions peuvent être déclenchées lorsque la transmission est terminée.
- b- Le récepteur :** dès détection sur la patte RXDn d'un bit Start valide (c'est-à-dire à 0), chaque bit de la trame est alors échantillonné selon la fréquence configurée ou selon l'horloge sur X<sub>CK</sub>, et stocké dans un registre temporaire jusqu'à réception de la trame complète. Ensuite, la valeur reçue est déplacée dans le registre UDR accessible par le programme. Une interruption peut être déclenchée lors de la fin de réception pour prévenir qu'une trame est arrivée. Si le programme n'a pas lu une trame lorsqu'une deuxième trame arrive, la première trame est perdue. Si la transmission s'est mal déroulée, par exemple si la trame est non conforme, si le bit de parité n'est pas correct ou si des données reçues n'ont pas été lues, divers drapeaux passent à 1 et les données erronées sont effacées.

### **III.6.2 Interruptions internes et externes :**

Certains événements peuvent intervenir à n'importe quel instant et doivent être gérés sans attendre. Il est évident que de faire constamment une batterie de tests pour voir si

tel ou tel événement s'est produit n'est pas performant du tout. Les interruptions sont la solution à ce problème.

En effet, dès qu'un événement se produit, si l'interruption est correctement configurée, le microcontrôleur arrête immédiatement son exécution pour exécuter une autre portion de code gérant cet événement. Dès que cette portion de code a fini d'être exécutée, le microcontrôleur retourne à son programme principal, à l'endroit où il l'avait quitté.

Les interruptions possibles sont de deux types :

**Externe** : lorsqu'une des pattes passe dans un certain état ou tant que la patte est dans un état défini interne : par exemple lorsque qu'un compteur dépasse sa valeur maximale, lorsqu'un transfert via USART est terminé...

Plusieurs choses sont à faire pour configurer et utiliser les interruptions :

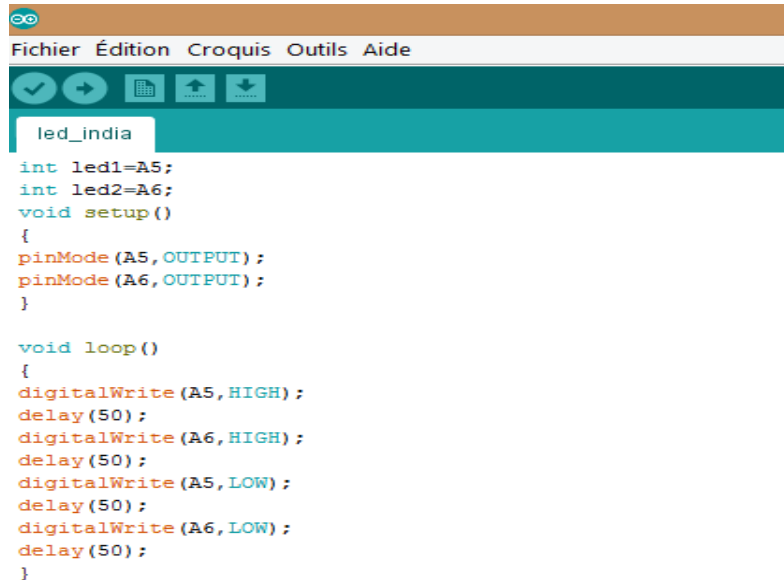
- a-** Pour les interruptions internes, configurer le registre correspondant pour déclencher l'interruption; par exemple pour déclencher une interruption sur un Overflow du Timer/Counter0, on configure le registre TIMSK en mettant le bit n° 0, TOIE0, à 1.
- b-** Pour les interruptions externes, ce sont les registres EICRA, EICRB, EIMSK et EIFR qu'il faut configurer pour qu'un certain état sur une ou plusieurs des pattes INTO à INT7 déclenche une interruption.
- c-** Il faut ensuite dire au microcontrôleur ce qu'il doit exécuter. Pour cela, les premiers blocs de mémoire sont alloués à un Reset and Interrupt Vector. A chaque type d'interruption est associé une adresse dans ce Vecteur où le développeur met une instruction "jmp LABEL", LABEL étant l'adresse de la mémoire où se trouve le code à exécuter.
- d-** Ensuite, on programme le code qui doit être exécuté en le mettant à l'adresse LABEL définie ci-dessus. Nous verrons dans le chapitre sur la programmation en C comment ces deux étapes peuvent être réalisées facilement.
- e-** Il reste à activer la gestion des interruptions à l'aide de la commande assembleur **sei**. La gestion des interruptions peut être désactivée à l'aide de la commande assembleur **cli**. A noter que le retour au programme principal se fait via la commande assembleur **reti** et non via **ret** comme pour un retour depuis une sous-fonction classique.

### **III.7 Programmation du Microcontrôleur Amag2560 :**

La carte Arduino est un microcontrôleur, c'est à dire une sorte de mini ordinateur qui sert d'interface entre l'environnement (actions, mesures de grandeurs...) et un utilisateur. Elle se programme nativement dans un langage dérivé du C : le langage « Arduino ».

### III.7.1 Le logiciel utilisé :

Arduino est le Logiciel permettant d'installer les drivers des cartes Arduino, de la programmer en langage C. Il est téléchargeable librement sur [53]

The image shows a screenshot of the Arduino IDE interface. The window title is "led\_india". The menu bar includes "Fichier", "Édition", "Croquis", "Outils", and "Aide". The toolbar contains icons for saving, running, and uploading. The main text area contains the following C++ code:

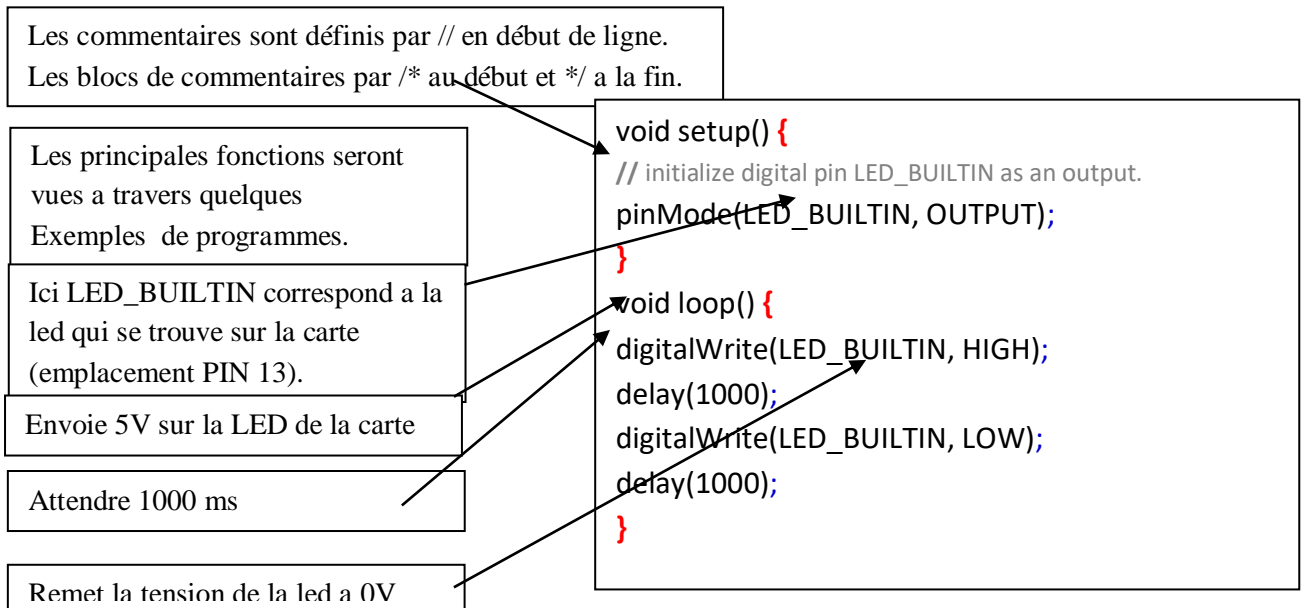
```
int led1=A5;
int led2=A6;
void setup()
{
  pinMode (A5, OUTPUT) ;
  pinMode (A6, OUTPUT) ;
}

void loop()
{
  digitalWrite (A5, HIGH) ;
  delay (50) ;
  digitalWrite (A6, HIGH) ;
  delay (50) ;
  digitalWrite (A5, LOW) ;
  delay (50) ;
  digitalWrite (A6, LOW) ;
  delay (50) ;
}
```

Figure(III.6) Programme d'Arduino.

De nombreux exemples pre-enregistres peuvent être charges et testes : Ils permettent de se familiariser avec le langage plus rapidement. Nous allons tester le plus simple. Faire Fichier > Exemples >01.Basics > Blink.

- Le logiciel demande la sauvegarde le programme dans un dossier qui porte le même nom a la première compilation.
- Les majuscules et minuscules sont prises en compte dans les fonctions et variables.
- En langage Arduino, la plupart des lignes se termine par un point virgule ;
- Les blocs, boucles, fonctions sont encadrées par des accolades { }, apprendre a bien les repérer !
- Toutes les variables doivent être déclarées (nom et type).
- L'indentation (décalage) n'est pas obligatoire mais conseillée pour bien se repérer dans le programme.



**Figure(III.7)** Acquisition du signal avec Arduino. [54]

Le but de cette partie c'est de comprendre comment Arduino peut lire un signal externe le convertir puis l'affiché sur un support LCD ou en utilisant le scope intégré dans le logiciel Arduino. Pour cela nous avons suivi les étapes suivantes :

1. Lire la tension sur la broche A0
2. Convertir la valeur mesurée en une température (pour l'affichage)
3. Envoyer la valeur au PC (pour l'affichage)
4. Recommencer au point 1.

Dans la fonction setup,

Pour réaliser ce morceau code, nous allons utiliser la fonction analogRead(). Nous allons commencer notre programme de démonstration avec la fonction setup () qui va simplement initialiser la communication avec le PC.

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

Dans la fonction **loop()**, nous allons faire trois choses :

1. Mesurer la tension sur la broche A0 avec **analogRead()**.

2. Transformer le résultat de la mesure en un nombre à virgule (**type float**) en faisant un simple produit en croix. Rappel :  $5V = 5000mV = 1023$  en sortie de `analogRead()`,  $10mV$   
 $= 1^{\circ}C$ , par conséquent, température = valeur mesurée \*  $(5.0 / 1023.0 * 100.0)$
3. Envoyer la valeur au PC et attendre quelques millisecondes pour avoir le temps de lire ce qui se passe côté PC.

```
void loop() {  
  int valeur_brute = analogRead(A0);  
  float temperature_celcius =  
  valeur_brute * (5.0 / 1023.0 *  
  100.0);  
  Serial.println(temperature_celcius);  
  delay(250);  
}
```

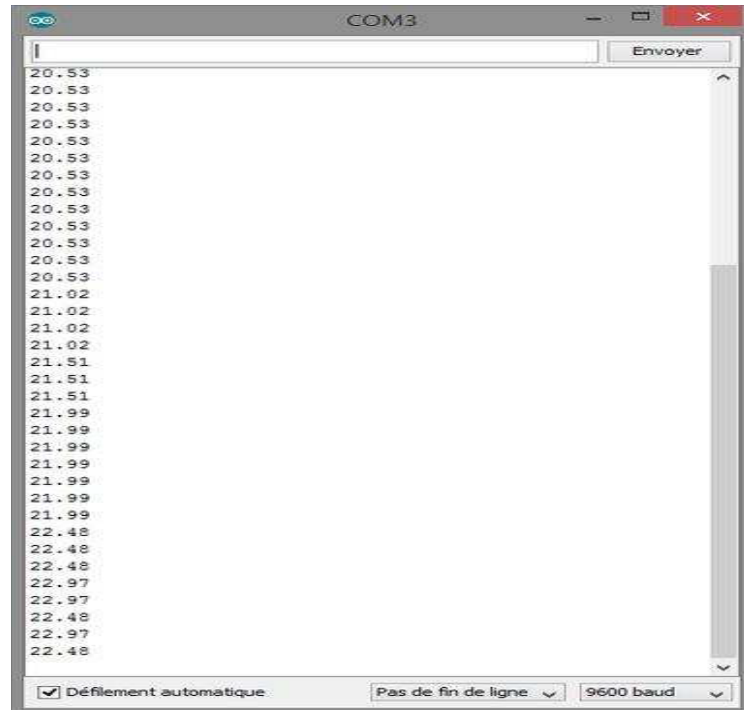
**N.B.** On utilise valeur \*  $(5.0 / 1023.0 * 100.0)$  dans le calcul du produit en croix, car lors de la compilation du programme, c'est le type des valeurs d'une opération qui définit le type du résultat. Si on fait valeur \*  $(5 / 1023 * 100)$  comme valeur, 5, 1023 et 100 sont des nombres entiers, le résultat est un nombre entier, ce qui n'est pas notre but, nous voulons un calcul avec des nombres à virgule. On utilise donc 5.0, 1023.0 et 100.0 pour forcer un calcul avec des nombres à virgule.

**N.B.** On multiplie par 100 dans le calcul, car dans 5 volts (= 5000mV) il y a 100 fois 10mV (=1°C).

Le code complet avec commentaires :

```
// Code d'exemple pour le capteur LM35 (2°C ~ +110°C).  
// Fonction setup(), appelée au démarrage de la carte Arduino  
void setup() {  
// Initialise la communication avec le PC  
  Serial.begin(9600);  
}  
// Fonction loop(), appelée continuellement en boucle  
void loop() {  
// Mesure la tension sur la broche A0  
  int valeur_brute = analogRead(A0);  
// Transforme la mesure (nombre entier) en température  
  float temperature_celcius = valeur_brute * (5.0 /  
  1023.0 * 100.0);  
// Envoi la mesure au PC pour affichage et attends 250ms  
  Serial.println(temperature_celcius);  
  delay(250);  
}
```

### III.7.2 Capture d'écran du moniteur série :



Figure(III.8) Capture d'écran du moniteur série.

Après avoir envoyé le programme dans la carte Arduino, en ouvrant le moniteur série (Onglet outils), puis en sélectionnant la bonne vitesse de communication (ici 9600 bauds), vous devriez voir apparaître en temps réel la température en sortie du capteur. Si le montage est correct, en pinçant le capteur ou en soufflant dessus, les valeurs dans le moniteur série d'Arduino doivent normalement changer.

### III.8 Matériel utilisé :

#### III.8.1 Diode LED :

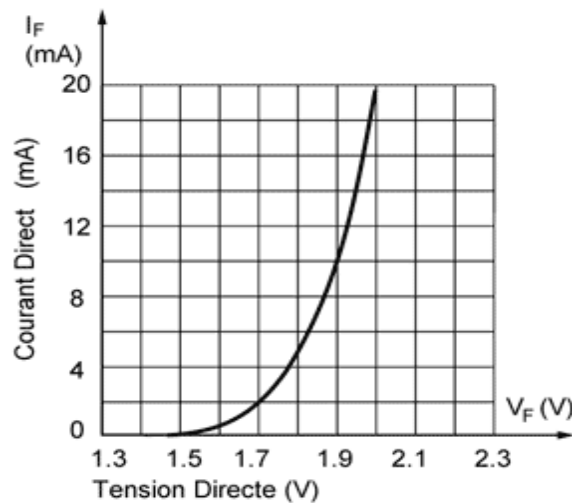
Le mot LED est l'acronyme de Light Emitting Diode (Diode Electroluminescente en français). Dans figure.III.2.nous avons présenté deux modèles de diode Led et le circuit pour la caractérisation de cette dernière.



**Figure(III.9)** Montage électrique à LED.

Cette diode émet de la lumière quand elle polarisée en direct. En pratique, le constructeur préconise 10 à 20 mA. Le courant traversant la LED détermine l'intensité lumineuse émise. Le courant MAXIMUM qui doit passer dans la Led ne peut pas être supérieur à 25 mA.

La tension de conduction de la diode LED est d'environ 1,5 volts à 2 V.



**Figure(III.10)** Caractéristique courant-tension d'une diode LED.

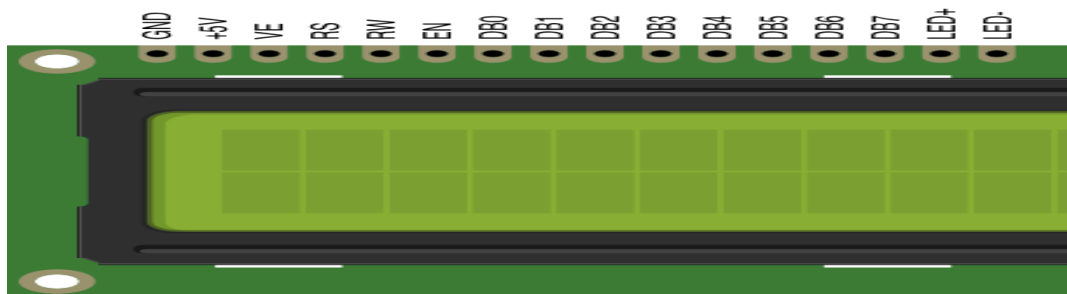
### **III.8.2 Afficheur LCD :**

Ces écrans LCD sont disponibles dans de nombreuses tailles différentes (16 × 2 1602, 20 × 4 2004, 16 × 1, etc.), mais ils utilisent tous la même puce de contrôleur LCD à interface parallèle HD44780 d'Hitachi. Cela signifie que vous pouvez facilement les

échanger. Il vous suffira de modifier les spécifications de taille dans votre code Arduino.

Pour plus d'informations, vous pouvez consulter les fiches techniques ci-dessous. Les fiches techniques 16 × 2 et 20 × 4 comprennent les dimensions de l'écran LCD et dans la fiche technique HD44780, vous pouvez trouver plus d'informations sur le pilote LCD Hitachi.

L'écran LCD a 16 broches de connexion, numérotées de 1 à 16 de gauche à droite



**Figure(III.11)** Afficheur LCD 16\*2. [55]

### **III.8.3 La description des différents broches est donnée dans le tableau suivant : [55]**

**Tableau(III.1)** tableau de la description de différentes broches.

	Nom	Description
1	GND	Masse 0V
2	VDD	Alimentation +5V
3	VE	Tension de réglage du contraste
4	RS	Sélection du registre donnée ou commande
5	RW	Lecture ou écriture
6	EN	Activation pour un transfert (enable)
7	DB0	Bit 0 de la donnée/commande
8	DB1	Bit 1 de la donnée/commande

9	DB2	Bit 2 de la donnée/commande
10	DB3	Bit 3 de la donnée/commande
11	DB4	Bit 4 de la donnée/commande
12	DB5	Bit 5 de la donnée/commande
13	DB6	Bit 6 de la donnée/commande
14	DB7	Bit 7 de la donnée/commande
15	LED+	Anode (+) du rétro-éclairage
16	LED-	Cathode (-) du rétro-éclairage

### **III.8.4 La communication avec le LCD : [55]**

Nous n'allons pas entrer dans les détails du protocole de communication entre l'Arduino et le LCD mais voici une présentation rapide. Le LCD peut fonctionner en mode 4 bits ou en mode 8 bits. En mode 8 bits, les octets sont transférés sur les lignes DB0 à DB7. En mode 4 bits les octets sont transférés en deux fois sur les lignes DB4 à DB7. Le LCD dispose de 3 registres internes, le registre de données permettant entre autre l'envoi des codes des caractères à afficher, le registre de commande permettant d'envoyer des commandes d'effacement de l'écran, de positionnement du curseur, etc., et le registre d'état qui permet de consulter notamment la disponibilité du LCD pour recevoir des commandes ou des données. La sélection de l'un ou l'autre de ces registres est effectuée via les états, LOW ou HIGH, des lignes RS et RW. Une fois l'état de ces deux lignes établi, EN est placé à HIGH, la donnée ou la commande est placée sur les lignes DBx(x :0 :3) puis EN est placé à LOW.

Piloter directement un LCD est donc un processus relativement compliqué. Évidemment, comme c'est très souvent le cas avec le logiciel Arduino, qui contient une bibliothèque pour les LCD, ce qui facilite leurs utilisations.

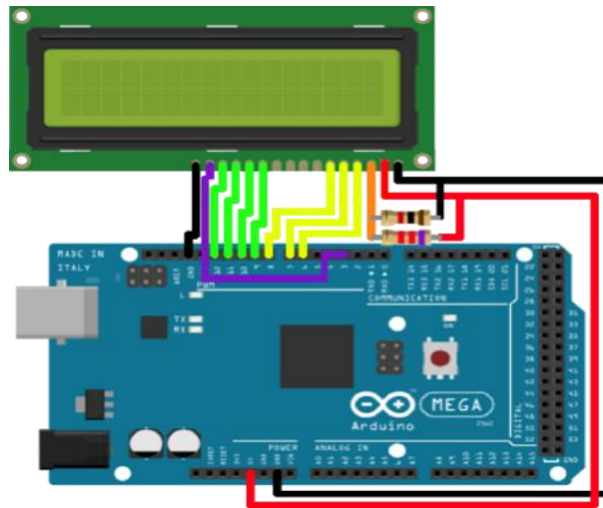
### **III.8.5 La connexion avec l'Arduino : [55]**

Dans la grande majorité des cas, on préférera une communication sur 4 bits ce qui permet l'optimisation des branches particulièrement lorsque la carte Arduino est utilisé en multifonctions.

### III.8.6 La ligne RW (read/write) :

Son rôle est de permettre la consultation du registre de contrôle du LCD. En consultant le registre de contrôle, on sait si le LCD est disponible pour recevoir des commandes ou des données ou s'il est occupé à dessiner des caractères sur l'écran. Si cette information manque, il faudra attendre *un certain temps* entre deux commandes ou données afin d'être de vérifier que le LCD est disponible. L'envoi d'information au LCD est donc plus lent mais on économise une broche.

**En mode 4 bits, les broches à connecter à l'Arduino sont donc RS, EN, DB4, DB5, DB6 et DB7 ainsi que, de façon optionnelle, RW**



Figure(III.12) Câblage d'un écran LCD sur un Arduino méga. [56]

### III.9 Conclusion :

Dans ce chapitre nous avons détaillé l'élément électronique de base Arduino méga 2560 utilisé dans notre réalisation du module de régulation de type PID, et qui donne vraiment un potentiel de création quasi infini pourvu que l'on dispose d'un matériel approprié. Il est possible de réaliser aussi des dispositifs électroniques, de commande et contrôle des dispositifs électrique et actionneurs divers en tout domaine d'utilisation pratique. Il est clair que l'Arduino permet d'assurer les principaux protocoles d'interfaçage : communication bidirectionnel, acquisition (conversion) et traitement des différents types de signaux avec une bonne précision et rapidité avec une mémoire de programme de données importantes.



***Chapitre IV : Résultats et discussions.***

## **IV.1 Introduction :**

Dans le monde de la technologie portable et de la surveillance de la santé, les capteurs PPG (photopléthysmographie) sont devenus des outils puissants pour mesurer divers paramètres physiologiques. Combinés à la flexibilité et à la polyvalence des microcontrôleurs Arduino, les capteurs PPG offrent une solution accessible et rentable pour développer des dispositifs de surveillance de la santé. Cet article explore l'intégration des capteurs PPG avec Arduino, mettant en évidence leurs applications potentielles et les étapes impliquées dans la création d'un système de surveillance de la santé et de l'IoT de soins de santé.

## **IV.2 Comprendre les capteurs PPG :**

Les capteurs PPG fonctionnent sur le principe de mesurer les changements de volume sanguin en détectant les variations d'absorption de la lumière. Ils se composent d'une LED (diode électroluminescente) qui émet de la lumière d'une longueur d'onde spécifique et d'un photodétecteur qui capte la lumière réfléchiée ou transmise. Lorsque le capteur est placé sur la peau, la lumière pénètre dans les tissus et est absorbée par les vaisseaux sanguins. À mesure que le flux sanguin change à chaque battement de cœur, la lumière réfléchiée ou transmise fluctue, permettant au capteur PPG de détecter la fréquence cardiaque, la saturation en oxygène du sang (SpO<sub>2</sub>) et même la pression artérielle.

## **IV.3 Le rôle d'Arduino :**

Arduino, une plate-forme électronique open source, fournit un environnement idéal pour intégrer des capteurs PPG dans des systèmes de surveillance de la santé. Les cartes Arduino sont abordables, programmables et largement prises en charge par une large communauté. Ils offrent de nombreuses broches d'entrée/sortie (E/S), qui peuvent être utilisées pour s'interfacer avec des capteurs PPG et d'autres périphériques. En tirant parti de la puissance d'Arduino, les développeurs peuvent collecter des données à partir de capteurs PPG, les traiter et présenter des informations significatives à l'utilisateur.

Construction d'un système de capteur PPG avec Arduino

Pour créer un système basé sur un capteur PPG à l'aide d'Arduino, les étapes suivantes sont suivies :

Choisissez la carte Arduino : sélectionnez une carte Arduino appropriée en fonction des exigences spécifiques de votre projet. Tenez compte de facteurs tels que le nombre de broches d'E/S, la puissance de traitement et le facteur de forme.

Sélectionnez le capteur PPG : Il existe différents capteurs PPG disponibles sur le marché, y compris des modules tels que le MAX30102 ou le MAX30105. Ces capteurs sont livrés avec des composants LED et photodétecteurs intégrés, ce qui simplifie la configuration matérielle.

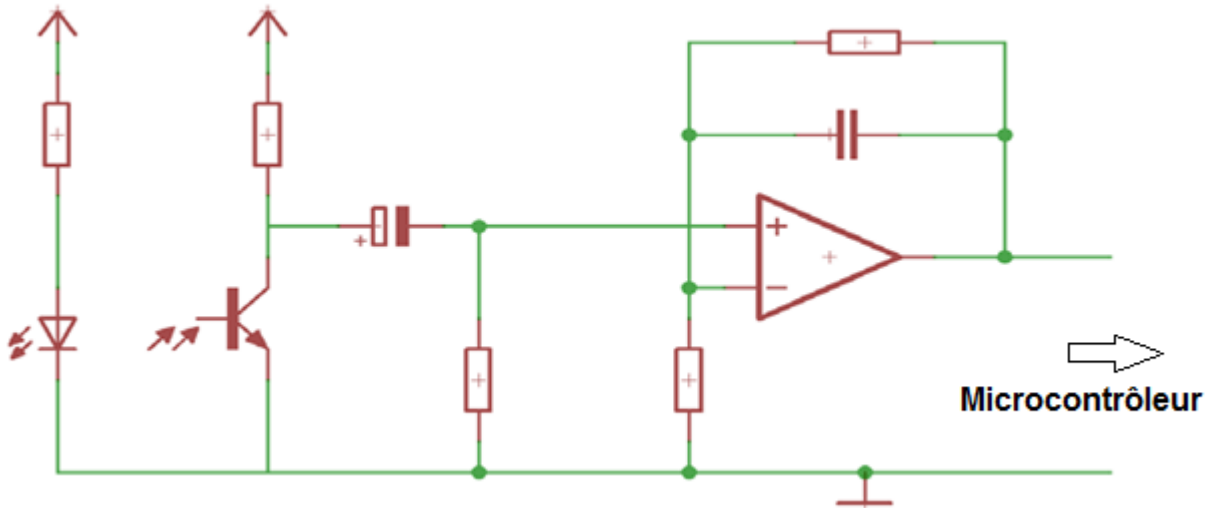
Connectez le capteur PPG à Arduino : connectez le module de capteur PPG à la carte Arduino à l'aide de fils de connexion. En règle générale, le module de capteur nécessite des connexions à l'alimentation (5V et GND) et la sortie de signal analogique du module de capteur est connectée à l'une des broches analogiques Arduino. Ce qui suit est un schéma de circuit de mise en œuvre du système de surveillance du rythme cardiaque avec un circuit de capteur PPG (photodiode, photodétecteur) et Arduino.

#### **IV.4 Fonctionnement du capteur : [57]**

Le capteur de rythme cardiaque de base se compose d'une diode électroluminescente et d'un détecteur comme une résistance de détection de lumière ou une photodiode. Les pulsations cardiaques provoquent une variation du flux sanguin vers différentes régions du corps. Lorsque le tissu est éclairé par la source lumineuse, c'est-à-dire la lumière émise par la led, il réfléchit (un tissu du doigt) ou transmet la lumière (le lobe de l'oreille). Une partie de la lumière est absorbée par le sang et la lumière transmise ou réfléchi est reçue par le détecteur de lumière. La quantité de lumière absorbée dépend du volume sanguin dans ce tissu. La sortie du détecteur se présente sous la forme d'un signal électrique et est proportionnelle au rythme cardiaque. Ce signal est un signal DC relatif aux tissus et au volume sanguin et la composante AC synchrone avec le rythme cardiaque et provoquée par des variations pulsatiles du volume sanguin artériel se superpose au signal DC. Ainsi, la principale exigence est d'isoler ce composant AC car il est d'une importance primordiale.



**Figure(IV.1)** Capteur d'impulsion cardiaque.



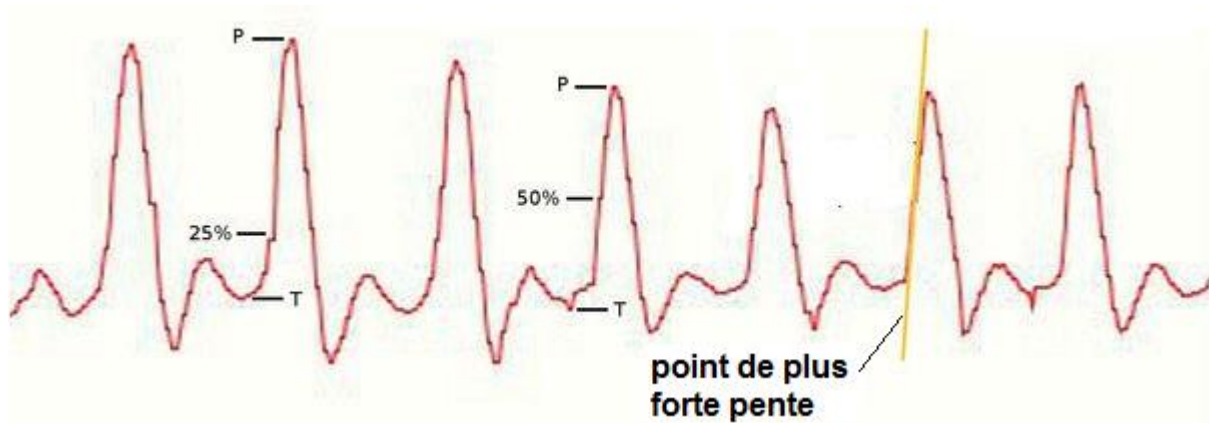
**Figure (IV.2)** Montage équivalent du capteur.

Pour obtenir le signal AC, la sortie du détecteur est d'abord filtrée à l'aide d'un circuit HP-LP (HP : filtre passe haut, LP : filtre passe bas) à 2 étages, puis convertie en impulsions numériques à l'aide d'un circuit comparateur ou à l'aide d'un simple ADC. Les impulsions numériques sont fournies à un microcontrôleur pour calculer le rythme cardiaque, donné par la formule-  $BPM \text{ (battements par minute)} = 60 * f$  Où  $f$  est la fréquence d'impulsion.

Estimation de la fréquence cardiaque.

Dans cette étude, en se basant sur les résultats obtenus dans cadres de la plythysmographie. Nous avons utilisés deux programmes spécialisés dans le domaine des capteurs d'impulsion. Le premier programme exploite les informations contenues dans la courbe de la **Figure(IV.3)**. Dans cette les pourcentages (25%,50%) indiqué représentent les valeurs du seuil du signal à partir de la quelle le microcontrôleur envoie une interruption pour lancé u cycle de comptage des impulsions présente au port A0 de la carte arduino. Dans notre cas le seuil choisi est de 50%. Le programme d'interruption est géré par un ensemble de registres tel que (TCCR2A, TCCR2A, OCR2A, TIMSK2). L'ensemble de ces registres constitue le circuit

Timer2. Ainsi, lorsque l'Arduino est sous tension et fonctionne avec le capteur d'impulsions amplifié (figure IV.1) branché sur la broche analogique 0, il lit constamment (toutes les 2 mS) la valeur du capteur et recherche le rythme cardiaque avec une fréquence d'échantillonnage est donc de 500 HZ

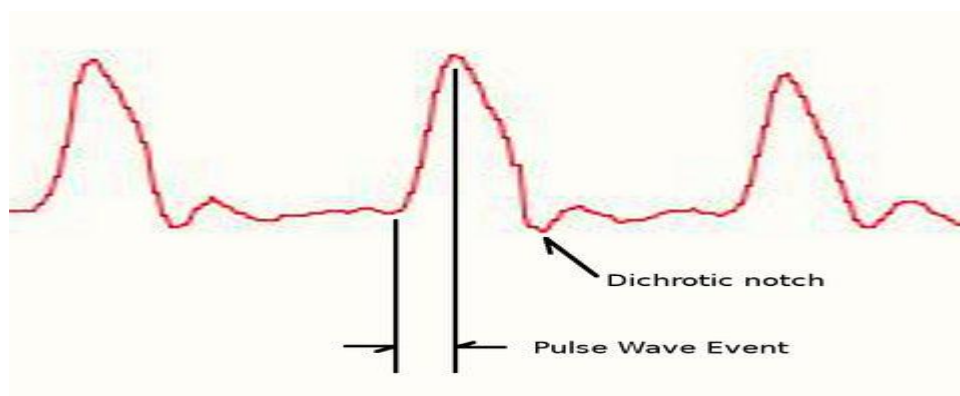


**Figure (IV.3)** Allure de l'impulsion cardiaque.

P, T : valeurs de seuil de l'impulsion (maximal et minimal).

En utilisant le programme PulseSensor\_BPM disponible sur [58]

Ce programme utilise le principe de détection du seuil minimal (T) et maximal (P). la connaissance de l'intervalle de temps entre battement appelé IBI, constitue la base de cette technique. Ce paramètre est calculé lorsque le niveau de tension dépasse 50% afin d'éviter la zone dichroïque **Figure (IV.4)**



**Figure (IV.4)** Zone dichroïque et la moitié de l'impulsion.

Dichroïque : est relatif à la propriété physique d'une matière dont la couleur change selon le point d'observation

La plage de conversion du convertisseur analogique numérique est de 10 bits ce qui permet d'obtenir 1024 point. Dans notre cas c'est la moitié de l'impulsion donc la plage à considérer c'est 512.

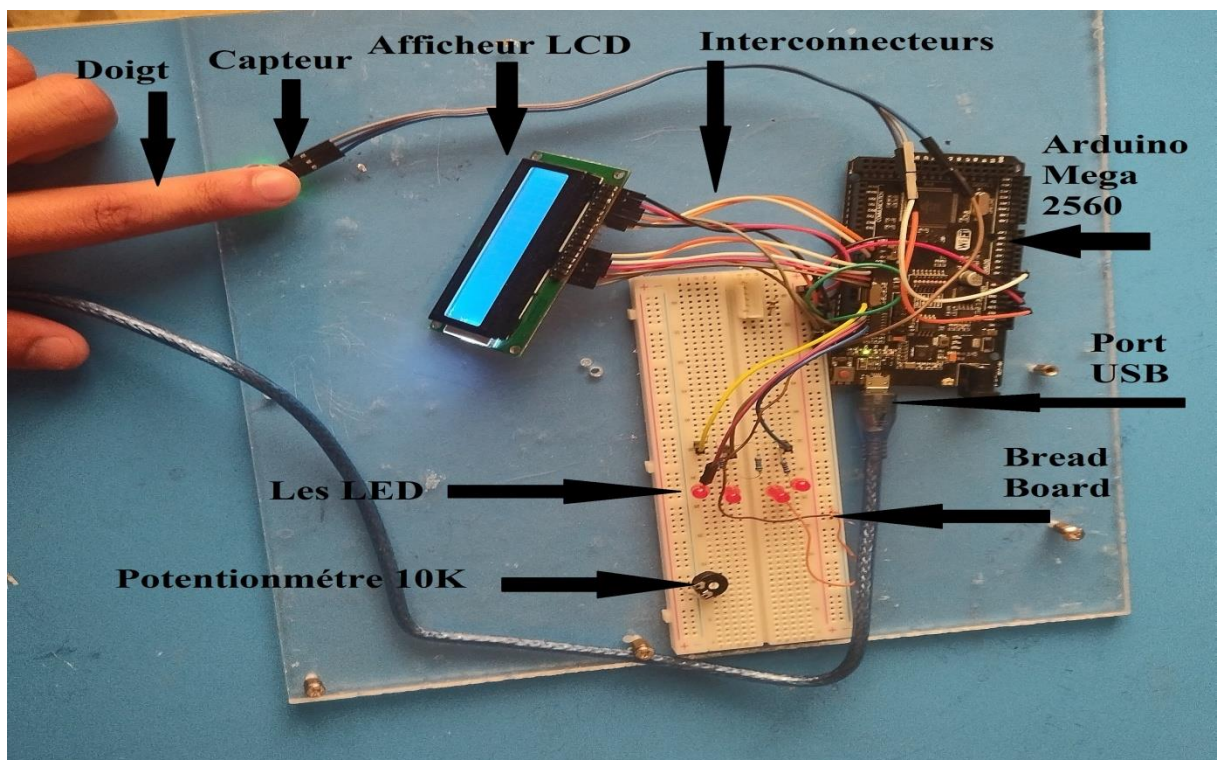
Le processus d'acquisition du signal tout les 2ms est assuré par la fonction ISR selon la séquence du programme suivante :

```
ISR(TIMER2_COMPA_vect){  
  Signal= analogRead(pulsePin);  
  sampleCounter += 2;  
  int N = sampleCounter - lastBeatTime;
```

La variable sert au sauvegarde des interval de temps

Après les cycles de comptage – détection et interruption notre réalisation a aboutit aux résultats suivant :

#### IV.5 Visualisation par LCD :



Figure(IV.5) Schéma de câblage du pulsation cardiaque.

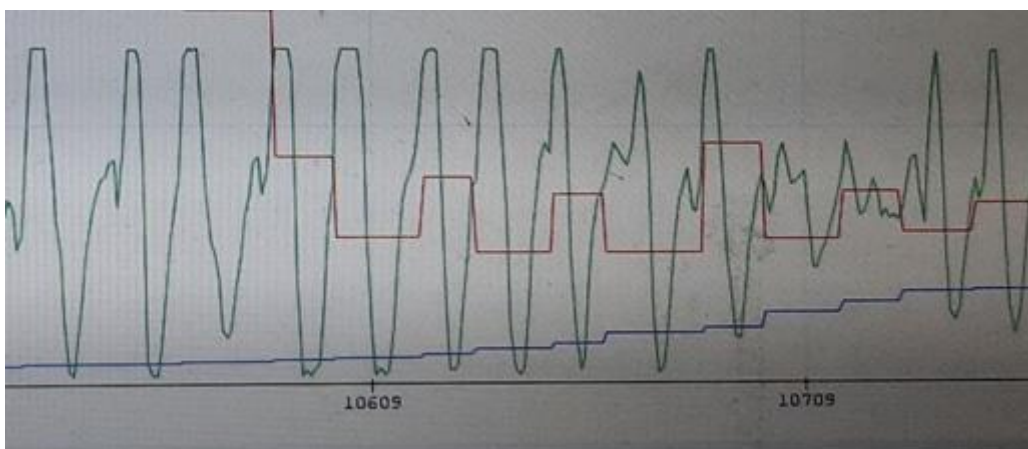
**Tableau (VI.2)** table du measurement.

Des Personnes	BPM
Person 1	78
Person 2	76
Person 3	77
Person 4	230

La valeur afficher de 230 sur le LCD est une norme utilise par PubMed [59]

Pour indiquer que le rythme est normal lorsque la valeur dépasse 240 implique qu'une visite medical est conseillé.

Visualisation en utilisant le Traceur série d'arduino Selon les conditions d'expérimentation notre capteur a affiché les résultats de la **Figure(IV.5)**. Notre première indique nos résultats ressembles avec celle de la **Figure(IV.3)**.pour obtenir une meilleur concordance il faut que les conditions d'utilisation du système PPG soient respecter (fixation du capteur, l'immobilité du sujet et la fermeture des yeux.



**Figure (IV.6)** Résultat pratique d'un signale PPG.

#### **IV.6 Conclusion :**

Dans ce chapitre, une évaluation pratique du dispositif a été réalisée dans le but de confirmer la fonctionnalité de nos circuits.

En second lieu une description graphique de nos signaux a été illustrée par les résultats de mesure sur ordinateur au moyen d'une carte d'acquisition ArduinoMega2560.

## **Conclusion générale :**

Dans ce travail, nous sommes intéressés à une technologie optique non invasive appropriée pour étudier l'évaluation de la concentration pulsée de l'oxyhémoglobine ( $\text{HbO}_2$ ) dans le sang. Cette étude est accomplie par le développement d'un système de détection du signal photopléthysmographique (PPG). A cet effet, nous sommes attelés à l'implémentation d'un plateau technique hardware et software dédié à la détection d'un photopléthysmogramme représentatif de la concentration pulsée de l'oxyhémoglobine  $\text{HbO}_2$  dans le sang. Le signal PPG a été détecté à partir d'une sonde optique conçue à base de composants optoélectroniques, et mis en forme par des circuits d'amplification et de filtrage. La numérisation du signal PPG recueilli à la sortie de la carte de mise en forme a été assurée par ArduinoMega2560, à partir d'un programme d'acquisition chargé dans le microcontrôleur de cette dernière. Le traitement du signal PPG dans l'infrarouge permet d'explorer l'état physiopathologique du sujet en traçant la saturation d'oxyhémoglobine dans le sang sous forme d'un signal photopléthysmographique PPG. Par ailleurs, la détermination du rythme cardiaque, ainsi que d'autres paramètres aidant au diagnostic médical ont fait l'objet de notre travail. La réalisation de cet appareil dans le cadre de notre projet de fin d'étude, nous a permis d'approfondir nos connaissances théoriques et d'acquérir une bonne expérience en matière de réalisation pratique. En effet, les problèmes pratiques souvent rencontrés nous ont permis d'apprendre comment les solutions peuvent être obtenues selon une démarche cohérente de résolution de ces problèmes, synthétisée par :

- La discussion des critères de choix de circuits et composants.
- L'utilisation des logiciels de simulation pour réaliser d'une manière virtuelle le fonctionnement du circuit réalisé.

Les perspectives de développement s'inscrivent dans le traitement numérique du signal et arriver à implémenter un logiciel, capable de prendre en charge le traitement du signal cardiorespiratoire-graphique, qui prend en compte le fonctionnement de la pompe cardiaque et de la pompe respiratoire. Dans le même ordre d'idées s'inscrit aussi la réalisation d'un photopléthysmographe dans le rouge et l'infrarouge.

# Bibliographie :

1- Le cœur et l'électrocardiographie:

[http://www.neurones.espci.fr/Theses\\_PS/DUBOIS\\_R/Chapitre1.pdf](http://www.neurones.espci.fr/Theses_PS/DUBOIS_R/Chapitre1.pdf)

2-<https://www.futura-sciences.com/sante/dossiers/medecine-coeur-organe-vie-1474/page/3/>

3-<https://www.medtronic.com/fr-fr/patients/pathologies/maladies-des-valves-cardiaques/comment-fonctionnent-les-valves-cardiaques.html> Med Sci (Paris), 23 6-7 (2007) 657-662.

4- [www.sfcardio.fr/enseignement/cardiologues.../physiologie.pdf](http://www.sfcardio.fr/enseignement/cardiologues.../physiologie.pdf)

5- [http://www.netvigie.com/Societe/Presse/Articles/la\\_securite\\_par\\_le\\_monitoring.html#2](http://www.netvigie.com/Societe/Presse/Articles/la_securite_par_le_monitoring.html#2)

6- [www.regionmag.com/systeme-sympathique-et-parasympathiquepdf](http://www.regionmag.com/systeme-sympathique-et-parasympathiquepdf).

[Html](#)

7- <http://www.cnebm.org/enseignement/biophysiquecirculationressources/hemodynamiquesangetvaisseaux/hemodynamiquesangvaisseaux.pdf>

8- <http://pro.bel.pagesperso-orange.fr/TPE/tpe99/Productions/g9/ligne1.ht>

**9-**L'électrocardiogramme de repos normal: [http://41.188.65.217/UNF3Smiroir/campus\\_numeriques/semiologie-cardiologique/enseignement/electrocardiogramme/site/html/cours.pdf](http://41.188.65.217/UNF3Smiroir/campus_numeriques/semiologie-cardiologique/enseignement/electrocardiogramme/site/html/cours.pdf) (2008-2009)  
consulté le 22/02/2020

**10-**Virginie Le Rolle. Modélisation Multiformalisme du Système Cardiovasculaire associant Bond Graph, Equations Différentielles et Modèles Discrets. Traitement du signal et de l'image [eess.SP]. Université Rennes 1, 2006. Français. fftel-00285883f.

**11-** J-P GOUSSARD d'après A.J. VANDER in Physiologie Humaine « le système cardio-vasculaire » Le 05 Mars 1995.

**12-** Aline CABASSON « Estimation et Analyse des Intervalles Cardiaques »Thèse dirigée par Pr Olivier MESTE soutenue le 4 Décembre 2008 Université de Nice - Sophia Antipolis École doctorale STIC THÈSE pour obtenir le titre de Docteur en Sciences Mention : Automatique, Traitement du Signal et des Images.

**13-** J. Bestel\* J. Clairambault y C. Médigue\* A. Monti\* M. Sorine\*  
« Le système cardio-vasculaire et sa régulation par le système nerveux autonome: modélisation et mesures » Mai 1999ESAIM:  
PROCEEDINGS, VOL. 9, 2000, 65-92AUTOMATIQUE, BIOLOGIE  
ETSANT'E <http://www.emath.fr/proc/Vol.9/> cEDPSciences, SMAI 2000\*INRIA Rocquencourt Université Paris VIII et INRIA Rocquencourt.

**14-** Paolo SALVI, « NOUVELLES APPROCHES MÉTHODOLOGIQUES

POUR L'ÉVALUATION DU VIEILLISSEMENT DES GROS  
TRONCS ARTÉRIELS PAR L'ÉTUDE DE LA DISTENSIBILITÉ  
ARTÉRIELLE ET DE L'ANALYSE DE LA COURBE DE LA  
PRESSION ARTÉRIELLE CHEZ L'HOMME » Thèse présentée et soutenue  
publiquement pour l'obtention du titre de DOCTEUR DE  
L'UNIVERSITE HENRI POINCARE NANCY I, le 20 Juillet 2010

**15-Michel Lamotte** « Contribution à l'étude de la réponse hémodynamique lors  
d'exercices de renforcement musculaire : Sujets sains et patients de réadaptation  
cardio-vasculaire » En vue de l'obtention du grade de  
Docteur en Science de la Motricité, Université libre de Bruxelles Faculté des Sciences  
de la Motricité, Année académique 2010 – 2011

**16-Diana RIMAUD**, « Effets Cardiovasculaires et Métabolique de la Contention  
Veineuse *Etudes au repos, à l'exercice et post-exercice, chez des sujets sains sportifs  
et des sujets blessés médullaires* » THESE Pour obtenir le grade de DOCTEUR DE  
L'UNIVERSITE DE SAINT ETIENNE Motricité Humaine et Handicap Présentée et  
soutenue publiquement le 16/10/2007 UNIVERSITE JEAN MONNET FACULTE DE  
MEDECINE JACQUES LISFRANC

**17- MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES** Pour l'obtention du Diplôme de  
MASTER en GENIE BIOMEDICAL *Spécialité* : Instrumentation Biomédicale  
Présenté par : MEKKI maroua et MALKI fatima zohra CONCEPTION D'UN SYSTEME DE  
DETECTION SIMULTANNEE DES SIGNAUX ELECTROCARDIGRAMME ET  
PHOTOPLETHYSMOGRAMME Soutenu le 23/09/2020.

**18-Professeur Robert.Lemaire** Médecin de l'hôpital Cochin

—L'écoulement du sang dans les artères », SANDOZ EDITIONS, 1978

**19**-Jean- Marc, ODOBEZ, Emannel, ROY, Pierre ABRAHAM. « Analyse d'images temps-fréquence de signaux Doppler du flux sanguin par modèles déformable », 13\_17 septembre 1999.

**20**-MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES Pour l'obtention du Diplôme de  
MASTER en GENIE BIOMEDICAL *Spécialité* : Instrumentation Biomédicale

Présenté par : CHEKHMANE ghezala MESURE DE LA VARIABILITE DU  
RYTHME

CARDIAQUE Soutenu le 18 Septembre 2017.

**21**-W. Mark Saltzman « Biomedical Engeneering Bridging Medicine And  
Technology»; Année 2009.

**22**-HAMED Shurrab et BENSAHRAOUI Sihem : Etude et conception d'un  
Photopléthysmographe dans l'infra-rouge Master en Génie Electrique- Centre  
Universitaire Belhadj Bouchaib d'Ain-Temouchent,Année 2016.

**23**-A. Gleise Le « Saturometre En Ehpad»; Universite Rene Descartes-Paris V ; Année  
2009.

**24**-FRÉDÉRIC BOUSEFSAF ; « mesure sans contact de l'activité cardiaque par  
analyse du flux vidéo issu d'une caméra numérique » ; 26 novembre 2014.

**25**-De Trafford J, Lafferty K. *What does photoplethysmography measure?* Med Biol  
Eng Comput 1984.

**26-**PROFESSEUR BEREKSI REGUIG FETHI : conception et réalisation d'un dispositif d'exploration fonctionnelle cardio-vasculaire, projet de recherche, Université Aboubakr belkaid–tlemcen 2011-2013

**27-**J G Webster, Design of Pulse Oximeters Medical Science Series (1997).

**28-**La chimie.fr © 2008-2020 | CGU | Contact | Plan| Confidentialité des données

**29-**J osée Pagnier Claude Poyart “SYNTHÈSE médecine/sciences” 1992 ; 8 : 790-6 Études et Techniques, (contrat n° 89/245), l'institut Mérieux, et l'Inserm.

**30-** SMAHI HAYAT et OUDJEDAOUÏ HADJIRA ; « conception et réalisation d'une carte de mise en forme d'un photopléthysmogramme » ; 26 juin 2013.

**31-** Moyle J T B *Pulse Oximeters* London: BMJ Books1994.

**32-** Mannheim P D, Casciana J R, Fein M E and Nierlich S L *Wavelength selection for low saturation pulse oximetry IEEE Trans. Biomed. Eng.* 1997.

**33-** Benmoulaï Hadj Mohamed ; « Développement d'un système en vue de mesurer et d'analyser la vitesse de l'impulsion artérielle » ; Mémoire de magister en électronique biomédical ; Université Abou Bakr Belkaïd Tlemcen ; 2009.

**34-** J G Webster, Design of Pulse Oximeters Medical Science Series (1997).

**35-**De Trafford J, Lafferty K. *What does photoplethysmography measure?* Med BiolEngComput (1984).

**36-**Wukitsch M W, Petterson M T, Tobler D R and Pologe J A *Pulse oximetry: analysis of theory, technology, and Practice* J. Clin. 1988.

**37-**Shymada Y and Yoshida I *Effects of multiple scattering and peripheral circulation on arterial oxygen saturation measured with a pulse-type oximeter* Med. Biol 1984.

**38-** Steinke J M and Shepherd A P *Role of light scattering in whole blood oximetry* IEEE Trans. 1986

**39-** Fine I and Weinreb A *Multiple scattering effect in transmission oximetry*  
Med. Bid.  
Eng.Comput.1993.

**40-** <http://plongee.amiral.free.fr/formation/niveau2/circulation2.htm> © JLJC

Courtens, 1997-2001, Tous droits réservés Création avril 1997 Revue : 02 mars 2006.

**41-** [http://www.mancini.lu/~jaj/stuff/sfar2010/contenu/archives/ca08/html/ca08\\_21/ca08\\_21.htm](http://www.mancini.lu/~jaj/stuff/sfar2010/contenu/archives/ca08/html/ca08_21/ca08_21.htm).

**42-**Peck Y S Cheang and Peter R Smith, —An Overview of Non-contact Photoplethysmography, Department of Electronic and Electrical Engineering,

Loughborough University, LE11 3TU, UK, ELECTRONIC SYSTEMS AND CONTROL DIVISION RESEARCH 2003.

43-<http://www.em-consulte.com/article/157258>.

44-Pitson DJ, Sandell A, van den Hout R, et al. *Use of pulse transit time as a measure of inspiratory effort in patients with obstructive sleep apnoea*. European Respiratory Journal 1995.

45-Stéphane Laurent, Sandrine Katsahian, Céline Fassot, Anne- Isabelle Tropeano, Isabelle Gautier; Brigitte Laloux, PhD Pierre Boutouyrie. *Aortic stiffness is an independent predictor of fatal stroke in essential hypertension*. Stroke 2003.

46-Khoshdel, Shane L. Carney, FRACP, Balakrishnan R. Nair, FRACP and Alastair Gillies. *Better management of cardiovascular diseases by pulse wave velocity: combining clinical practice with clinical research using evidence-based medicine*. Clin Med Res 2007.

47- Mise au point d'un système de mesure de paramètres physiologiques à base d'un Smartphone Androïde. Option Télédétection. Université Mouloud Mammeri, Tizi-Ouzou, Faculté de génie électrique et de l'informatique.

48-BEREKSI REGUIG Fethi ; « conception et réalisation d'un dispositif d'exploration fonctionnelle cardio-vasculaire » ; 2011-2013

49- Directives complètes disponibles au lien suivant :  
<http://www.avrtutorials.com/sites/default/files/AVR%20Assembler%20User%20Guide.pdf>

50- <http://www.labelektronika.com/2017/02/arduino-mega-2560-mikrokontroler.html>

51- <https://www.lisic.univ-littoral.fr/~hebert/microcontrolleur/atmel/>

52- [https://www.researchgate.net/figure/The-block-diagram-of-the-ATMEGA-2560-microcontroller\\_fig6\\_292694418](https://www.researchgate.net/figure/The-block-diagram-of-the-ATMEGA-2560-microcontroller_fig6_292694418)

53- <https://www.arduino.cc/>

54-

[https://techniquesinverses.weebly.com/uploads/5/3/3/5/53351725/le\\_c\\_pour\\_arduino\\_v2\\_7%C3%A8me\\_travaux\\_pratiques.pdf](https://techniquesinverses.weebly.com/uploads/5/3/3/5/53351725/le_c_pour_arduino_v2_7%C3%A8me_travaux_pratiques.pdf)

55-Le 3 mars 2015. Par : [Jean-Luc](#). URL : <https://www.locoduino.org/spip.php?article97>

56- [https://ozeki.hu/p\\_3014-how-to-setup-a-lcd-display-on-arduino-mega.html](https://ozeki.hu/p_3014-how-to-setup-a-lcd-display-on-arduino-mega.html)

57- <https://www.elprocus.com/heartbeat-sensor-working-application/>

58- <https://pulsesensor.com/pages/getting-advanced>

59-Mohamed Elgendi , 'PPG Signale Analysis An Introduction Using MATLAB, First edition published 2021 by CRC Press.

60- <https://www.medicalexpo.fr/fabricant-medical/photoplethysmographie-2598.html>.

# Annexe :



**BPX43**

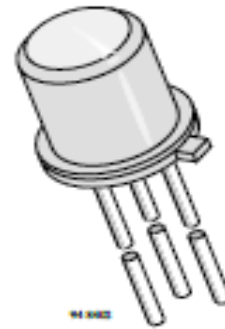
Vishay Telefunken

## Silicon NPN Phototransistor

### Description

BPX43 is a very high sensitive silicon NPN epitaxial planar phototransistor in a standard TO-18 hermetically sealed metal case with a glass lens.

A superior linearity of photocurrent vs. irradiation makes it ideal for linear applications. A base terminal is available to enable biasing and sensitivity control.



### Features

- Hermetically sealed TO-18 case
- Lens window
- Angle of half sensitivity  $\varphi = \pm 15^\circ$
- Exact central chip alignment
- Base terminal available
- Very high photo sensitivity
- High linearity
- Suitable for visible and near infrared radiation
- Selected into sensitivity groups

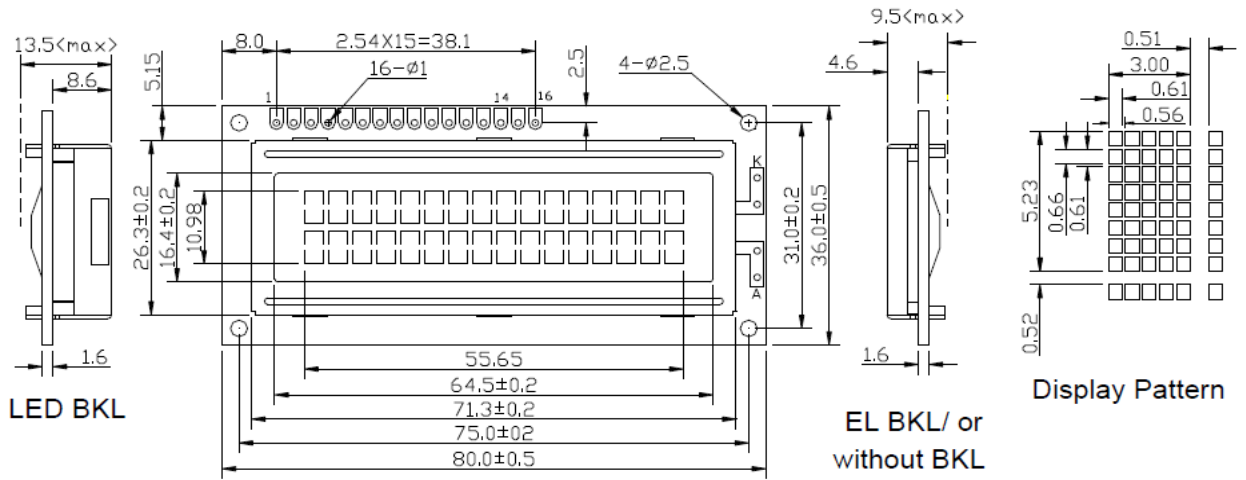
### Applications

Detector for analogue and digital applications in industrial electronics, measuring and control, e.g. long range light barriers with additional optics, optical switches, alarm systems.

### Absolute Maximum Ratings

$T_{amb} = 25^\circ\text{C}$

Parameter	Test Conditions	Symbol	Value	Unit
Collector Base Voltage		$V_{CB0}$	80	V
Collector Emitter Voltage		$V_{CE0}$	70	V
Emitter Base Voltage		$V_{EB0}$	7	V
Collector Current		$I_C$	50	mA
Peak Collector Current	$t_p \leq 10 \mu\text{s}$	$I_{CM}$	200	mA
Total Power Dissipation	$T_{amb} \leq 25^\circ\text{C}$	$P_{tot}$	250	mW
Junction Temperature		$T_J$	125	$^\circ\text{C}$
Operating Temperature Range		$T_{op}$	-55...+125	$^\circ\text{C}$
Storage Temperature Range		$T_{stg}$	-55...+125	$^\circ\text{C}$
Soldering Temperature	$t \leq 5 \text{ s}$ , distance from touching border $\geq 2 \text{ mm}$	$T_{sd}$	260	$^\circ\text{C}$
Thermal Resistance Junction/Ambient		$R_{\theta JA}$	400	K/W
Thermal Resistance Junction/Case		$R_{\theta JC}$	150	K/W



**Feature**

1. 5X8 dots with cursor
2. Built-in controller (KS0066U or Equivalent)
3. +5V power supply(Also available for +3.0V)
4. 1/16 duty
5. BKL to be driven by pin1,pin2,or pin15,pin16,or A,K
6. N.V.optional

PIN NO	Symbol	Fuction
1	VSS	GND
2	VDD	+5V
3	V0	Contrast adjustment
4	RS	H/L Register select signal
5	R/W	H/L Read/Write signal
6	E	H/L Enable signal
7	DB0	H/L Data bus line
8	DB1	H/L Data bus line
9	DB2	H/L Data bus line
10	DB3	H/L Data bus line
11	DB4	H/L Data bus line
12	DB5	H/L Data bus line
13	DB6	H/L Data bus line
14	DB7	H/L Data bus line
15	A	+4.2V for LED
16	K	Power supply for BKL(0V)

**Mechanical Data**

Item	Standard	Unit
Module dimension	80.0x36.0	mm
Viewing area	64.5x16.4	mm
Dot size	0.56x0.61	mm
Character size	3.00x5.23	mm

**Absolute Maximum Rating**

Item	Symbol	Standard			Unit
		Min	Typ	Max	
Power supply	VDD-VSS	-0.3	-----	5.5	V
Input voltage	VI	-0.3	-----	VDD	

**Electronical characteristics**

Item	Symbol	Condition	Standard			Unit
			Min	Typ	Max	
Input voltage	VDD	+5V	4.7	5.0	5.5	V
		+3.3V	2.7	3.0	5.3	
Supply current	I <sub>DD</sub>	VDD=5V	-----	1.5	4	mA
Recommended LCD riling voltage for normal temp version module	VDD-V0	-20°C	-----	-----	-----	V
		0 °C	4.7	5.0	5.5	
		25°C	4.3	4.5	4.7	
		50°C	4.1	4.3	4.5	
LED forward voltage	V <sub>F</sub>	25°C	-----	4.2	4.6	V
LED forward current	I <sub>F</sub>	25°C	-----	120	180	mA
EL power supply current	I <sub>EL</sub>	V <sub>b</sub> =110V AC 400Hz	-----	-----	-----	mA

**Display character address code:**

Display position

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16
DDRAM address	00	01	02	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	0FH
DDRAM address	40	41	42	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	4FH

## Résumé :

La photopléthysmographie (PPG) est une technique de mesure optique qui permet d'observer les variations de volume sanguin dans un tissu de manière non-invasive.

La photopléthysmographie dans l'infrarouge repose sur deux principes : la présence d'un signal pulsatile généré par le sang artériel et l'absorption différentielle de l'oxyhémoglobine.

Dans le cadre de ce travail, nous présentons une carte de mise en forme du PPG dans l'infrarouge. Cette étude est décomposée en deux parties essentielles : une partie analogique présentant la conception de la carte de mise en forme du signal PPG (comportant une sonde formée par un phototransistor et une LED infrarouge, des circuits d'adaptation, de filtrage, d'amplification, etc.) et une partie numérique conçue autour d'une carte ArduinoMega2560 construite autour du microcontrôleur ATmega328, exploitée pour l'acquisition de données. Une programmation du software de cette carte et le développement d'un script d'acquisition de données permettent d'enregistrer les signaux dans un fichier de données.

**Mots clés :** photopléthysmographie, spectrophotométrie, saturation d'oxyhémoglobine, ArduinoMega2560

## ملخص :

مخطط التحجيم الضوئي هي تقنية قياس بصرية غير جراحية لمراقبة التغيرات في حجم الدم في الأنسجة. مخطط التحجيم الضوئي في مجال الأشعة تحت الحمراء يستند على مبدئين: وجود إشارة نابض ناتجة عن الدم الشرياني؛ والامتصاص التفاضلي للأوكسي هيموغلوبين.

في إطار هذا العمل نقوم بتقديم نموذج خاص بتنسيق إشارات التحجيم الضوئي في الأشعة تحت الحمراء؛ وينقسم هذا المشروع إلى قسمين رئيسيين جزء تناظري؛ يقدم تصميم النموذج الخاص بتنسيق الإشارة (يتكون من مقحل مغلق يحتوي على ترانزستور ضوئي وصمام الأشعة تحت الحمراء؛ دائرة التعديل؛ دائرة التضخيم؛ ودائرة الترشيح). الجزء الرقمي مخصص لاستقبال البيانات. برمجة البرامج ATmega مصمم حول بطاقة الأرودينو؛ تتمحور حول المتحكم 328

## مفتاحية كلمات:

قياس التحجيم الضوئي المقياس الطيفي الضوئي تشبع الأوكسي هيموغلوبين اردوينو

## **Abstract :**

Photoplethysmography (PPG) is an optical measurement for observing changes in blood volume in a tissue non-invasively. Photoplethysmography in the infrared is based on two principles: the presence of a pulsatile signal generated by the arterial blood and the differential absorption of oxyhemoglobin.

As part of this study, we present a formatting circuit of PPG signal in the infrared. This project is divided into two main parts: an analog part present the designing of formatting circuit (including a probe formed of an infrared LED and phototransistor, matching circuits, filters, amplifiers...). In addition, a digital part designed around an Arduino Uno board built around the ATmega328 microcontroller exploited for data acquisition. A Software programming of this board and the development of a data acquisition script allows to record signals in a data file.

**Keywords:** Photoplethysmography, spectrophotometry, saturation of oxyhemoglobin, Arduino2560.

