

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE
SCIENTIFIQUE

UNIVERSITE M'HAMED BOUGARA-BOUMERDES



Faculté de Technologie

Département Ingénierie des Systèmes Electriques

Mémoire de Master

Présenté par

KHETTAB WIAM HANENE

DELLECI WAFA

Filière : Electronique

Spécialité : Electronique des Systèmes Embarqués

Conception et réalisation d'un système de surveillance médicale à distance.

Soutenu le 26/06/2022 devant le jury composé de:

Mme DICHOU Karima	MCB	UMBB	Encadreur
Mr RAHMOUNE Fayçal	Prof	UMBB	président
Mme HAROUN Radia	MAA	UMBB	examineur

Année Universitaire : 2021/2022

Remerciements

Tout d'abord, nous voudrions remercier Dieu Tout-Puissant de nous avoir donné la force, le courage et la patience d'étudier et de persévérer dans cet humble travail.

Nous adressons nos sincères remerciements à nos chers parents pour leur soutien et leurs encouragements dans la réalisation de ce travail.

Nous remercions notre superviseure Dichou, pour ses conseils avisés et sa confiance en nous.

Enfin, merci à tous ceux qui ont été directement ou largement impliqués dans la réussite de ce travail et au soutien affectif apporté par nos amis et collègues de l'université.

Dédicaces

Ce projet a maman mon héroïne ,qui surmonte les difficultés de la vie pour moi

Je t'aime ma Bella ♥

A mon père qui est toujours présent pour me soutenir, et me donner le courage pour continuer jusqu'au bout, Dieu te protège pour moi INCHA ALLAH.

A mes frères « Yacine, Fateh »

A ma sœur « Ahlem »

Nos sincères remerciements s'adressent à Dr : K. DICHOU, pour son soutien et ses conseils.

Merci à tous ceux qui m'ont aidé

wIAM

Dédicaces

Je dédie humblement ce travail à: Mes parents et ma famille, qui sont la source de mon soutien, qui m'ont tout donné pour assurer ma réussite A ma chère sœur qui m'a toujours soutenue et encouragée et à mon binôme qui m'a aidée durant ces années universitaires Tous mes enseignants et professeurs qui sont la source de mon savoir

Wafa

Résumé

Les systèmes de santé intègrent des progrès récents dans la technologie mobile et les réseaux sans fil pour aider le médecin de suivre les patient a distance .

Actuellement ,les paramètres de santé de base sont surveillés par le personnel médical seulement à des intervalles discrets.

Nous proposons, la réalisation d'un système temps-réel de surveillance médical connecté au wifi. A travers ce projet, nous concevons un système embarqué permettant de surveiller les patients (température, taux d'oxygène) dont nous aurons besoin d'une carte Arduino ainsi que un ensemble de capteurs. Pour assurer le suivi médical continue d'un patient de réanimation notre système doit être connecté au réseau internet à travers le module wifi Esp8266.

Abstract

Healthcare systems incorporate recent advances in mobile technology and wireless networks to help the doctor track patients remotely.

Currently, basic health parameters are monitored by medical staff only at discrete intervals.

we are proposing the creation of a real-time medical monitoring system connected to the Internet. Through this project, we are designing an on-board system to monitor a patient (temperature, oxygen level) which we will need an Arduino board as well as a set of sensors. To ensure the

continuous medical follow-up of a resuscitation patient, our system must be connected to the Internet network through the Esp8266 wifi module.

ملخص

تتضمن أنظمة الرعاية الصحية تطورات حديثة في تكنولوجيا الهاتف المحمول والشبكات اللاسلكية لمساعدة الطبيب على تتبع المرضى عن بعد. وفي الوقت الحالي، لا يراقب الموظفون الطبيون المتغيرات الصحية الأساسية إلا على فترات منفصلة.

نقترح إنشاء نظام مراقبة طبية في الوقت الفعلي متصل بالإنترنت. من خلال هذا المشروع ، نقوم بتصميم نظام مدمج لمراقبة المرضى (درجة الحرارة ومستوى الأكسجين) الذي سنحتاجه إلى لوحة Arduino بالإضافة إلى مجموعة من أجهزة الاستشعار.. لضمان المتابعة الطبية المستمرة للمريض الإنعاش ، يجب توصيل نظامنا بشبكة الإنترنت من خلال بطاقة ESP8266.

Liste des abréviations

IDE: (integrated development environment) environnement de développement intégré

USB : (Universal Serial Bus)

PWM : (Pulse Width Modulation) modulation de largeur d'impulsion

SRAM : (Static Random Access Memory) Mémoire statique vive

EEPROM: (Electrically-Erasable Programmable Read-Only Memory)mémoire morte effaçable électriquement et programmable

SDA: (Serial Data Line) Ligne de données série.

SCL: Serial Clock Line ligne d'horloge de synchronisation

IR: Infrarouge.

LCD: Liquid Crystal Display.

RAM: Random Access Memory.

ROM: Read Only Memory.

SPO₂: Saturation pulsatile en oxygène

Hb : Hémoglobine

PPG : signal photopléthysmogramme

I²C : Inter-Integrated Circuit.

VCC: Voltage Common Collector.

Liste des Figures

Chapitre1

Figure 1. 1: Vue de face et en coupe du cœur .[3].....	2
Figure 1. 2: Les type s de Les vaisseaux sanguins.[4].....	3
Figure 1. 3: Les composants du sang.[5]	4
Figure 1. 4: La circulation cardiovasculaire. [6]	5
Figure 1. 5: Vue schématique des étapes de la révolution cardiaque .[7].....	6
Figure 1. 6: L'activité électrique du cœur .[6]	7
Figure 1. 7: Les différentes formes d'ondes qui apparaissent dans différents tissus du cœur.[6].....	9
Figure 1. 8 : Le signal photopléthysmogramme (PPG) .[11].....	11
Figure 1. 9: Le principe photopléthysmographie. [12].....	12
Figure 1. 10: Représentation simplifiée de l'absorption de la lumière par les tissus vivants.[12]...13	
Figure 1. 11 : Régulation de la température [16].....	16

Chapitre 2

Figure 2. 1 : Carte Arduino Uno.[24]	20
Figure 2. 3 : Brochage de la carte Arduino Uno .[24]	23
Figure 2. 4 : Interface IDE Arduino.[25]	24
Figure 2. 5 : Paramétrage de la carte étape 1.[25]	25
Figure 2. 6 : Paramétrage de la carte étape 2.[25]	25
Figure 2. 7 : MAX30102.[27]	28
Figure 2. 8 : Brochage de MAX30102.[27]	29
Figure 2. 9 : Variations de l'intensité de la lumière en fonction de la longueur d'onde .[28].....	31
Figure 2. 10 : Capteur MLX90614.[30].....	32
Figure 2. 11 : Brochage de Capteur MLX90614.[31]	32
Figure 2.12 :Puissance rayonnée par le corps noir.[31].....	34
Figure 2. 13 : module WiFi ESP8266.[32]	35
Figure 2. 14 : Brochage de module wifi ESP8266. [32].....	36
Figure 2. 15: Ecran LCD avec 16x2.[34].....	37
Figure 2. 16: Ecran LCD avec système de connexion I2C.[35].....	39
Figure 2. 17: Brochage LCD et un module I2C avec Arduino.	39

Figure 2. 18: Schéma de communication I2C.[36].....	40
Figure 2. 19: Graphe de communication des valeurs sous forme I2C.[36].....	41

Chapitre 3

Figure 3. 1: Schéma synoptique du système à réaliser	43
Figure 3. 2: Organigramme globale	44
Figure 3. 3: Le schéma de thermomètre réalisé sous Easy EDA.....	45
Figure 3. 4: montage de circuit global par fritzing	46
Figure 3. 5: le montage de notre projet.	47
Figure 3. 6: L'interface de RemoteXY.	49
Figure 3. 7: Comment RemoteXY marche.....	50
Figure 3. 8 Création d'une interface graphique sur Remotexy.	50
Figure 3. 9: Montage du MLX90614.	51
Figure 3. 10: Résultat de température sur moniteur série.	51
Figure 3. 10: Résultat de température sur moniteur série.	51
Figure 3. 11: Le montage de capteur MAX30102.....	52
Figure 3. 12: Résultat du MAX30102 sur le moniteur série.	53
Figure 3. 13: Prototype du système.....	54
Figure 3. 14 Détection d'une Température et Taux d'oxygène	54

Liste des tableaux

Tableau 2. 1 : Brochage de Capteur MAX30102 .[27].....	29
Tableau 2. 2 : Brochage de Capteur MLX90614 .[31].....	32
Tableau 2. 3: Brochage de module wifi ESP8266 [32]	36
Tableau 2. 4 : Brochage l'écran LCD.[34]	38
Tableau 2. 5 : Estimation matériel du système.....	55

Table des matières

Chapitre 1 : Généralités sur l'Electrocardiogramme et l'oxymètre

Introduction Générale	1
-----------------------------	---

1.1 .Introduction	1
1.2.Le système cardiovasculaire	1
1.2.1.Le cœur	1
1.2.2.Les vaisseaux sanguins	2
1.2.3.Le sang	3
1.2.4.La circulation cardiovasculaire.....	4
1.3.Révolution cardiaque	5
1.3.1.Activité mécanique cardiaque	6
1.3.2.Activité électrique du cœur	7
1.4 La fréquence cardiaque	9
1.4.1. Définition	9
1.4.2.Le niveau d'une fréquence cardiaque normale	9
1.5. Le taux d'oxygène dans le sang SP02	10
1.6. Le signal photopléthysmogramme (PPG)	10
1.7.Photpléthysmographie PPG et volume sanguin pulsé.....	11
1.7.1. Définition	11
1.7.2. Le principe.....	11
1.7.3La pulsation du sang	12
1.8. Température corporelle	13
1.8.1. Définition	13
1.8.2. Température corporelle normale	13
1.8.3. Plage normale et écarts	14

1.8.4. Mesure de la température corporelle	14
1.8.5. Régulation de la température.....	15
1.8.6. Hyperthermie.....	16
1.8.7. Hypothermie	17
1.9. Problématique	17
1.10.Solution Proposée.....	17
1.11 .Conclusion	18

Chapitre 2 :Description du Matériels Utilisés

2.1.Introduction.....	19
2.2 Historique	19
2.3. Définition du module Arduino.....	19
2.4. Choix.....	20
2.5. Caractéristiques de la carte Arduino UNO	20
2.6. Les différentes composantes	21
2.6.1. Le Microcontrôleur ATmega328	21
2.6.2. Les sources d'alimentation de la carte Arduino UNO	21
2.6.2. Les entrées /sorties	22
2.6.3. Les ports de communication	22
2.6.4 Oscillateur ou quartz à 16 MHz	22
2.7.Brochage de la carte Arduino Uno	22
2.8. Programation	23
2.8.1. L'environnement de programmation.....	23
2.8.2. Structure générale du programme (IDE Arduino)	24

2.8.3. Transfert du programme	24
2.8.4. Description du programme.....	25
2.8.5. Commentaires.....	26
2.8.6. Définition des variables	26
2.8.7. Les étapes de téléchargement du programme.....	27
2.9 . MAX30102	27
2.9.1. Description du MAX30102	27
2.9.2. Spécifications:	28
2.9.3. Description de la broche.....	29
2.9.4. Le principe de fonctionnement.....	30
2.9.5. Absorption des ondes lumineuses par Hb et HbO2	30
2.10. Le capteur MLX90614.....	31
2.10.1. Description générale	31
Le capteur de température MLX90614 est fabriqué par une société appelée Melexis . Le capteur est calibré en usine et agit donc comme un module de capteur pour accélérer les processus de développement.....	31
2.10.2. Descriptions des broches	32
2.10.3. Spécifications du capteur de température MLX90614 :.....	33
2.10.4. Principe de fonctionnement de MLX90614	33
2.11. module WiFi ESP8266	34

2.11.1. Description de l'écran LCD.....	34
2.11.2 Caractéristiques:	35
2.11.3 Brochage module WiFi ESP8266	35
2.12 Cristal liquide d'affichage(LCD)	37
2.12.1 Description de l'écran LCD.....	37
2.12.2. Caractéristiques de l’Afficheur	37
2.12.3. Les points de connexion de l'écran à cristaux	38
2.12.4.Écran à cristaux liquides 16 * 2 avec système de connexion I2C	38
2.13. Protocole de communication	40
2.13.1. Protocole de communication I2C.....	40
2.13.2. Protocole Wi -Fi.....	41
2.14 .Conclusion	41

Chapitre 3 :Conception et Simulation du Nouveau Système

3.1. Introduction.....	42
3.2. Description du système à concevoir	42
3.2.1. Logigramme de notre nouveau système.....	42
3.2.2. Organigramme globale de notre nouveau système	44
3.3. La réalisation virtuelle.....	44
3.4. Réalisation de notre Système.....	47
3.4.1. Réalisation de notre montage	47

3.4.2 La plateforme Remotexy	48
3.5. Interprétation des Résultats	50
3.5.1. Contrôle de température corporelle	50
3.5.2. Affichage de la saturation d'oxygène et du rythme cardiaque	52
3.6. Prototype finale	54
3.7. Test de fonctionnement	54
3.8. Estimation matérielle de notre système	55
3.9. CONCLUSION.....	55
Conclusion Générale	56
Références Bibliographiques	57
ANNEXES A	60
Annexe B.....	65
Annexe C.....	67

Introduction Générale

la surveillance clinique est un concept fréquemment cité dans l'intervention qui vise à assurer la sécurité des patients. Elle se réalise principalement par la collecte, l'analyse et l'interprétation des données afin de détecter un problème et de prendre une décision à l'égard de ce même problème.

De nos jours, différents dispositifs et systèmes de surveillance de patients ont été proposés et mis en place. Ils possèdent un certain nombre de capacités diverses et peut aider le personnel à l'hôpital pour suivre les paramètres vitaux en permanence .

Toutefois, normalement, ces paramètres de santé de base sont surveillés et mesurés par le personnel médical seulement à des intervalles discrets. Cette approche commune peut parfois conduire à la perte de données cruciales (par exemple pendant la nuit). Par conséquent, un intérêt particulier doit être porté sur les techniques de surveillance continue. Ce type de surveillance doit être capable de détecter et de déterminer les changements significatifs dans l'état du patient afin de fournir un signal d'alarme avant qu'une crise ne survienne.

Dans notre projet de fin d'études nous avons proposé un système de surveillance médical à distance qui sera une alternative et une opportunité non négligeable en milieu hospitalier. L'objectif de notre système est de diminuer la charge du travail quotidien des médecins au niveau de l'hôpital et de procurer de l'aide avec des équipements simple et manipulable. Ce système enregistre la saturation d'oxygène, la température corporelle du patient et envoie également les données captées sur une application mobile d'une façon continue et permettre d'enregistrer les situations d'urgence et réagir de manière appropriée à tout changement important dans les conditions de santé de la personne en temps réel.

Notre mémoire est organisé de la manière suivante :

Nous allons entamer le premier chapitre par des généralités sur l'électrocardiogramme, on a décrit l'anatomie du cœur et sa physiologie, son rôle important dans système cardiovasculaire .Nous avons aussi décrit le signal PPG et des notions sur le principe de la photopléthysmographie , ainsi

nous allons expliquer les grandeurs physiques qui nous intéressent : saturations d'oxygène ,la température corporelle , le rythme cardiaque,

Dans le chapitre 2, nous allons nous présentons en détail tous les composants nécessaires pour la réalisation d'un système de surveillance médicale.

Dans le troisième et le dernier chapitre, nous avons présentées les étapes de la conception et la réalisation pratique de notre système de surveillance, ensuite nous avons exposer les résultats obtenus après les tests pratiques effectués. Finalement, une conclusion générale résume l'ensemble de notre travail.

Chapitre 1 : Généralités sur l'Electrocardiogramme et l'oxymètre

1.1 .Introduction

Le cœur est un organe essentiel à la vie , L'accidents cardiaque sont la première cause de mortalité dans le monde .

Dans nous jours , Il est indispensable de trouver une solution pour le traitement et le suivi des malades en cardiologie .

Au niveau des hôpitaux, La Photpléthysmographie reste encore l'une des techniques et les plus largement utilisé pour surveiller en permanence la saturation en oxygène et la fréquence cardiaque avec une bonne précision.

Nous présentons dans ce chapitre le fonctionnement général du système cardiovasculaire, On passe par la suite à la description de son activité mécanique et électrique focalisant sur l'électrocardiogramme puis, de manière plus détaillée le principe de la Photpléthysmographie .

1.2.Le système cardiovasculaire

Le système cardiovasculaire assure la circulation du sang dans l'organisme et permet ainsi son alimentation en oxygène et en nutriments[1]. Il est composé de trois parties :

1.2.1.Le cœur

Comme le montre la figure 1.1, c'est un muscle creux (poids 270 g chez l'adulte), est de la grosseur du poing. Il fonctionne comme une pompe, en aspirant le sang oxygéné provenant des veines pulmonaires et en le renvoyant dans l'organisme au moyen des contractions auriculo-ventriculaires gauche par le biais de l'artère aortique à travers la valve aortique.[2]

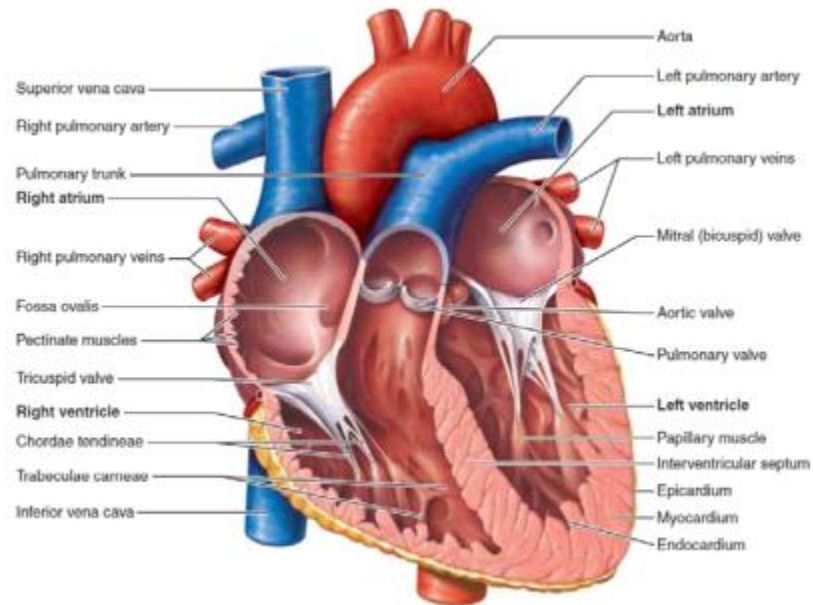


Figure 1. 1: Vue de face et en coupe du cœur .[3]

1.2.2. Les vaisseaux sanguins

Le sang est toujours contenu dans des vaisseaux sanguins qui sont de trois types (voir la figure 1.2) :

- Les artères à parois épaisses et gros diamètres, amènent le sang aux organes.
- Les veines à parois épaisses et gros diamètres, permettent au sang de repartir des organes.
- Les capillaires, à parois très fines et de très petit diamètre, permettent les échanges de substances entre le sang et les organes.[4]

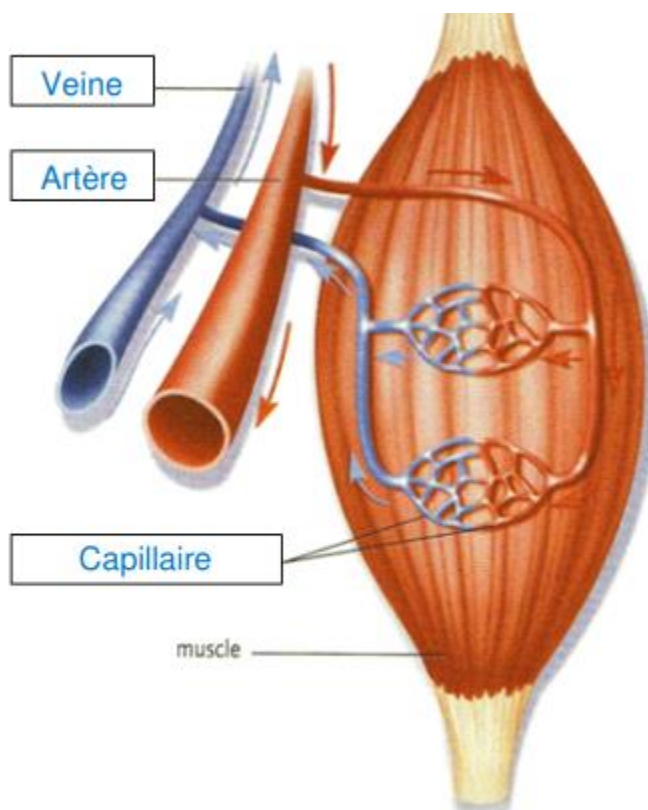


Figure 1. 2: Les types de vaisseaux sanguins.[4]

1.2.3. Le sang

Le sang est un liquide organique mis en mouvement (aspiré et refoulé) par le cœur et qui circule dans toutes les artères, les veines et les capillaires. Le sang est constitué à 55 % de liquide (plasma) et à 45 % d'éléments figurés (globules rouges, globules blancs et plaquettes sanguines), voir la figure 1.3. [5]

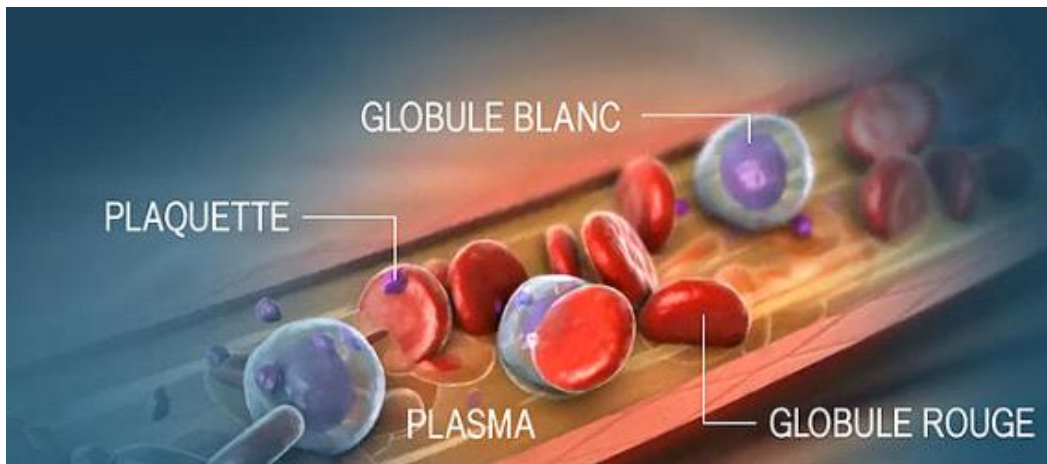


Figure 1. 3: Les composants du sang.[5]

1.2.4.La circulation cardiovasculaire

Le système cariovasculaire constitue un système fermé entre le cœur et les vaisseaux sanguins.

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 1.4) 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 dans les veines, 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. [6]

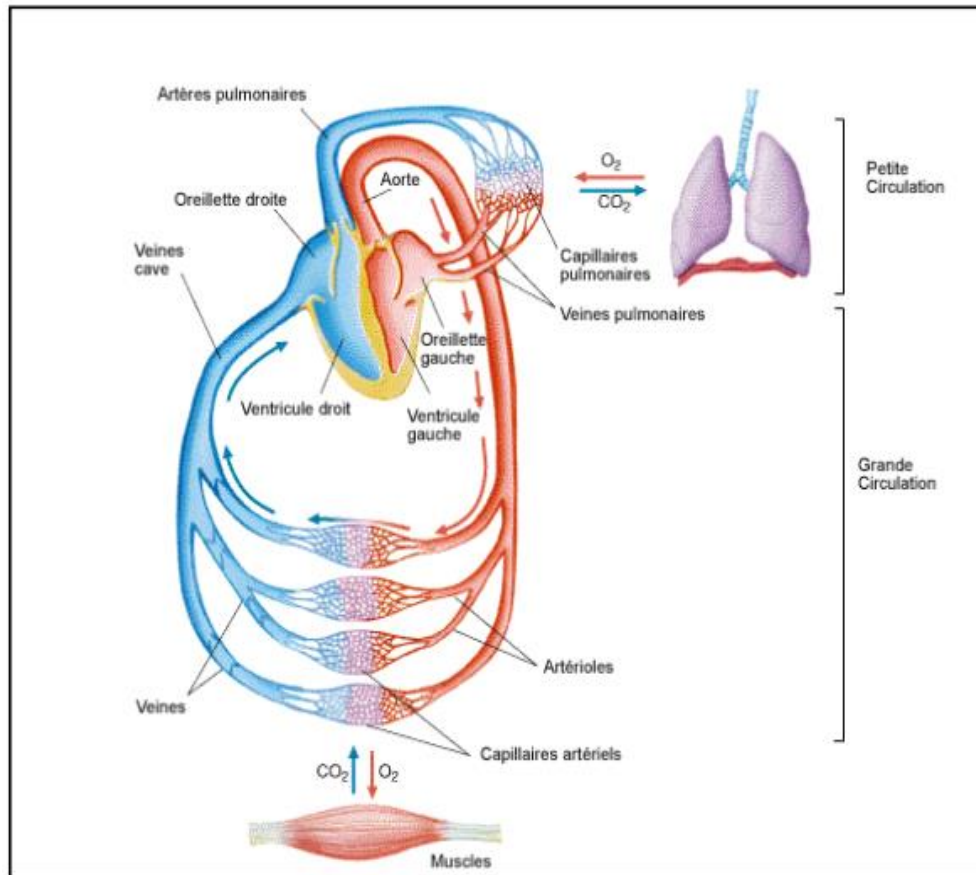


Figure 1. 4: La circulation cardiovasculaire. [6]

1.3.Révolution cardiaque

Pour le fonctionnement du cœur, deux activités se produisent ; une activité électrique et une autre mécanique.

Comme le montre la figure 1.5, l'activité mécanique du cœur est procrée par l'activité électrique périodique, commandée par la contraction puis la relaxation des ventricules. La succession d'une systole ventriculaire et d'une diastole ventriculaire forme un cycle cardiaque.

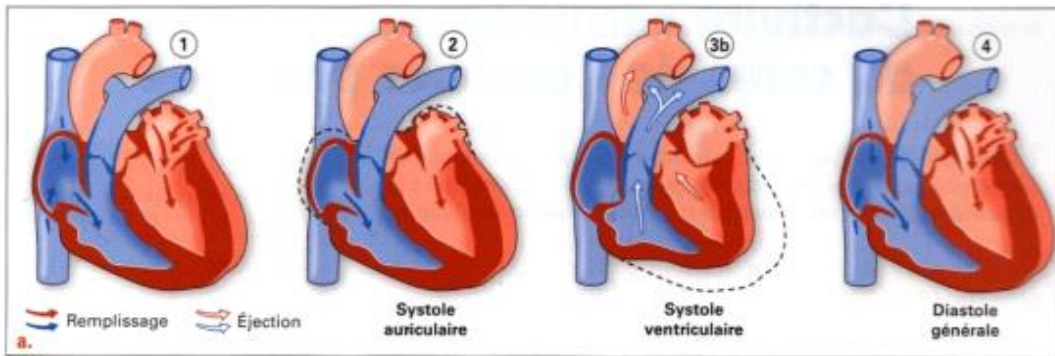


Figure 1. 5: Vue schématique des étapes de la révolution cardiaque .[7]

- 1 – **Systole auriculaire** : les oreillettes se contractent, le sang est propulsé dans les ventricules
- 2 – **Systole ventriculaire** : remplissage des ventricules, les valves auriculo-ventriculaires se ferment (1er bruit du cœur)
- 3- **Systole ventriculaire isovolumique** : ouverture des valves sigmoïdes et éjection du sang dans les artères
- 4 – **Diastole générale** : les oreillettes et les ventricules se relâchent simultanément et fermeture des valves sigmoïdes (2eme bruit du cœur) .[7]

1.3.1. Activité mécanique cardiaque

Le cycle de la circulation sanguine se répète infiniment et se divise en deux périodes: la systole et la diastole. La systole est la période correspondant à l'envoi du sang dans la grande et petite circulation. Elle se décompose en trois phases: la systole auriculaire, la contraction ventriculaire iso volumique et la systole ventriculaire .

- La systole auriculaire est la contraction des oreillettes quand elles sont remplies de sang.
- La contraction ventriculaire iso volumique commence lorsque les cellules musculaires du myocarde ventriculaire se contractent.
- La systole ventriculaire commence lorsque les pressions dans les ventricules dépassent les pressions dans l'artère pulmonaire et l'aorte.

- La diastole est la phase de relaxation du cœur pendant laquelle il se remplit de sang. Cette période est composée de deux phases: la relaxation ventriculaire isométrique et la phase de repos.
- La relaxation ventriculaire fait suite à la systole. Les ventricules se relâchent, la pression chute jusqu'à être inférieure à celle exercée dans l'aorte et l'artère pulmonaire.
- La phase de repos est celle pendant laquelle le sang des veines caves et pulmonaires s'écoule librement dans les ventricules via les oreillettes.[6]

1.3.2. Activité électrique du cœur

L'activité électrique du cœur consiste en des signaux électriques qui le font battre à un rythme régulier et à une fréquence normale. Le trajet de ces signaux commence avec une impulsion du nœud sinusal, ou sino-auriculaire (SA), situé dans l'oreillette droite. L'impulsion électrique traverse le cœur de haut en bas, soit des oreillettes aux ventricules. Chacune leur tour, les parties du cœur se contractent pendant que les autres se dilatent,(voir la figure 1.6).[6]

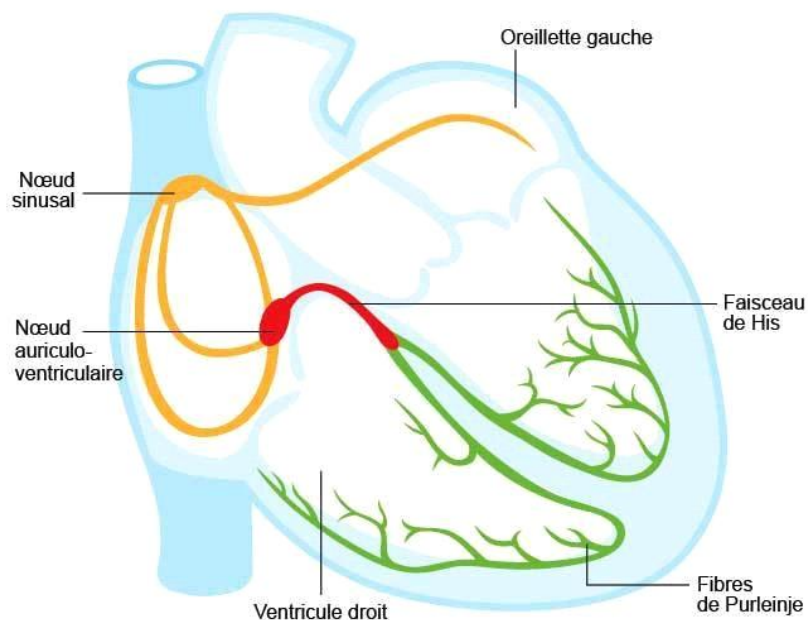


Figure 1. 6: L'activité électrique du cœur .[6]

L'activité électrique normale du cœur suit la séquence d'activation suivante :

- Le nœud sinusal (NS) :

L'activité électrique est générée spontanément dans le nœud sinusal qui est situé dans la partie haute de la paroi intérieure de l'oreillette droite, au niveau où débouche la veine cave supérieure. L'impulsion cardiaque initiée dans le nœud sinusal est transmise aux deux oreillettes. Cette activation est facilitée au moyen des voies spécialisées intermodales qui relient le nœud sinusal au nœud auriculo-ventriculaire.

- Le nœud auriculo-ventriculaire (NAV) :

Il est situé en bas de l'oreillette droite et est constitué de cellules qui présentent une conduction électrique lente. L'activation électrique qui arrive au NAV est physiologiquement ralentie (approximativement 100 ms) avant d'arriver au faisceau de His. Cette propriété physiologique du NAV permet de protéger les ventricules d'un nombre excessif d'activations du NAV et d'activations auriculaires et concède aux oreillettes un temps de vidange plus grand, ce qui optimise la contraction ventriculaire.

- Le faisceau de His :

Il est situé dans la partie haute du septum inter ventriculaire et ses fibres traversent le tissu connectif (non excitable) qui sépare électriquement les oreillettes des ventricules. Dans les cas normaux, le NAV et le faisceau de His constituent la seule voie de propagation de l'activité électrique cardiaque entre les oreillettes et les ventricules. L'ensemble de ces deux structures est souvent appelé la jonction auriculo-ventriculaire. Le faisceau de His comprend un tronc initial qui se divise en deux branches, droite pour le ventricule droit et gauche pour le ventricule gauche.

- Les fibres de Purkinje :

Les branches du faisceau de His finissent dans un réseau de fibres qui arrivent dans les parois ventriculaires. Les fibres de Purkinje terminent en anastomoses avec les fibres myocardiques musculaires, facilitant leur excitation.

La figure 1.7 nous permet de voir les différentes formes d'ondes qui apparaissent dans les différents tissus du muscle cardiaque :

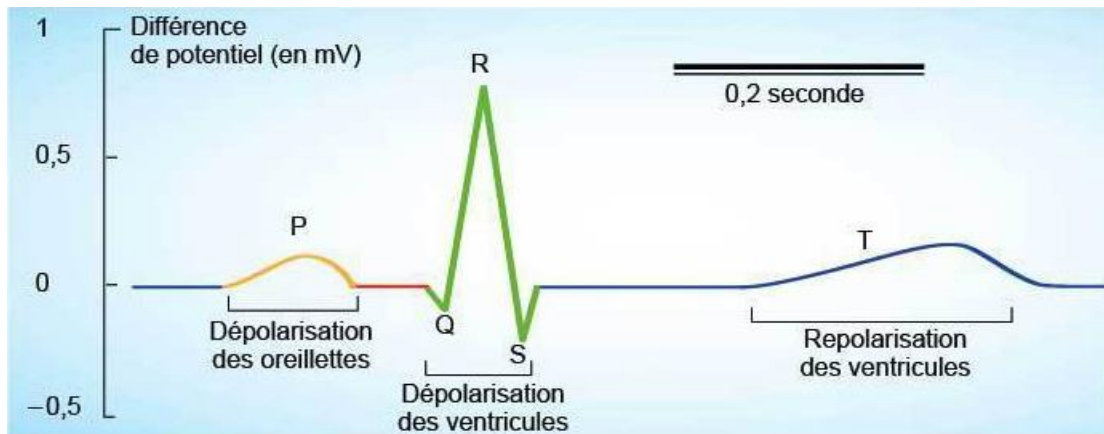


Figure 1. 7: Les différentes formes d'ondes qui apparaissent dans différents tissus du cœur.[6]

1.4 La fréquence cardiaque

1.4.1. Définition

La fréquence cardiaque décrit le nombre de battements mesurés par minute (BPM) ce nombre est un indicateur de la charge de travail de l'appareil cardiovasculaire.[8]

1.4.2. Le niveau d'une fréquence cardiaque normale

Une fréquence normale varie d'une personne à l'autre dépend de nombreux facteurs, notamment de l'âge et de la condition physique . Toutefois, un adulte moyen au repos ,le rythme cardiaque est appelé "pouls au repos" ou "rythme cardiaque au repos" a généralement une fréquence cardiaque de 60 à 100 battements par minute. Au repos, elle tend à ralentir, tandis qu'elle accélère à l'effort. Connaître votre propre fréquence cardiaque peut vous aider à détecter des problèmes de santé. Une activité électrique contrôle la fréquence (vitesse) et le rythme cardiaque. Lorsque ce dernier est régulier, on parle d'un rythme sinusal normal.

Lorsqu'il y a un problème avec le rythme ou la fréquence cardiaque, on parle de :

- Bradycardie : fréquence cardiaque lente.
- Normo fréquent : fréquence cardiaque normale.
- Tachycardie : fréquence cardiaque élevée.[9]

1.5. Le taux d'oxygène dans le sang SPO2 :

Le corps humain a besoin d'un certain nombre d'éléments afin d'assurer son fonctionnement normal. Le plus important est l'oxygène. Mais il ne suffit pas d'avoir un bon système d'échange au niveau des poumons, pour que les cellules reçoivent l'oxygène dont elles ont besoin ; il faut également un système de transport pour amener cet oxygène à bon port.

Ce rôle de transport est dévolu aux globules rouges, qui représentent les éléments les plus nombreux dans le plasma. Il y a environ 5 à 6 millions de globules rouges par 3 mm de sang. Ces même globules rouges sont composés à 33% par une protéine appelée hémoglobine. Lorsque l'oxygène se lie au fer, le globule rouge est chargé en oxygène et prend une couleur rouge vif.

On parle d'oxyhémoglobine (oxygène + hémoglobine = HbO₂) : La saturation pulsée en O₂.

On peut mesurer l'oxygène dans le sang de deux façons:

On peut calculer soit sa pression partielle ou son pourcentage de liaison avec l'hémoglobine. La première mesure s'obtient à l'aide d'un prélèvement sanguin au niveau d'une artère. Cette valeur est exprimée en mm Hg. Elle peut s'élever aux environs de 500 mm Hg si le patient respire une fraction d'oxygène de 1.0. En temps normal, tous les individus respirent une fraction d'oxygène de 0,21 ce qui amène une pression d'oxygène dans le sang d'environ 100 mm Hg.

Quant au pourcentage de liaison avec l'hémoglobine, il s'obtient soit avec prélèvement sanguin ou soit par l'utilisation d'un oxymétrie. Cette valeur étant un pourcentage, sa limite supérieure ne peut donc pas dépasser 100 %.

1.6. Le signal photopléthysmogramme (PPG)

L'onde PPG possède une composante variable correspondant aux fluctuations du volume sanguin entraînées par les battements du cœur (figure1.8).Sa fréquence fondamentale dépend directement du rythme cardiaque et reste située aux alentours de 1 Hz (60 battements par minute) en moyenne pour un sujet sain et au repos. La composante continue du signal reflète le volume sanguin moyen dans les tissus et est cadencée par des paramètres physiologiques comme la respiration, l'activation du système nerveux sympathique ou la thermorégulation.

Un filtrage du signal est nécessaire pour séparer ces deux composantes.

Typiquement, la composante pulsatile est extraite par un filtre passe-haut dont la fréquence de coupure est rigoureusement sélectionnée afin de ne pas déformer le signal et pour que la composante continue ne soit plus dominante.[11]

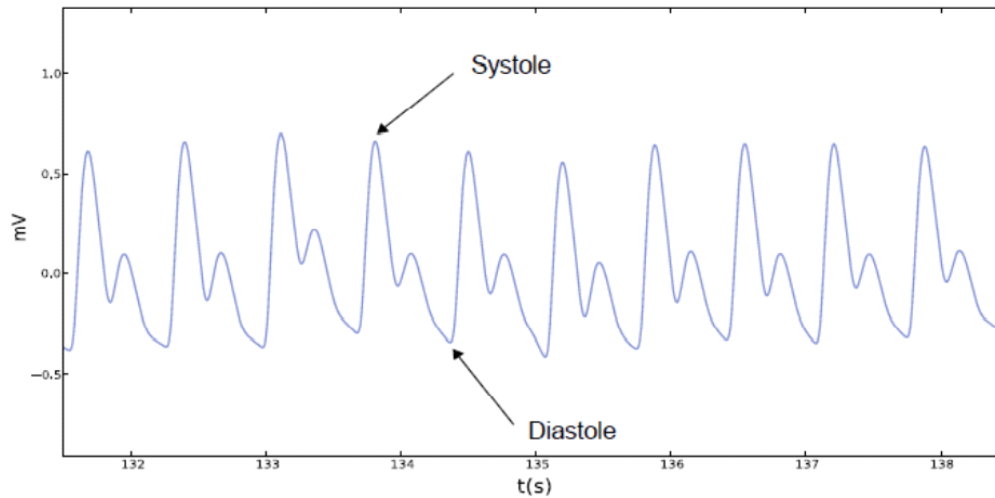


Figure 1. 8 : Le signal photopléthysmogramme (PPG) .[11]

La composante pulsatile de l'onde PPG se décompose en deux phases distinctes.

L'intensité du signal croît et atteint son maximum durant la systole cardiaque. Ce point culminant est utilisé pour déduire la fréquence cardiaque instantanée, en mesurant l'intervalle de temps entre deux maximums consécutifs. L'intensité du signal décroît ensuite car le cœur, qui a terminé son cycle systolique, entre en diastole. Les artères qui se sont élargies pendant la systole se contractent, ce retour élastique naturel assure une pression minimum non nulle qui implique que la circulation du sang est toujours continue et ne s'arrête jamais complètement. [11]

1.7.Photpléthysmographie PPG et volume sanguin pulsé

1.7.1. Définition

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 .

Le terme pléthysmographie est un héritage direct du Grecque, plethysmos 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. [12]

1.7.2. Le principe

Les signaux PPG permettent de mesurer ou estimer la saturation en oxygène , la fréquence

cardiaque et l'état du système nerveux autonome. L'allure du signal PPG est très similaire à la courbe de pression sanguine .

La photopléthysmographie consiste à mettre le doigt dans une pince qui contient au-dessus deux LED (deux diodes électroluminescentes Rouge et Infrarouge) qui émettent la lumière vers le doigt sur lequel on applique une vasodilatation, ainsi un photodétecteur placé au-dessous de doigt pour recevoir la lumière traversé. (Figure 1.9) [12]

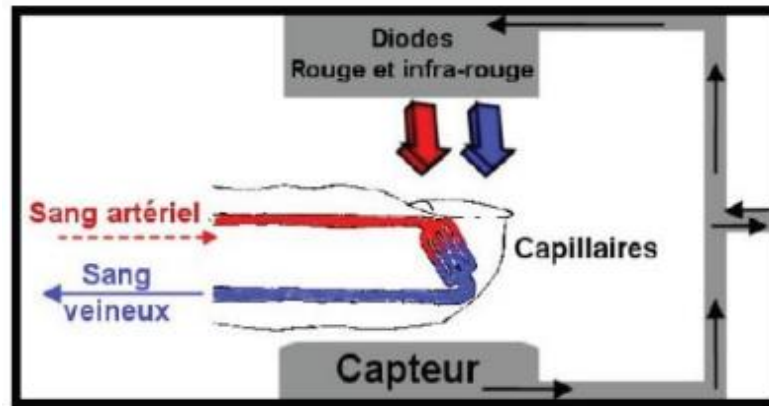


Figure 1. 9: Le principe photopléthysmographie. [12]

L'oxymètre est constitué de diodes émettant deux ondes lumineuses, une lumière rouge (600 à 750 nm, absorbée préférentiellement par Hb) et une lumière infrarouge (850 à 1000 nm, absorbée préférentiellement par HbO₂).

Le principe pléthysmographique permet d'individualiser l'absorption lumineuse liée à la variation cyclique du volume de sang artériel. L'oxymètre de pouls réalise des centaines de mesures par seconde et détermine des phases d'absorption maximale et minimale pour chaque longueur d'onde. La différence entre ces phases correspond au flux de sang artériel systolique, responsable de la composante variable et pulsatile de l'absorption lumineuse. La composante stable et statique de l'absorption est d'origine multiple : flux artériel diastolique, sang veineux, tissus cutané, sous-cutané et osseux. [13]

1.7.3 La pulsation du sang

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 1.10).

[12]

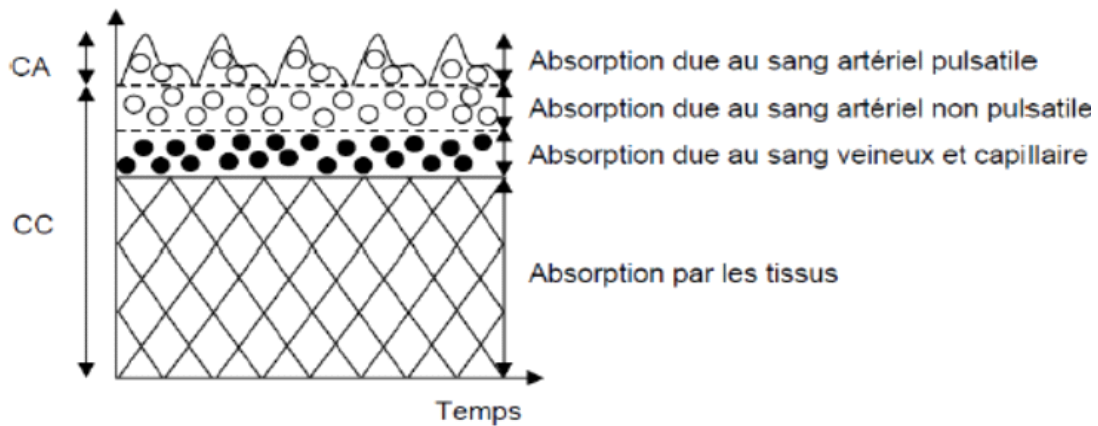


Figure 1. 10: Représentation simplifiée de l'absorption de la lumière par les tissus vivants.[12]

1.8. Température corporelle

1.8.1. Définition

La température corporelle est le degré de chaleur de l'organisme, diverses influences externes et internes peuvent réduire ou augmenter la température corporelle.

La température varie en fonction du milieu ambiant et aussi des périodes de vie (en phase de sommeil nocturne, lever, pleine journée, soir). Sa mesure fournit donc des informations importantes sur la santé d'un organisme. [14]

1.8.2. Température corporelle normale

Une température corporelle normale d'un adulte, lorsqu'elle est prise par voie orale est estimée entre aux alentours de 37 °C (entre 36,5 °C et 37,5 °C selon les personnes), mais elle varie en fonction de nombreux facteurs, notamment l'âge, le sexe et l'activité physique et de la santé. La température corporelle change tout au long de la journée, classiquement supérieure de 0,5 °C le soir par rapport au matin.

mais la température corporelle de base de chaque personne est légèrement différente et peut toujours être un peu plus élevée ou plus basse. [14]

1.8.3. Plage normale et écarts

Les lectures de la température corporelle varient en fonction de l'endroit du corps où une personne prend les mesures.

Les lectures rectales sont plus élevées que les lectures orales, tandis que les lectures sous les aisselles ont tendance à être plus basses.

Le tableau ci-dessous donne les plages normales de température corporelle pour les adultes et les enfants selon un fabricant de thermomètres :

Tableau 1. 1 : Plages de températures selon l'âge[14]

Type de lecture	0–2 ans	3–10 ans	11–65 ans	Plus de 65 ans
Oral	35.5–37.5°C)	(35.5–37.5°C)	(36.4–37.6°C)	(35.8–36.9°C)
Rectale	(36.6–38°C)	(36.6–38°C)	(37.0–38.1°C)	(36.2–37.3°C)
Aisselle	(34.7–37.3°C)	(35.9–36.7°C)	(35.2–36.9°C)	(35.6–36.3°C)
Oreille	(36.4–38°C)	(36.1–37.8°C)	(35.9–37.6°C)	(35.8–37.5°C)

Les lectures normales de la température corporelle varieront dans ces plages en fonction des facteurs suivants :

- l'âge et le sexe d'une personne
- l'heure de la journée, étant généralement le plus bas tôt le matin et le plus élevé en fin d'après-midi
- niveaux d'activité élevés ou faibles
- méthode de mesure, telle que les lectures orales (bouche), rectales (bas) ou des aisselles.[14]

1.8.4. Mesure de la température corporelle :

Le domaine de mesure de température est un domaine très vaste, des différentes technologies ont été développées dans ce domaine.

Nous pouvons diviser la mesure de température en deux types : avec et sans contact.

- **Thermomètre de contact :**

les thermomètres électroniques mesurent avec des thermistances et des thermocouples. Ils ont une très grande précision de $\pm 0,1$ °C. Les thermomètres à contact avec thermistances ou thermocouples sont souvent utilisés dans les cathéters et les sondes pour la mesure invasive de la température corporelle centrale, par exemple lors d'opérations à l'hôpital.

- **Thermomètre sans contact infrarouge :**

La mesure de la température avec ou sans contact est possible avec des thermomètres infrarouges. De tels thermomètres mesurent le rayonnement infrarouge émis par les matériaux et les objets. Dans la conception la plus basique, une lentille focalise le rayonnement du corps noir émis par un objet sur un détecteur, qui à son tour convertit l'énergie en un signal électrique. Aujourd'hui, les thermomètres infrarouges sont généralement utilisés sous la forme de thermomètres auriculaires ou frontaux. [15]

1.8.5. Régulation de la température :

Le centre de la régulation de la température du corps humain est situé au niveau d'une glande, l'hypothalamus, et le point de régulation peut être modifié en cas de pathologie : c'est ce qui est responsable de la fièvre lors d'une infection par exemple. Elle se distingue selon les puristes de l'hyperthermie qui est une augmentation de la température corporelle dans le cadre d'un environnement ou d'un effort.

L'hypothermie, une diminution de celle-ci, essentiellement dans le cadre d'une exposition au froid prolongé. Dans ces deux cas, le point de régulation n'est pas modifié et l'organisme met en place des moyens pour ramener la température à son point d'équilibre : sudation ou frissons par exemple (Figure 1.9) . [16]

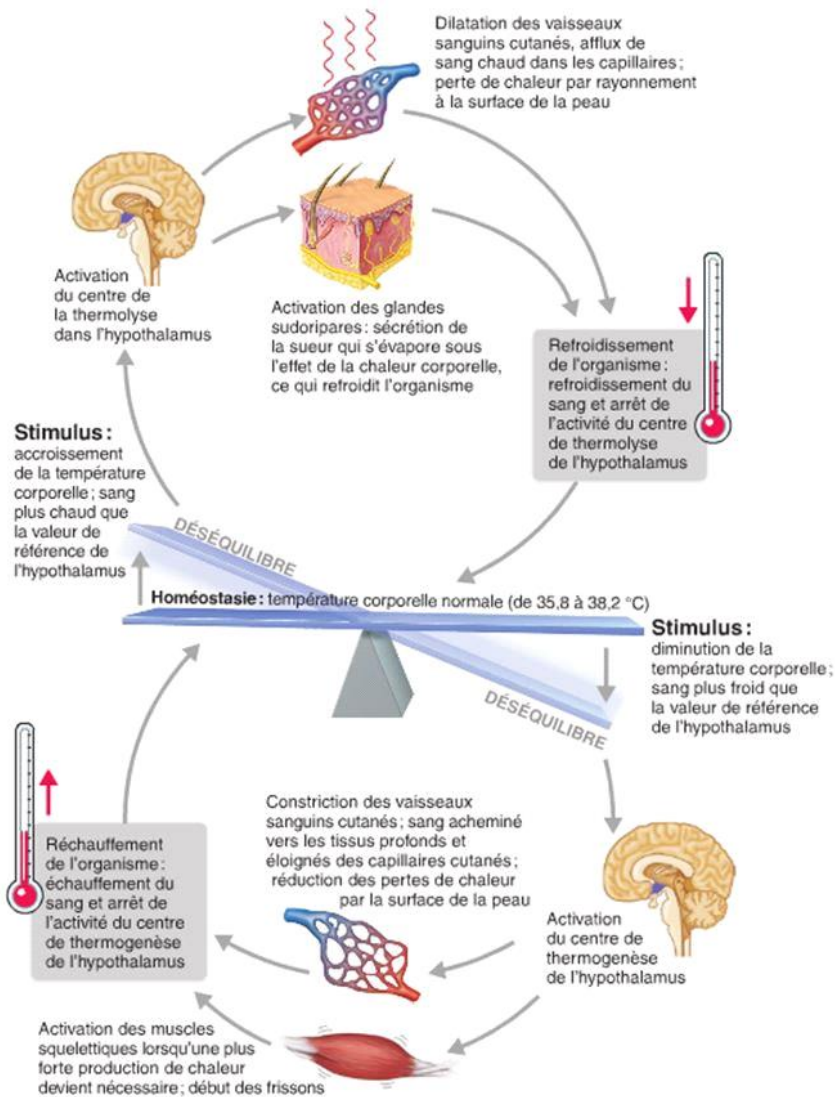


Figure 1. 11 : Régulation de la température [16]

1.8.6. Hyperthermie :

Une température corporelle élevée pour un humain est définie comme une valeur de 37,5 °C à 38,4 °C ou plus. À partir d'environ 38,5 °C, on parle de fièvre. Une augmentation de la température corporelle centrale peut être causée par divers facteurs environnementaux et autres facteurs biotiques. Une température corporelle de plus de 42,6 °C est fatale, car des dommages aux organes et aux tissus interviennent au-dessus de cette valeur.

Les causes peuvent être :

- défauts génétiques (hyperthermie maligne);
- développement de chaleur à court terme dû à une carence en liquide chez les nouveau-nés (hyperthermie transitoire);

- troubles du centre thermorégulateur (hyperthermie centrale);
- manque de dégagement de chaleur (coup de chaleur);
- hyperthermie artificielle dans le cadre d'un traitement contre le cancer. [16]

1.8.7. Hypothermie

La température corporelle centrale est dite trop basse lorsque la valeur est inférieure à 35 °C chez l'humain. Une température corporelle inférieure à 27 °C peut être fatale.

Selon la température et les symptômes qui l'accompagnent, on distingue quatre stades d'hypothermie :

Stade défensif (excitation) : 35–32 °C = pas de perte de conscience, mais agitation; tremblements musculaires; hyperventilation; hypertension; palpitations.

Stade d'épuisement (adynamie) : 32–30 °C = apathie et confusion; respiration arythmique et superficielle; ralentissement du rythme cardiaque et diminution de la pression artérielle; augmentation de la raideur des muscles et des articulations.

Stade paralytique (paralysie) : 30–27 °C = perte de conscience; mydriase (dilatation des pupilles); respiration superficielle; ralentissement extrême du rythme cardiaque, hypotension artérielle.

Mort apparente (vita reducta) : en dessous de 27 °C = perte de conscience profonde avec pupilles dilatées et privées de lumière; arrêt respiratoire possible; coeur : fibrillation ventriculaire ou arrêt des actions cardiaques. [16]

1.9. Problématique

La surveillance est un élément central de la prise en charge du patient de réanimation, donc elle doit être continue au mieux, régulière pour limiter le risque de complication.

Nombreux de cas mortels ont été enregistrés chez des patients âgés ou souffrant déjà d'une maladie chronique ou de problèmes cardiaques et qu'ils ont rencontré plusieurs problèmes pour recevoir une observation médicale à travers les obstacles aux quels ils sont confrontés, alors quelles sont les méthodes utilisées pour faciliter la réception du traitement ?

1.10. Solution Proposée

Nous proposons de développer un système de surveillance sans fil des patients permet au personnel médical de surveiller la température corporelle ainsi que estimer la saturation en oxygène en permanence.

Puis, à partir de données transmises via le smart phone de son médecin traitant, décider la nécessité ou non d'une intervention on cas de risque.

Durant ce projet, on s'est intéressé à l'étude de besoins et attentes essentiels des personnes malades à l'hôpital, tout en conservant l'accès aux signes vitaux en temps réel .

1.11 .Conclusion :

Dans ce chapitre, on a décrit l'anatomie du cœur et sa physiologie, son rôle important dans système cardiovasculaire .Nous avons aussi décrit le signal PPG et des notions sur le principe de la photopléthysmographie . ainsi nous allons expliquer la saturations d'oxygène et la température corporelle qui sont parmi les indicateurs les plus importants de la santé humaine.

Dans le chapitre suivant, nous allons détailler la démarche de la conception de notre système, et expliquer les composants utilisés pour le réaliser notre système .

Chapitre 2 :Description du Matériels Utilisés

2.1.Introduction

Actuellement, l'électronique a été remplacée par l'électronique programmée. On parle aussi de système embarqué ou d'informatique embarquée. L'électronique embarquée est un sous-domaine de l'électronique et qui a l'habileté d'unir la puissance de la programmation à la puissance de l'électronique, son but est de simplifier les schémas électroniques et réduisant le coût de fabrication d'un produit.

Dans ce chapitre, nous présentons les différents éléments matériels répondant aux exigences de la réalisation de notre système.

2.2 Historique :

L'Arduino a été inventé 2005 par l'enseignant Massimo Banzi dans une école de dessin à Iveya en Italie avec l'aide de David Cuartielles ingénieur en microcontrôleurs et aussi leur étudiant Mellis qui est spécialiste dans les langages de programmation. [17]

2.3. Définition du module Arduino :

Le module Arduino est un circuit imprimé en matériel libre (plateforme de contrôle) dont les plans de la carte elle-même sont publiés en licence libre dont certains composants de la carte : comme le microcontrôleur et les composants complémentaires qui ne sont pas en licence libre. Un microcontrôleur programmé peut analyser et produire des signaux électriques de manière à effectuer des tâches très diverses. Arduino est utilisé dans beaucoup d'applications comme l'électrotechnique industrielle et embarquée ; le modélisme, la domotique mais aussi dans des domaines différents comme l'art contemporain et le pilotage d'un robot, commande des moteurs et faire des jeux de lumières, communiquer avec l'ordinateur, commander des appareils mobiles (modélisme). Chaque module d'Arduino possède un régulateur de tension +5 V et un oscillateur à quartz 16 MHz , voir la figure 2.1. [21] [18]

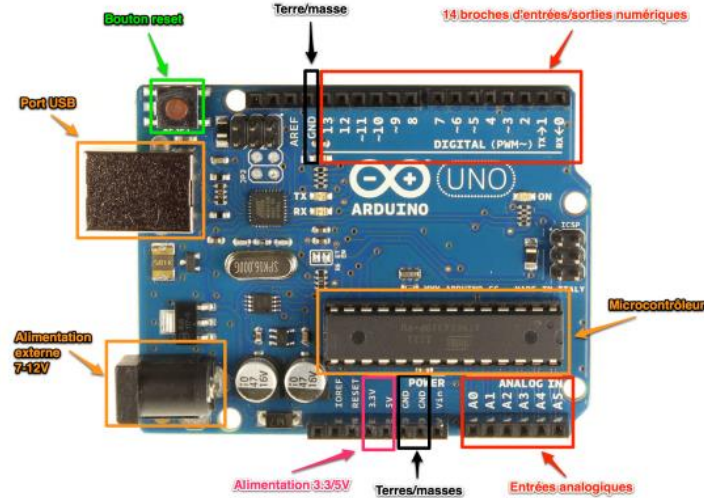


Figure 2. 1 : Carte Arduino Uno.[24]

2.4. Choix :

On a plusieurs paramètres pour choisir l'Arduino :

Le prix : ils ne sont pas chers avec un rapport de qualité bonne.

Logiciel : gratuit et développer par le java. Il est simple à utiliser et nous permet de programmer la carte Arduino.

Le matériel : consiste une carte électronique et les schémas sont disponibles.

La compatibilité : le logiciel et la carte sont compatibles avec la programmation. [18]

2.5. Caractéristiques de la carte Arduino UNO :

- Microcontrôleur ATmega328
- Tension d'alimentation interne 5V
- Tension d'alimentation (recommandée) 7 à 12V, limites = 6 à 20 V
- Entrées/sorties numériques 14 dont 6 sorties PWM
- Entrées analogiques 6
- Courant max par broches E/S 40 mA
- Courant max sur sortie 3,3V 50mA
- Mémoire Flash 32 KB dont 0.5 KB utilisée par le bootloader

- Mémoire SRAM 2 KB
- Mémoire EEPROM 1 KB
- Fréquence horloge 16 MHz [19] .

2.6. Les différentes composantes :

2.6.1. Le Microcontrôleur ATmega328 :

La carte Arduino repose sur un circuit intégré (un mini-ordinateur appelé également microcontrôleur), Le modèle UNO est une carte électronique dont le cœur est un microcontrôleur ATMEL de référence ATmega328. Le microcontrôleur ATmega328 est un microcontrôleur 8 bits de la famille AVR dont la programmation peut être réalisée en langage C. associée à des entrées et sorties qui permettent à l'utilisateur de brancher différents types d'éléments externes :

- Côté entrées : des capteurs qui collectent des informations.
- Côté sorties : des actionneurs qui agissent sur le monde physique .[20]

2.6.2. Les sources d'alimentation de la carte Arduino UNO

On peut distinguer deux genres de sources d'alimentation (Entrée Sortie) et cela comme suit :

VIN : La tension d'entrée positive lorsque la carte Arduino est utilisée avec une source de tension externe (à distinguer du 5V de la connexion USB ou autre source 5V régulée). On peut alimenter la carte à l'aide de cette broche, ou si l'alimentation est fournie par le jack d'alimentation, accéder à la tension d'alimentation sur cette broche.

5V : La tension régulée utilisée pour faire fonctionner le microcontrôleur et les autres Composants de la carte (pour info : les circuits électroniques numériques nécessitent une tension d'alimentation parfaitement stable dite "tension régulée" obtenue à l'aide d'un composant appelé un régulateur et qui est intégré à la carte Arduino). Le 5V régulé fourni par cette broche peut donc provenir soit de la tension d'alimentation VIN via le régulateur de la carte, ou bien de la connexion USB (qui fournit du 5V régulé) ou de tout autre source d'alimentation régulée.

3.3V : Une alimentation de 3.3V fournie par le circuit intégré FTDI (circuit intégré faisant L'adaptation du signal entre le port USB de votre ordinateur et le port série de l'ATmega) de la

carte est disponible: ceci est intéressant pour certains circuits externes nécessitant cette tension au lieu du 5V.

L'intensité maximale disponible sur cette broche est de 50mA . [21]

2.6.2. Les entrées /sorties :

C'est par ces connexions que le microcontrôleur est relié au monde extérieur. Une carte Arduino standard est dotée de :

- 6 entrées analogiques.
- 14 entrées/sorties numériques dont 6 peuvent assurer une sortie PWM . Les entrées analogiques lui permettent de mesurer une tension variable (entre 0 et 5 V) qui peut provenir de capteurs ou d'interfaces divers (potentiomètres, etc.). Les entrées/sorties numériques reçoivent ou envoient des signaux « 0 » ou « 1 » traduits par 0 ou 5 V. On décide du comportement de ces connecteurs (entrée ou sortie) en général dans l'initialisation du programme mais il peut être aussi changé dans le corps du programme.[22]

2.6.3. Les ports de communication :

Pour communiquer, l'Arduino Uno peut employer différents protocoles comme nous l'avons vu précédemment :

- la voie série avec le port USB ainsi que les broches numériques 0 et 1. Précisons qu'à l'initialisation de la voie Série (par exemple quand on allume le terminal de l'IDE), la carte Arduino se réinitialise.
- SPI avec les broches numériques 10, 11 12 et 13.
- I2C / Wire avec les broches analogiques A4 et A5.
- de plus, la librairie Software Serial permet d'utiliser n'importe quelle broche numérique pour communiquer en voie série .[22]

2.6.4 Oscillateur ou quartz à 16 MHz :

Il a été ajouté afin d'augmenter la fréquence de l'Arduino UNO. Sans cet élément le microcontrôleur (ATMEGA328P) ne fonctionnerait qu'à 8 MHz. Et donc l'Arduino serait 2 fois moins rapide.[23]

2.7.Brochage de la carte Arduino Uno

La figure 2.2 montre le brochage de la carte Arduino.

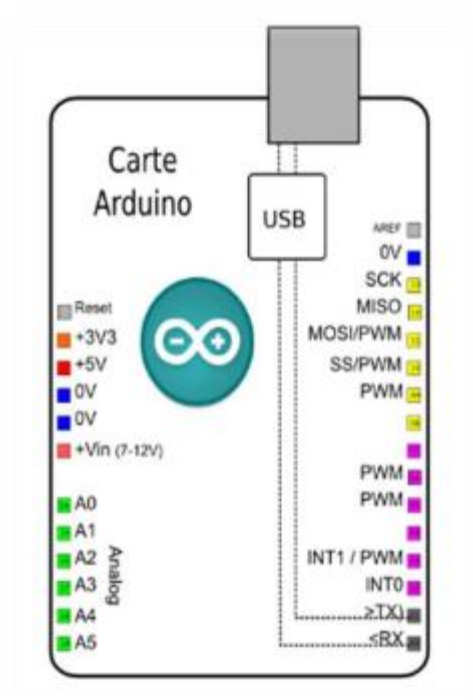


Figure 2. 2 : Brochage de la carte Arduino Uno .[24]

2.8. Programation :

L'environnement de programmation Arduino (IDE en anglais) est une application écrite en Java inspirée du langage Processing. L'IDE permet d'écrire, de modifier un programme et de le convertir en une série d'instructions compréhensibles pour la carte. Le logiciel va nous permettre de programmer la carte Arduino. Il nous offre une multitude de fonctionnalités.

2.8.1. L'environnement de programmation

Le logiciel de programmation de la carte Arduino sert d'éditeur de code (langage proche du C). Une fois, le programme tapé ou modifié au clavier, il sera transféré et mémorisé dans la carte à travers de la liaison USB. Le câble USB alimente à la fois en énergie la carte et transporte aussi l'information ce logiciel est appelé IDE Arduino .

2.8.2. Structure générale du programme (IDE Arduino)

Comme n'importe quel langage de programmation, c'est une interface souple et simple et exécutable sur n'importe quel système d'exploitation. Arduino basé sur la programmation en C , (voir la figure 2.3). [25]

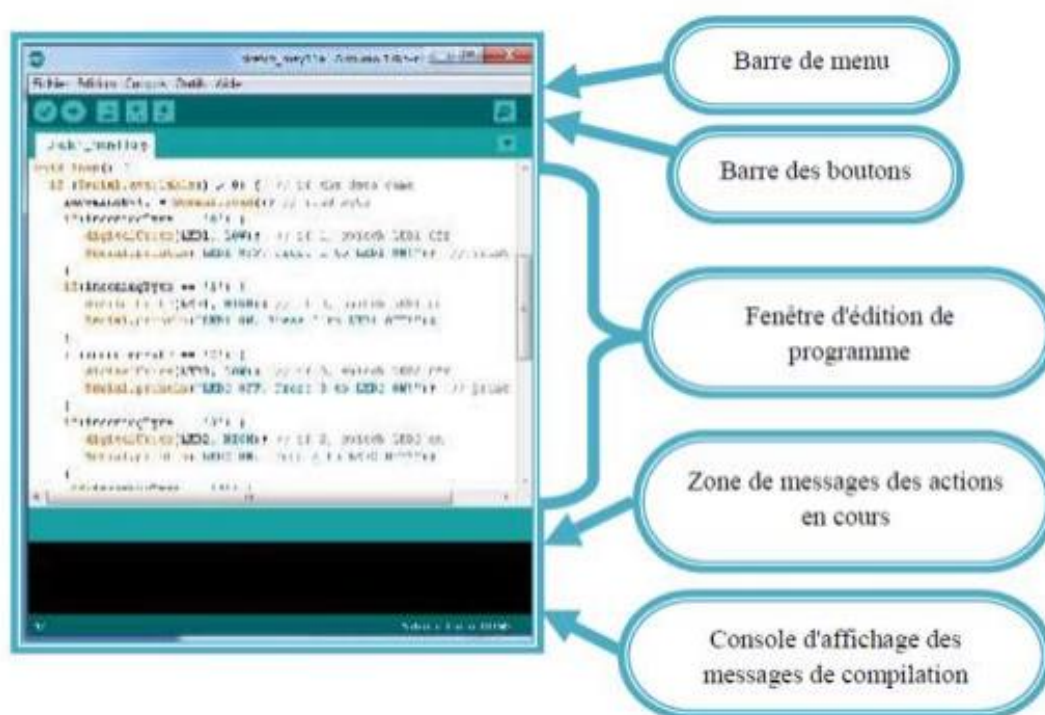


Figure 2. 3 : Interface IDE Arduino.[25]

2.8.3. Transfert du programme

Avant d'envoyer un programme dans la carte, il est nécessaire de sélectionner le type de la carte (dans notre Arduino UNO) et le numéro de port USB (dans notre cas COM 3) comme représenté à titre d'exemple sur la les figures suivante :

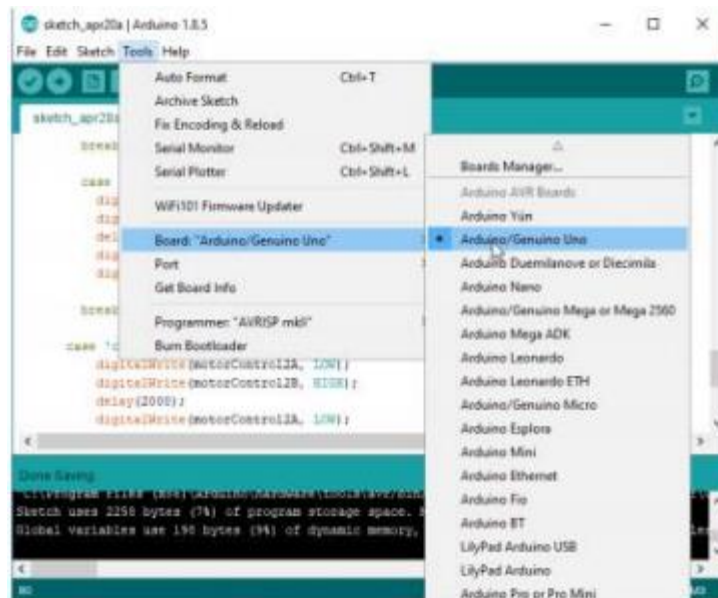


Figure 2. 4 : Paramétrage de la carte étape 1.[25]

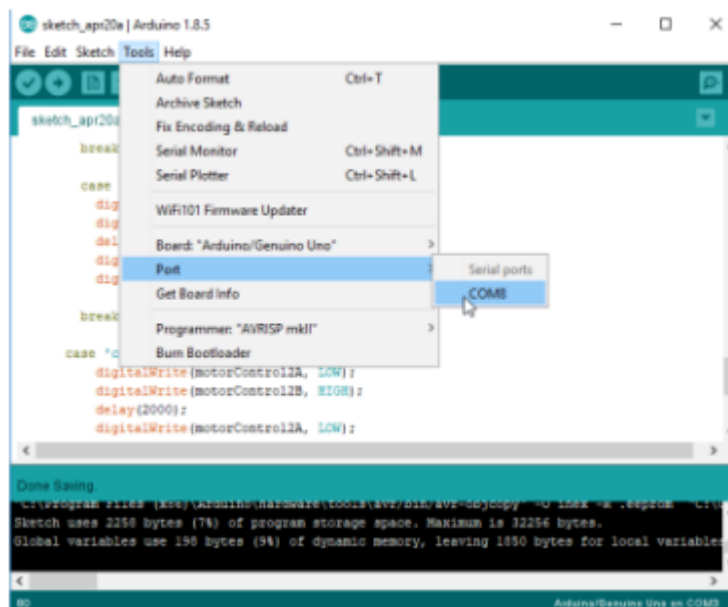


Figure 2. 5 : Paramétrage de la carte étape 2.[25]

2.8.4.Description du programme

Un programme Arduino est une suite d'instructions élémentaires sous forme textuelle (ligne par ligne). La carte lit puis effectue les instructions les unes après les autres dans l'ordre défini par les lignes de codes.

2.8.5.Commentaires

Les commentaires sont, en programmation informatique, des portions du code source ignorées par le compilateur ou l'interpréteur, car ils ne sont pas censés influencer l'exécution du programme. Par ex :

```
1 /* programme de commande DC moteur avec Smartphone via "GSM"-----  
  
---  
  
2 */-----  
  
----
```

2.8.6. Définition des variables

Pour notre montage, on va utiliser une sortie numérique de la carte qui est, par exemple la 7ème sortie numérique, cette variable doit être définie et nommée, ici moteur pin 7, la syntaxe est pour désigner un nombre entier est int. [26]

. Par ex :

```
3 int moteur = 7; // mettre le moteur au pin 7
```

La Configuration des entrées et des sorties se fait dans la fonction void setup (). Les broches numériques de l'Arduino peuvent aussi bien être configurées en entrées numériques ou en sorties numériques. Ici on va configurer moteur pin en sortie, pin mode (nom, état) est une des quatre fonctions relatives aux entrées / sorties numériques:

- 4 void setup() {-----
- 5 // mettre le moteur 1 comme sortie:-----
- 6 pinMode(motor 1, OUTPUT); // lorsque le pin 7 est actif le moteur
 tourne-
- 7* }-----

Programmation des interactions "void loop ()"

Dans cette boucle, on définit les opérations à effectuer dans l'ordre: digital write (nom, état) est une autre des quatre fonctions relatives aux entrées /sorties numériques.

-delay (temps en mili-seconde) est la commande d'attente entre deux instructions.

-chaque ligne d'instruction est terminée par un point virgule.

-ne pas oublier les accolades qu'encadrent la boucle.

- 8* void loop() {-----
 - 9* digitalWrite (moteur 1,HIGH); -----
 - 10* delay (3000);-----
 - 11* digitalWrite(moteur 1, LOW);-----
 - 12 *delay (1000);-----
 - 13* }-----

2.8.7.Les étapes de téléchargement du programme

Une simple manipulation enchaînée doit être suivie afin d'injecter un code vers la carte Arduino via le port USB.

1. On conçoit ou on ouvre un programme existant avec le logiciel IDE Arduino
2. On vérifie ce programme avec le logiciel Arduino (compilation).
3. Si des erreurs sont signalées, on modifie le programme.
4. On charge le programme sur la carte.
5. On câble le montage électronique.
6. L'exécution du programme est automatique après quelques secondes.
7. On alimente la carte soit par le port USB, soit par une source d'alimentation autonome (pile 9 volts par exemple).
8. On vérifie que notre montage fonctionne . [25]

2.9 . MAX30102 :

2.9.1. Description du MAX30102 :

Le MAX30102 est un module de biocapteur pour oxymètre de pouls et moniteur de fréquence cardiaque intégré. Il intègre une LED rouge et une LED infrarouge, un photodétecteur, des composants optiques et des circuits électroniques à faible bruit avec suppression de la lumière ambiante. Il comporte une alimentation de 1,8 V et une alimentation de 5,0 V distincte pour les LED internes pour la mesure de la fréquence cardiaque et de l'oxygène dans le sang des appareils portables, portés aux doigts, au lobe de l'oreille et au poignet. L'interface de communication

standard compatible I2C peut transmettre les valeurs collectées à l'Arduino pour le calcul de la fréquence cardiaque et de l'oxygène dans le sang.

De plus, la puce peut également éteindre le module à l'aide d'un logiciel, le courant de veille est proche de zéro et l'alimentation est toujours maintenue. En raison de ses excellentes performances, la puce est largement utilisée dans les téléphones mobiles Samsung Galaxy Série S. Comparée à la génération précédente MAX30102, la puce intègre un cache en verre qui élimine efficacement les interférences lumineuses internes et externes et offre les meilleures performances fiables, (voir la figure 2.6). [27]



Figure 2. 6 : MAX30102.[27]

2.9.2.Spécifications:

- Longueur d'onde maximale des LED: 660nm/880nm
- Tension d'alimentation LED: 3.3~5V
- Interface: Interface I2C
- Plage de température de fonctionnement : -40°C to +85°C
- Dimensions: 20.3 x 15.2mm
- poids: 1.1g

2.9.3. Description de la broche:

La figure 2.7 montre le brochage de capteur MAX30102.

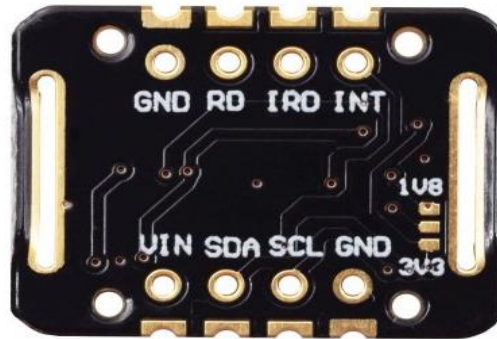


Figure 2. 7 : Brochage de MAX30102.[27]

Le tableau ci-dessous montre le brochage de capteur MAX30102 :

Tableau 2. 1 : Brochage de Capteur MAX30102 .[27]

Nom de la broche	Fonction
VIN	borne d'entrée d'alimentation principale 1.8-5V
Pavé numérique 3 bits	sélectionnez le niveau de montée du bus, en fonction de la tension principale des broches, sélectionnez 1.8v ou 3_3v (cette borne contient une tension supérieure ou égale à 3,3V)
SCL	l'horloge connectée au bus I2C
SDA	données connectées au bus I2C
INT	broche d'interruption de la puce MAX30102
RD	borne de mise à la terre DEL rouge de la puce MAX30102, généralement non connectée
IRD	la masse de la DEL IR de la puce MAX30102 n'est généralement pas connectée
GND	fil de terre.

2.9.4.Le principe de fonctionnement

Les hématies ou globules rouges sont composées d'environ 33% d'hémoglobine. Chaque molécule d'hémoglobine porte quatre atomes de fer qui peuvent chacun se lier à une molécule d'oxygène.

L'hémoglobine (Hb) circule dans le sang sous deux formes différentes (oxyhémoglobine HbO₂ et dés-oxyhémoglobine Hb) :

- Lorsque l'oxygène est lié au fer, le globule rouge se charge en oxygène et prend une couleur rouge vif. L'hémoglobine oxygénée s'appelle, l'oxyhémoglobine.
- Lorsque l'oxygène est distribué aux tissus, le globule rouge est quasi déchargé en oxygène et prend une couleur bleuté. L'hémoglobine dés-oxygénée s'appelle, la dés-oxyhémoglobine.

La photopléthysmographie (PPG) est basée sur un principe élémentaire : le sang est rouge parce qu'il reflète la lumière rouge. consiste à mettre le doigt dans une pince qui contient des LED rouges et infrarouges ainsi que des photodiodes sensibles à la lumière pour détecter la saturation en oxygène dans le sang des veines qui traversent le poignet.

L'hémoglobine oxygénée absorbe plus de lumière infrarouge que la lumière rouge, tandis que la déoxyhémoglobine absorbe plus de lumière rouge que la lumière infrarouge.

Par conséquent, les LED rouges et infrarouges dans l'oxymètre émettent alternativement de la lumière, et la photodiode reçoit un signal optique qui n'est pas absorbé. Le rapport de lumière rouge et infrarouge reçu par la photodiode est utilisé pour calculer le pourcentage d'oxygène dans le sang.

On appelle cette technique de mesure le principe d'abondance. C'est pour ce besoin de transparence de la peau que l'on place l'oxymètre de pouls au niveau d'une extrémité à peau fine afin d'obtenir un meilleur coefficient de saturation. Le diagnostic par transparence est établi selon une loi de physique universelle, la [loi de Beer-Lambert](#). [28]

2.9.5. Absorption des ondes lumineuses par Hb et HbO₂

Comme le montre la figure 2.8, la différence* d'absorption des ondes entre Hb et HbO₂ permet de les différencier

L'HbO₂ absorbe plus dans les longueurs d'ondes infra rouges (850 à 1000 nm).

Le Hb absorbe plus dans le spectre de longueur d'onde rouge (660 à 750 nm).[29]

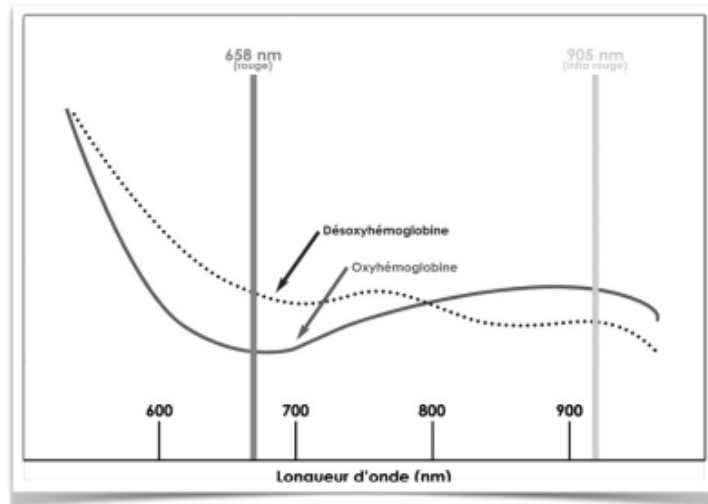


Figure 2. 8 : Variations de l'intensité de la lumière en fonction de la longueur d'onde .[28]

2.10. Le capteur MLX90614 :

2.10.1.Description générale :

Le capteur de température MLX90614 est fabriqué par une société appelée Melexis . Le capteur est calibré en usine et agit donc comme un module de capteur pour accélérer les processus de développement.

Le MLX90614 se compose de deux appareils intégrés comme un seul capteur, un appareil fait office d'unité de détection et l'autre appareil fait office d'unité de traitement. L'unité de détection est un détecteur de thermopile infrarouge appelé MLX81101 qui détecte la température et l'unité de traitement est un ASSP de conditionnement unique appelé MLX90302 qui convertit le signal du capteur en valeur numérique et communique en utilisant le protocole I2C. Le MLX90302 possède un amplificateur à faible bruit, un ADC 17 bits et un DSP puissant qui aide le capteur à avoir une précision et une résolution élevées, (voir la figure). [30]

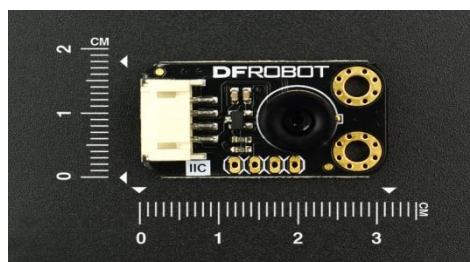


Figure 2. 9 : Capteur MLX90614.[30]

2.10.2. Descriptions des broches :

La figure 2.10 ci-dessous montre les broches de capteur de température MLX90614.

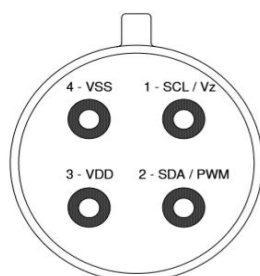


Figure 2. 10 : Brochage de Capteur MLX90614.[31]

Le tableau 2.3 ci-dessous exprime le nom et la fonction de chaque broche.

Tableau 2. 2 : Brochage de Capteur MLX90614 .[31]

Nom de la broche	Fonction
VSS	fil de terre.
SCL/Vz	Entrée d'horloge série pour protocole de communication à 2 fils. Un zener 5,7 V est disponible sur cette broche pour la connexion d'un transistor bipolaire externe au MLX90614A afin

	d'alimenter l'appareil à partir d'une source externe 8-16 V.
MLI/SDA	Entrée/sortie numérique. En mode normal, la température de l'objet mesuré est disponible sur cette broche modulée en largeur d'impulsion.
VDD	Tension d'alimentation externe.

2.10.3.Spécifications du capteur de température MLX90614 :

- Tension de fonctionnement: 3,6 V à 5 V (disponible en version 3 V et 5 V)
- Courant, alimentation: 1,5 mA
- Plage de température de l'objet: -70 ° C à 382,2 ° C
- Plage de température ambiante: -40 ° C à 125 ° C
- Précision: 0,02 ° C
- Champ de vision: 80 °
- Distance entre l'objet et le capteur: 2 cm-5 cm (environ)[30]

2.10.4. Principe de fonctionnement de MLX90614 :

Comme mentionné précédemment, le capteur MLX90614 peut mesurer la température d'un objet sans aucun contact physique avec lui. Cela est rendu possible avec une loi appelée loi **de Stefan** , qui stipule que tous les objets et les êtres vivants émettent de l'énergie IR et que l'intensité de cette énergie IR émise sera directement proportionnelle à la température de cet objet ou de l'être vivant. Le capteur MLX90614 calcule donc la température d'un objet en mesurant la quantité d'énergie IR émise par celui-ci.

La loi de stefan

- Tous corps dont la température est supérieure au zéro absolu émettent naturellement un rayonnement électromagnétique
- La puissance rayonnée par unité de surface est proportionnelle a la 4ème puissance la température ,(voir la figure 2.11).

La loi de Stefan donnée par :

$$P = \sigma T^4 (W/m^2)$$

avec $\sigma = 5,67 \cdot 10^{-8} W.m^{-2}.K^{-4}$ la constante de Stefan-Boltzmann

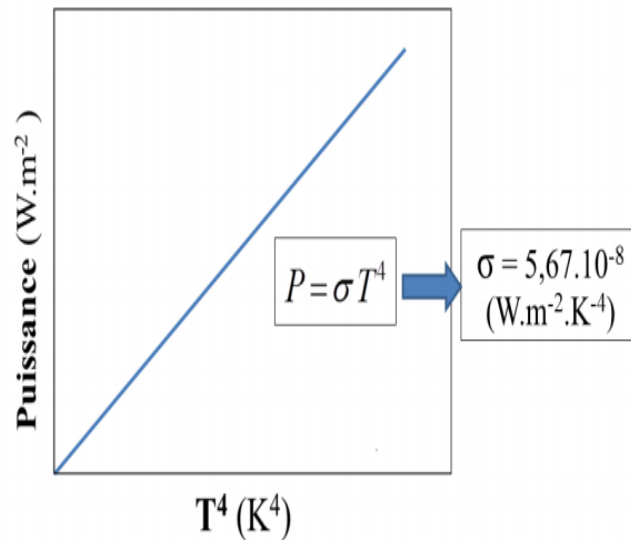


Figure 2.11 :Puissance rayonnée par le corps noir.[31]

2.11.module WiFi ESP8266

2.11.1. Description de l'écran LCD

L'ESP8266 est un circuit intégré avec un microcontrôleur permettant la connexion en WiFi. Les modules intégrant ce circuit sont très utilisés pour contrôler des périphériques par Internet avec un faible cout .

Il est principalement composé d'un ESP8266 fabriqué par la société Chinoise Espressif. Il existe d'autres modules à base d'ESP8266 avec plus ou moins de broches. L'ESP-01 est le plus petit, (voir la figure 2.12). [32]



Figure 2. 12 : module WiFi ESP8266.[32]

2.11.2 Caractéristiques:

- Alimentation:
 - 5 Vcc via micro-USB
 - 5 à 9 Vcc via broche Vin (régulateur intégré)
- Microcontrôleur: ESP8266
- Microprocesseur: Tensilica LX106
- Fréquence: 80 MHz
- Mémoire RAM: 64 kB
- Mémoire Flash: 96 kB
- 10 E/S digitales compatibles PWM
- Interfaces: I2C, SPI, UART
- Interface Wifi 802.11 b/g/n 2,4 GHz
- Antenne intégrée
- Température de service: -40 à 125 °C
- Dimensions: 58 x 31 x 12 mm
- Version: 2 [33]

2.11.3 Brochage module WiFi ESP8266 :

Le tableau 2.4 ci-dessous récapitule les broches du module wifi ESP8266.

Tableau 2. 3: Brochage de module wifi ESP8266 [32] .

	Fonction
Vcc	alimentation du module: 3,3 V
GND	Broche de masse
UTXD	C'est la sortie des données de l'ESP8266.
RESET	lorsque cette pin est reliée à la masse, il en résulte un reset (redémarrage) du module.
GPIO0	Broche 0 d'entrée sortie à usage général cette broche a une double fonction, une pour le fonctionnement normal de la broche 0 d'entrée sortie et pour permettre le mode de programmation de l'ESP8266
GPIO2	Entré sortie Broche 2
RX	Broche de réception UART utilisé pour recevoir des données série d'autres appareils
CH_PD	Broche d'activation de puce , il est généralement connecté à 3.3v

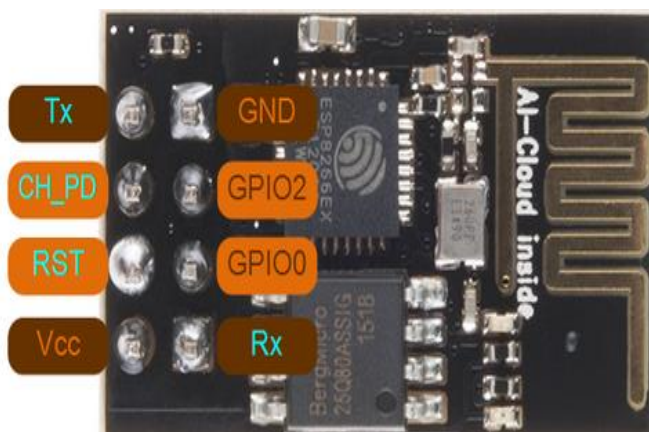


Figure 2. 13 : Brochage de module wifi ESP8266. [32]

2.12 Cristal liquide d'affichage(LCD)

2.12.1 Description de l'écran LCD

Ce type d'écran est le moins et le plus commun parmi les passionnés d'électronique et les projets électroniques, car ils sont disponibles à bas prix et faciles à programmer, et ce type est disponible en différentes tailles et couleurs, avec 16x2 et les moins entre eux. 20×2 , 20×4 et autres. Nous entendons par 16×2 , c'est-à-dire, il y a deux lignes et chaque ligne peut être écrite 16 caractères ,(voir la figure 2.14).

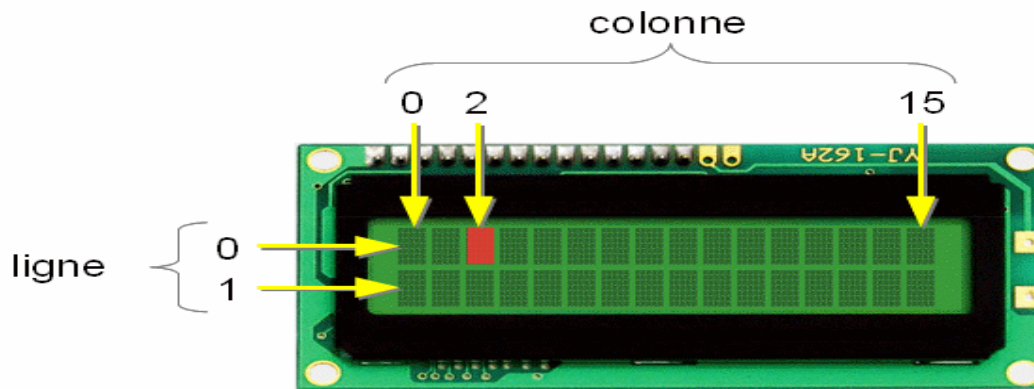


Figure 2. 14: Ecran LCD avec 16x2.[34]

2.12.2. Caractéristiques de l’Afficheur

- Format : 2 lignes de 16 caractères.
- Connecteur : 1 rangée en haut à gauche.
- Rétro-éclairage : Led (bleu).
- Mode d'affichage disponible : STN.
- Mode d'interfaçage avec un microcontrôleur externe : Mode 4 ou 8 bits.
- Fonctions accessibles par programmation : Effacement de l'écran, curseur en haut à gauche, affichage/extinction de l'écran, affichage/extinction du curseur, clignotement caractère, décalage de l'écran ou du curseur.
- Circuit de RESET automatique à la mise sous tension.

- Circuit oscillateur interne.
- Mémoires intégrées : CG ROM (caractères prédéfinis sur matrice 5 x 7 et 5 x 10

points), CG RAM (générateur de caractères sur matrices 5 x 7 et 5 x 10 points), DD RAM (mémoire usuelle 80 octets).

- Contrôleur / driver intégrés : S6A0069 ou équivalent.
- Consommation rétro-éclairage : 110 mA.[34]

2.12.3. Les points de connexion de l'écran à cristaux

Le tableau 2.4 ci-dessous exprime le nom et la fonction de chaque broche.

Tableau 2. 4 : Brochage l'écran LCD.[34]

Nom de la broche	Fonction
RS	Ce port nous détermine dans quelle mémoire nous écrivons des données, L'enregistreur de données ou l'enregistreur d'instructions est sélectionné Option
R / W	pour lire ou écrire, ce port spécifie soit sélectionner le mode lecture ou écriture.
enable pin	Ce port, s'il est activé, vous permet d'écrire sur l'écran LCD .broche de données
(D0-D7)	ce sont les ports par lesquels nous transmettons des données aux enregistreurs.

2.12.4.Écran à cristaux liquides 16 * 2 avec système de connexion I2C

Il est caractérisé par l'utilisation du système I2C opération et contrôle à travers deux fils seulement, ce qui est une énorme provision pour les prises du panneau de contrôle utilisé dans notre projet et facilite le processus de connexion et de fonctionnement.[35]



Figure 2. 15: Ecran LCD avec système de connexion I2C.[35]

La figure 2.16 montre le brochage LCD et un module I2C avec Arduino.

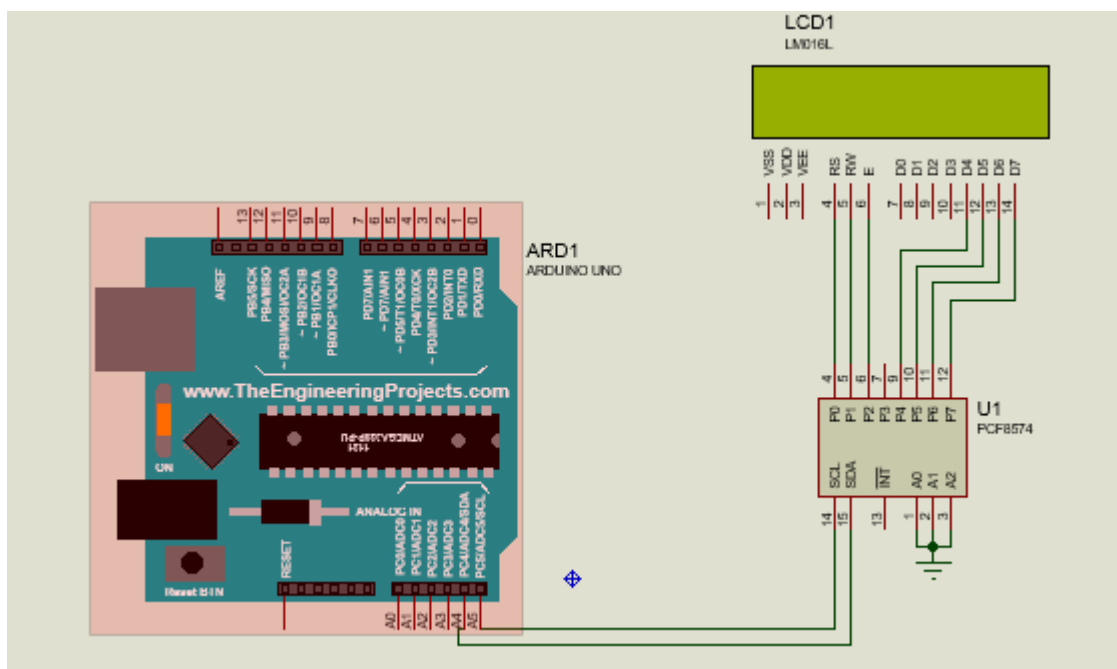


Figure 2. 16: Brochage LCD et un module I2C avec Arduino.

2.13. Protocole de communication

2.13.1. Protocole de communication I2C

I2C est un bus série permettant de transmettre des informations de façon asynchrone entre divers circuits connectés sur le bus. Le protocole de la liaison est du type MAITRE/ESCLAVE. Chaque circuit est reconnu par son adresse et peut être soit transmetteur soit receveur de l'information. Ces circuits peuvent être : Un ordinateur, un micro -contrôleur, un microprocesseur, une mémoire, un périphérique (clavier, écran,...) etc. La Figure2.17 montre le schéma de communication I2C.[36]

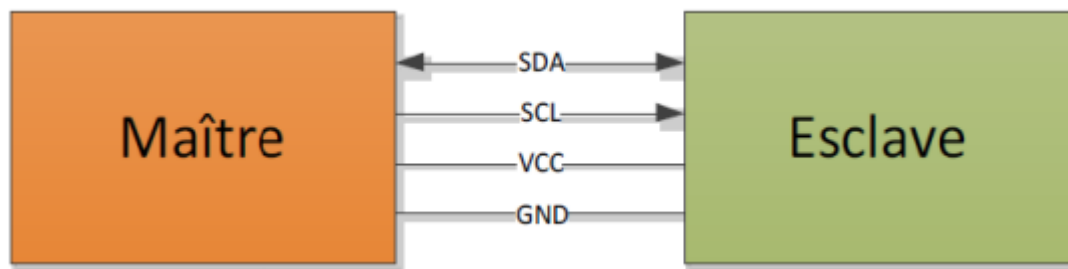


Figure 2. 17: Schéma de communication I2C.[36]

La communication I2C fonctionne avec le mode adressage et de configuration à 7 bits envoyés au capteur. Le microcontrôleur (Le maitre) envoie un message synchronisé avec l'horloge (SCL) d'adressage a l'esclave et lorsque le message est terminé d'envoyer le microcontrôleur se met en mode écoute pour recevoir les valeurs de l'esclave de la bonne adresse envoyé. Un bit DEPART est envoyé lorsque la synchronisation est en mode haut et le SDA est en mode transition vers le bas. Ainsi, le message passe à chaque niveau de bas de synchronisation avec un front montant de SDA pour ensuite se terminer avec le bit d'ARRET en avec le mode synchronisation montant et le SDA en front montant, voir la figure 2.18.

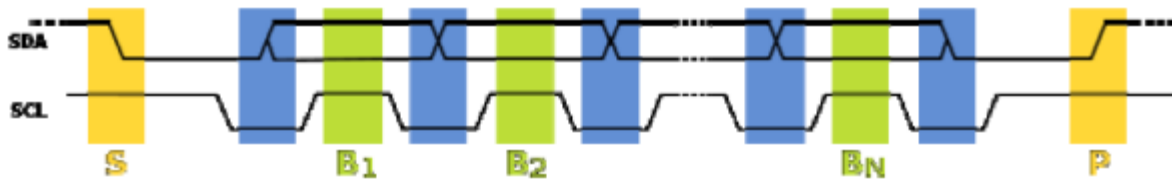


Figure 2. 18: Graphe de communication des valeurs sous forme I2C.[36]

2.13.2. Protocole Wi-Fi :

Le nom Wi-Fi (contraction de Wireless Fidelity, parfois notée à tort WiFi).un réseau Wifi est un réseau répondant à la norme 802.11.Il a été commercialisé en 1999.Le Wi-Fi est une technologie de réseau informatique sans fil mise en place pour fonctionner en réseau interne et, depuis, devenue un moyen d'accès à haut débit à Internet. Grâce au Wi-Fi, il est possible de créer des réseaux locaux sans fils à haut débit pour peu que le terminal à connecter ne soit pas trop distante par rapport au point d'accès.[36]

2.14 .Conclusion :

Ce chapitre porte les détails sur les composants utilisées, Nous avons donné un aperçu sur la carte Arduino en raison de ses nombreux avantages dans beaucoup de domaines d'applications. Ensuite, nous avons expliqué les deux parties essentielles de cette dernière (la partie matérielle et la partie programmation) . C'est à cet effet que nous l'avons choisi pour la réalisation d'un appareil médical qui sera détaillé dans le chapitre suivant.

Chapitre 3 : Conception et Simulation du Nouveau Système

3.1. Introduction

Le but principal de notre appareil médical est la surveillance des patients à distance.

Il ne remplace en rien la présence physique du médecin néanmoins, il facilitera énormément sa tâche en effet par le biais de notre instrument, le suivi de l'état de santé des patients sera plus constant, une prise en charge sera aussi plus rapide et efficace en cas de complications.

Dans ce dernier chapitre, nous tenons à présenter notre projet de création, de sa réalisation à son aboutissement en passant par les détails techniques de son fonctionnement. Nous allons exposer les résultats obtenus après les tests pratiques effectués.

Afin de bien comprendre le fonctionnement de notre système, et de mieux s'organiser pour réaliser ce projet, nous avons conçu un schéma synoptique qui n'est rien d'autre qu'une représentation graphique des différents constituants de notre système en montrant leur liaison pour ensuite passer à la conception (la phase finale).

3.2. Description du système à concevoir

3.2.1. Logigramme de notre nouveau système

C'est un système médical embarqué travailler automatiquement basé sur arduino et des capteurs électronique, il consiste à capter les mesures des paramètres vitaux des patients sans pression des boutons . et les envoyer à un appareil connecté pour le but d'atteindre une surveillance à distance et pour mieux contrôler l'état médical du patient.

Le schéma synoptique de la figure 3.1 montre le fonctionnement global de notre système.

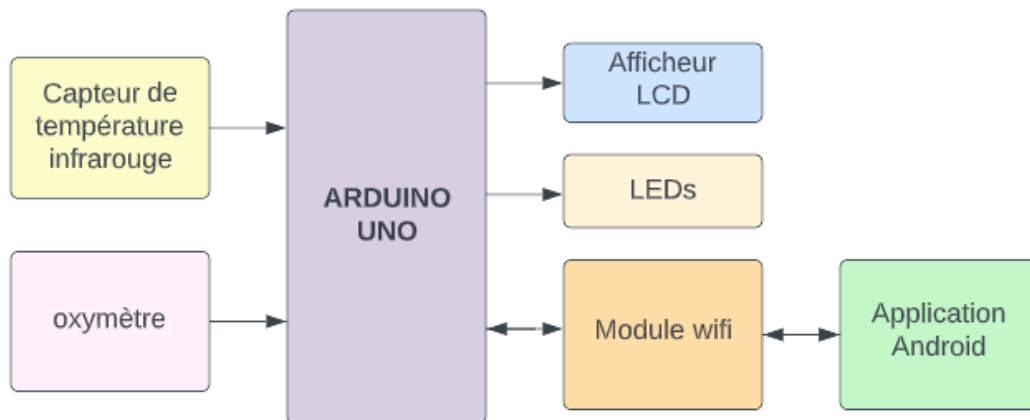


Figure 3. 1: Schéma synoptique du système à réaliser

Pour commencer, notre système dont chaque composant a un rôle précis.

- Le bloc acquisition des données permet d'assurer la mesure des grandeurs physiques à partir de deux capteurs :

un capteur de rythme cardiaque pour la mesure de la fréquence cardiaque et aussi pour simuler l'essoufflement et la saturation d'oxygène dans le sang appelé SPO2.

un capteur de température qui mesure à la fois la température du corps humain et la température de l'environnement où se trouve la personne concernée.

- l'unité de traitement des données (Arduino UNO) .
- Un module wifi pour transférer des résultats à distance
- Pour l'affichage des données on a utilisé un écran LCD et une application android en cas où une consultation à distance par le médecin.
- Des LEDs pour indiquer l'état du patient.

3.2.2. Organigramme globale de notre nouveau système

L'organigramme du code source du microcontrôleur de notre carte Arduino est présenté sur la figure 3.2.

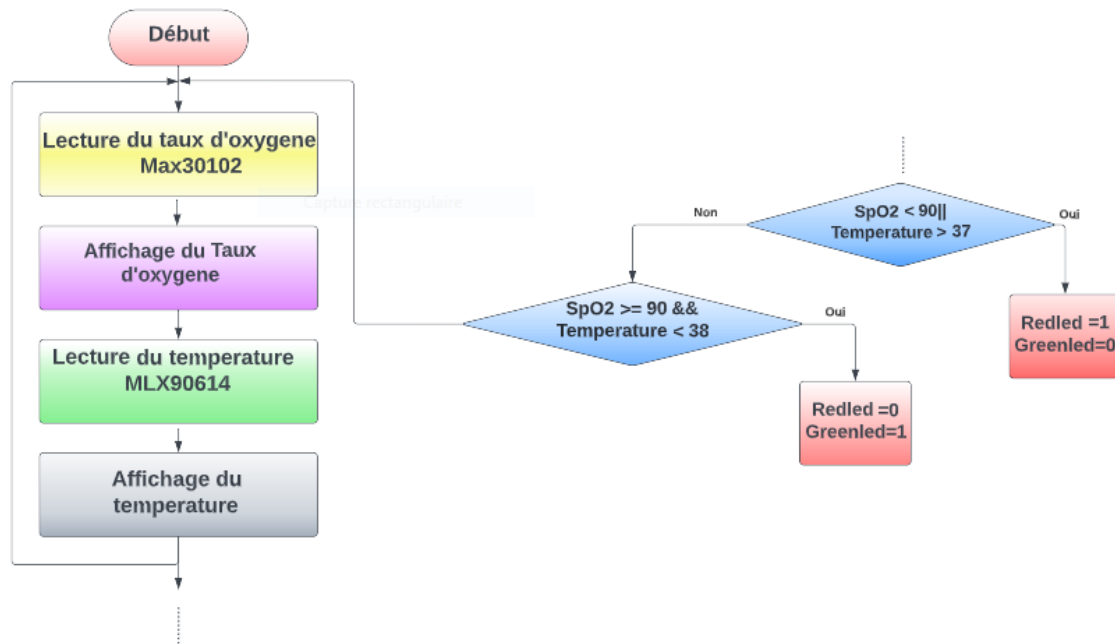


Figure 3. 2: Organigramme globale

3.3. La réalisation virtuelle

Avant de passer à la réalisation pratique, nous avons simulé notre circuit sous les deux logiciels suivant :

- « Easy EDA » , c'est un outil qui permet de dessiner des schémas électroniques, de les simuler et de réaliser le circuit imprimé correspondant. Le CAO électronique « Easy EDA » se compose de nombreux outils regroupés en modules au sein d'une interface unique. Ce dernier nous permet de schématiser nos cartes électriques et les simulées virtuellement comme le montre la figure 3.3 : Cette image (capture d'écran) montre le schéma électronique vue schématique

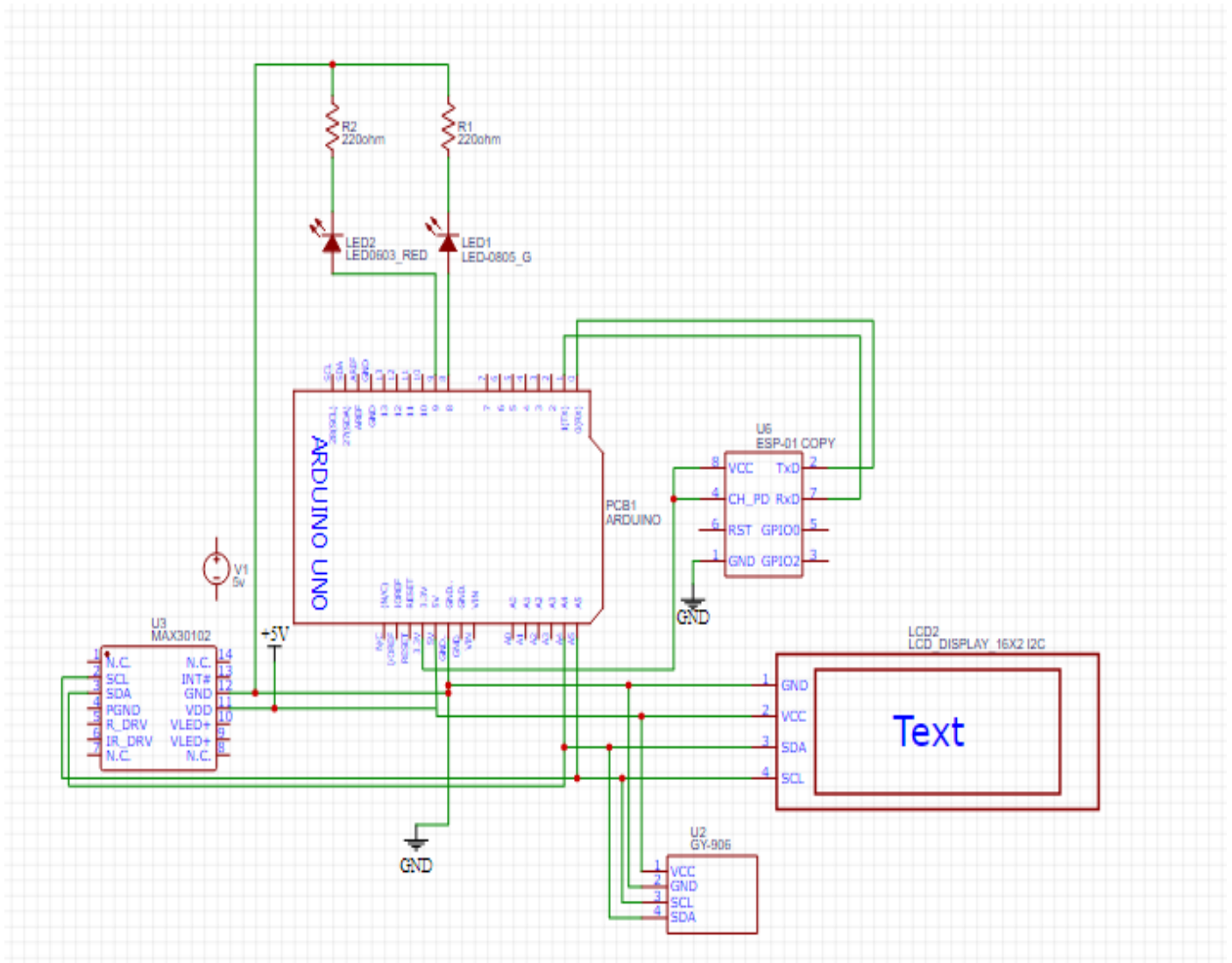


Figure 3. 3: Le schéma de thermomètre réalisé sous Easy EDA.

- Fritzing est un logiciel d'édition de circuit imprimé, qui vous permet de créer des schémas électroniques. Ce logiciel a été créé dans le but de favoriser l'apprentissage de la conception de circuits.
- Pour cela, on a utilisé le programme fritzing afin de représenter le schéma électronique vue de plan d'essai comme le montre la figure suivante :

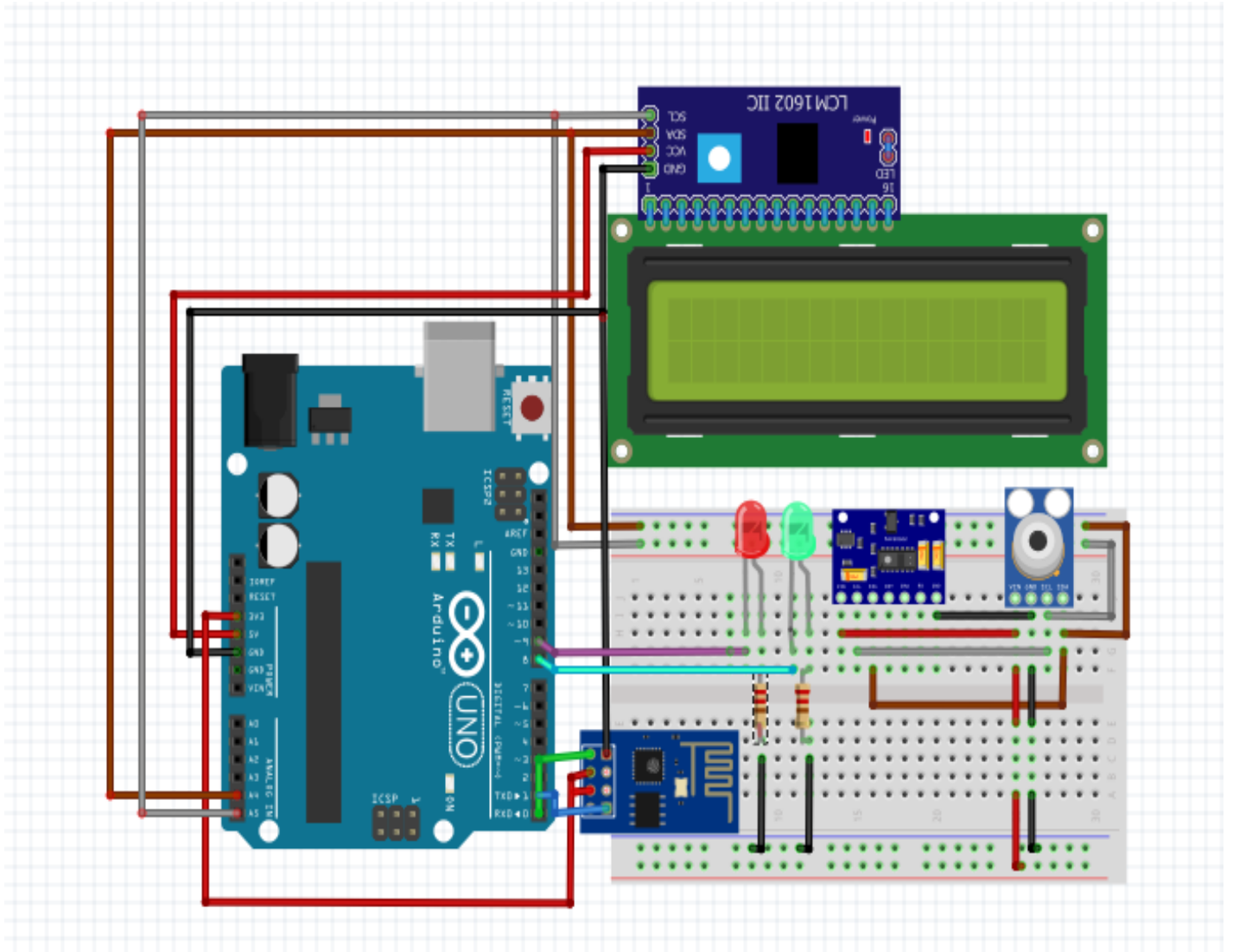


Figure 3. 4: montage de circuit global par fritzing

3.4. Réalisation de notre Système

3.4.1. Réalisation de notre montage

La réalisation est faite à base d'une carte Arduino UNO. Tous les composants sont reliés avec cette carte comme l'illustre la figure 3.5

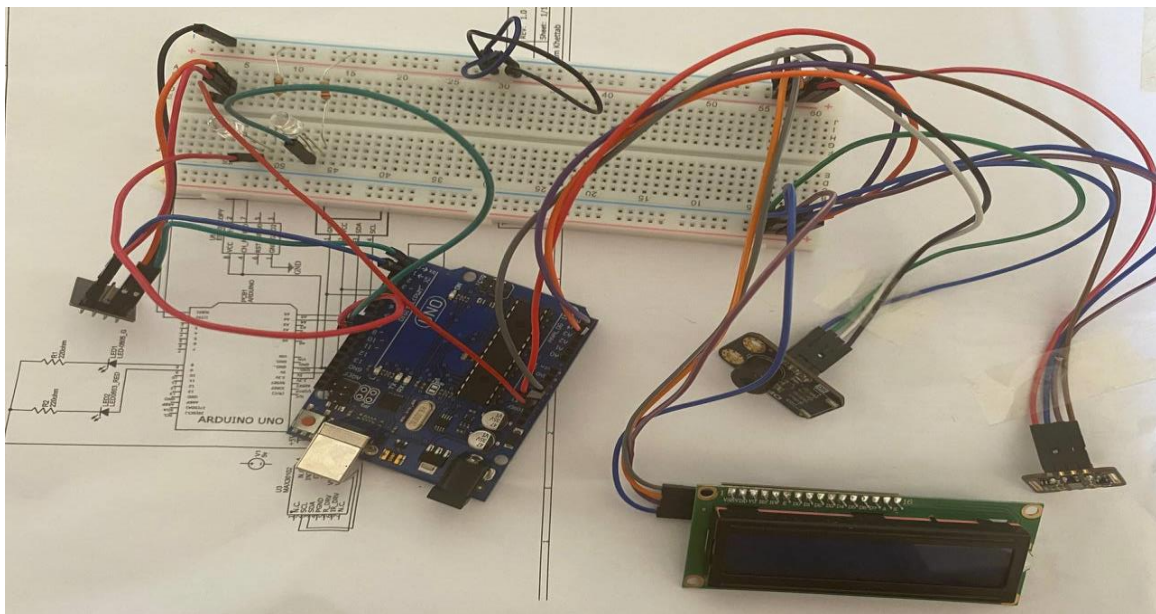


Figure 3. 5: le montage de notre projet.

Nous avons réalisé le branchement suivants :

- LCD et I2C sont reliés au pin GND ,5V , A5 et A4 .
- Le capteur de température MLX90614 est relié au pin GND, 5V , A5 et A4.
- Le capteur d'oxygène MAX30102 est relié au pin GND, 5V , A5 et A4 .

- Module WIFI ESP266 relié au pin GND, 3.3V , TX et RX .
- LED rouge est relié au pin 9 et GND.
- LED vert est relié au pin 8 et GND.

Le capteur MLX90614 est utilisé pour détecter la température corporelle, il permet de produire une tension proportionnelle à la température.

Le capteur « MAX30102 » est utilisé pour détecter la saturation en oxygène. Lorsque le doigt est placé sur le capteur, le taux d'oxygène est enregistré après un intervalle de 4 secondes, car c'est le temps qu'il faut pour mesurer SPO2.

Afin de traiter les données analogiques au même temps la convertir vers une donnée numérique nous utiliserons le microcontrôleur ATmega328 pour contrôler l'affichage de la température et le taux d'oxygène . Si la température est inférieure à 38°C et SPO2 entre 90% et 100%: une LED verte va s'allumer . Si la température est supérieure à 37°C ou SPO2 en dessous de 90% une LED rouge s'allume , avec l'écriture des valeurs de température et SPO2 sur l'écran LCD.

Un module wifi ESP8232 pour la transmission des données mesurées à distance.

3.4.2 La plateforme Remotexy :

C'est un moyen facile de créer et d'utiliser une interface utilisateur graphique mobile pour contrôler la carte Arduino, Raspberry Pi et d'autres cartes via un smartphone ou une tablette. RemoteXY a été conçu pour l'internet des objets. Il contrôle le matériel à distance, affiche les données du capteur, stocker les données et les visualiser. Dans notre projet nous avons utilisé RemoteXY pour l'affichage des données et les visualiser. La figure 3.6 affiche la page d'accueil de RemoteXY



Figure 3. 6: L'interface de RemoteXY.

Le système comprend :

- Editeur d'interfaces graphiques mobiles pour cartes contrôleurs, situé sur le site « remotexy.com »
- Application mobile RemoteXY qui permet de se connecter au contrôleur et de le contrôler via une interface graphique

Les étapes de la configuration de Remote :

1. Créez une interface graphique.
2. Téléchargez le code source.
3. Connectez le module de câblage.
4. Installez l'application mobile pour contrôler.

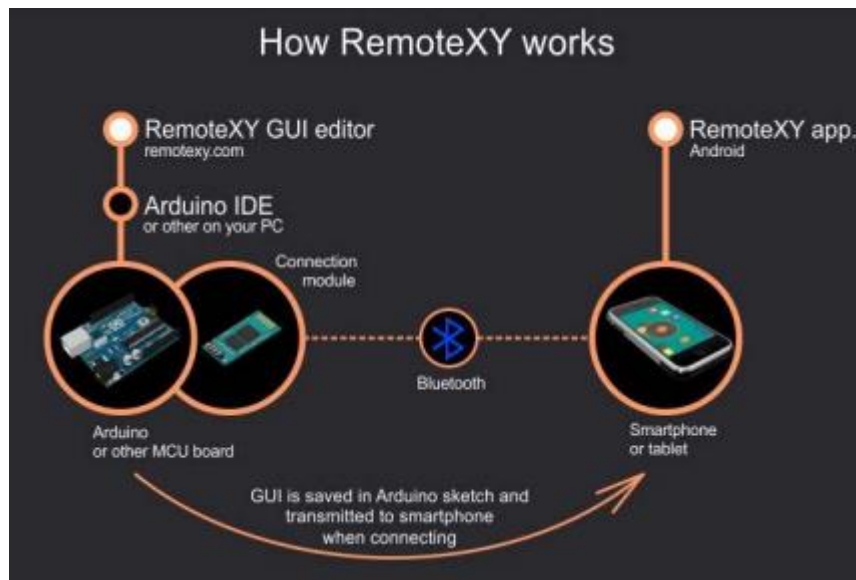


Figure 3. 7: Comment RemoteXY marche.

Pour l’affichage final de nos résultats, nous avons créé une interface graphique sur Remotexy comme illustré dans la figure suivante :

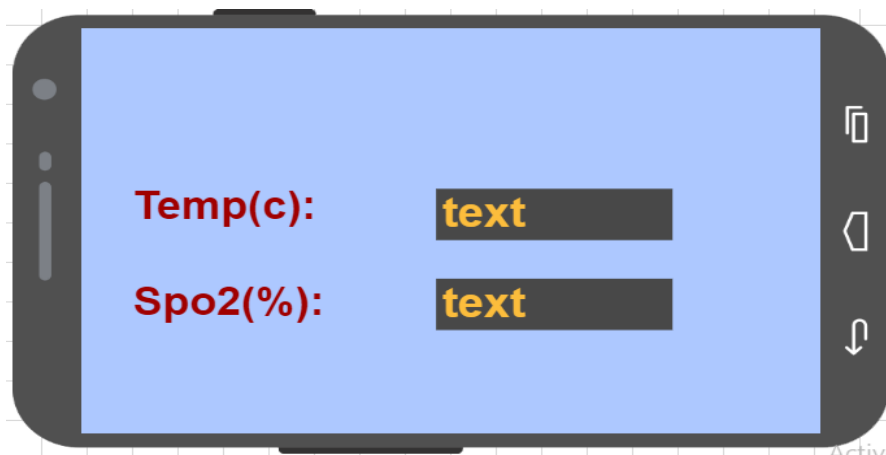


Figure 3. 8 Création d’une interface graphique sur Remotexy.

3.5. Interprétation des Résultats :

Comme il est discuté dans le chapitre précédent, pour diagnostiquer l’IC nous devons mesurer les paramètres comme cité auparavant, pour le faire, nous avons modélisé notre solution en blocs en expliquant chacun de ces blocs individuellement.

3.5.1. Contrôle de température corporelle :

La prise en charge de la température corporelle et de l'environnement doit s'effectuer en routine chez les personnes âgées en utilisant le MLX90614. Cette mesure thermométrique sera prise sans contact cutané ; la figure par-dessous montre le schéma de branchement du microcontrôleur avec le capteur de température :

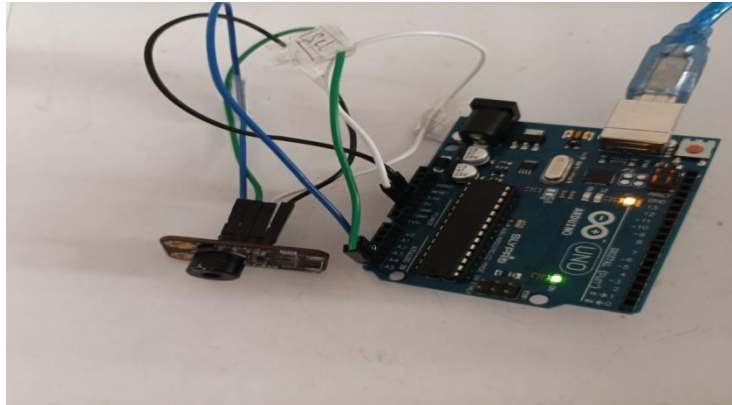


Figure 3. 9: Montage du MLX90614.

Après les tests, le résultat de température est affiché sur l'écran du moniteur série comme illustré sur la figure suivante :

Figure 3. 10: Résultat de température sur moniteur série.

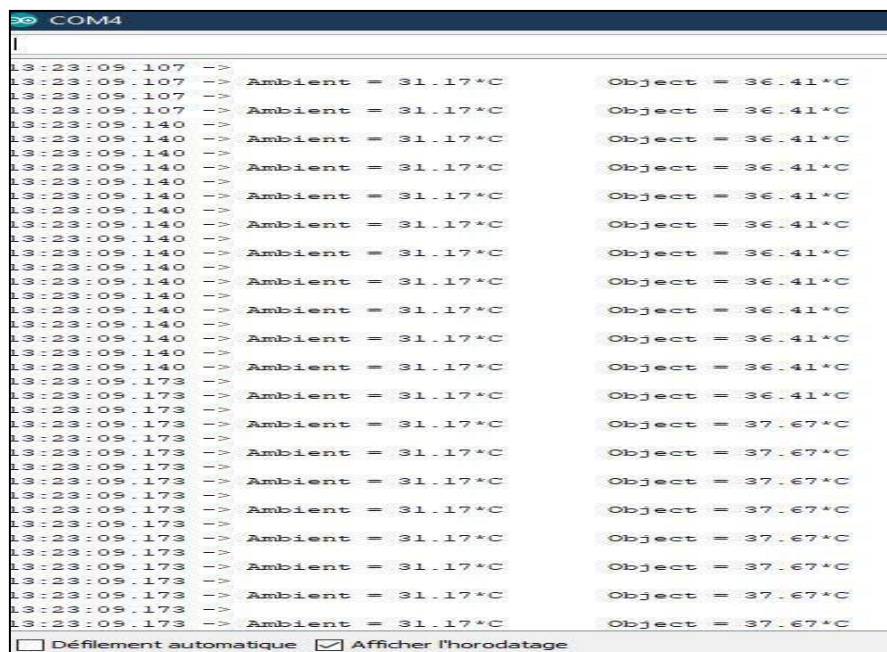


Figure 3. 11: Résultat de température sur moniteur série.

La température basale du sujet âgé doit être autour de 36° et 37°, au delà de 37° peut provoquer une fièvre qui a un impact majeur sur d'autres paramètres telles la tachycardie, la pression artérielle, la saturation en oxygène qui eux même peuvent être influencés aussi par la température de l'air ambiant ; d'un autre côté une hypothermie est aussi un signe de gravité chez les personnes âgées qui signifie une infection ou un mal fonctionnement vital notamment les artères du cœur.

3.5.2. Affichage de la saturation d'oxygène et du rythme cardiaque :

Pour l'essoufflement et le rythme cardiaque qui sont des paramètres pertinents, nous avons jugé que le MAX30102 est suffisant pour avoir un diagnostic parfait. Le montage consiste à brancher les pins comme affiché sur la figure suivante :

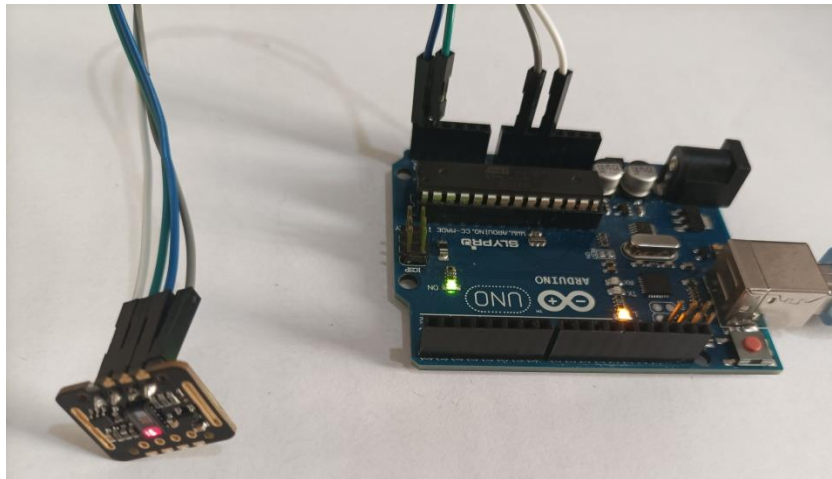


Figure 3. 12: Le montage de capteur MAX30102.

Ensuite nous avons visualiser les résultats des paramètres : saturations d'oxygène et le rythme cardiaque sur le moniteur série présenter par la figure suivante :

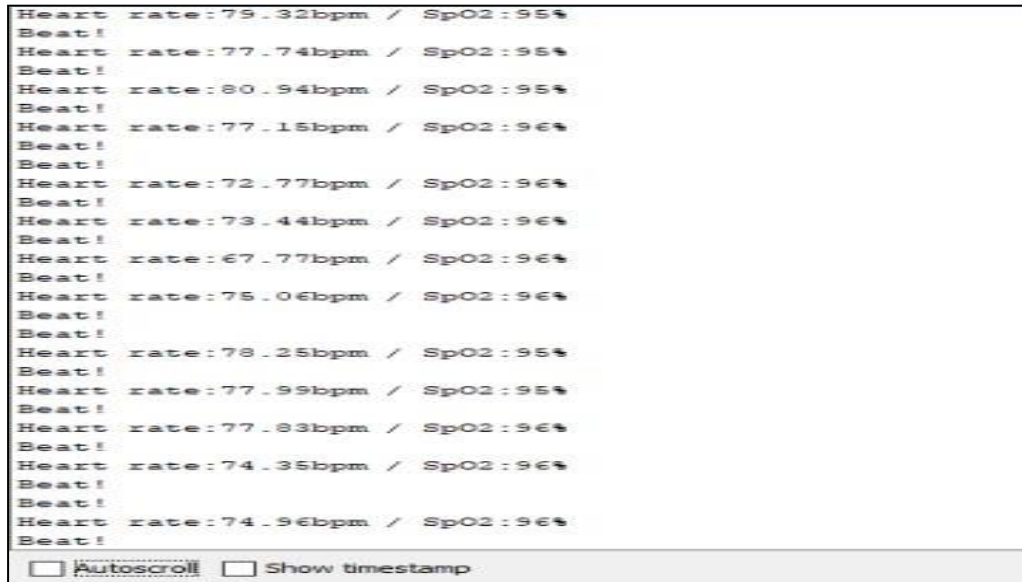


Figure 3. 13: Résultat du MAX30102 sur le moniteur série.

le taux de saturation en oxygène dans le sang, c'est une mesure transcutanée nommée « oxymétrie de pouls » qui mesure la saturation pulsée ou SPO2, cette saturation est exprimée en pourcentage, elle est normale entre 90% et 100% et est insuffisante en dessous de 90%, ce qui provoque une hypoxémie qui est à son tour par une dyspnée ou un essoufflement. Pour le cas contraire, une hyperoxémie « taux de saturation élevé » est un cas de figure très peu fréquenté qui n'est jamais causé par une pathologie.

3.6. Prototype finale :

Nous avons mis notre circuit en boîtier, comme le montre la figure 3.13



Figure 3. 14: Prototype du système.

3.7. Test de fonctionnement :

Les figures 3.14 et 3.15 montrent que notre system de surveillance fonctionne correctement à différentes températures.

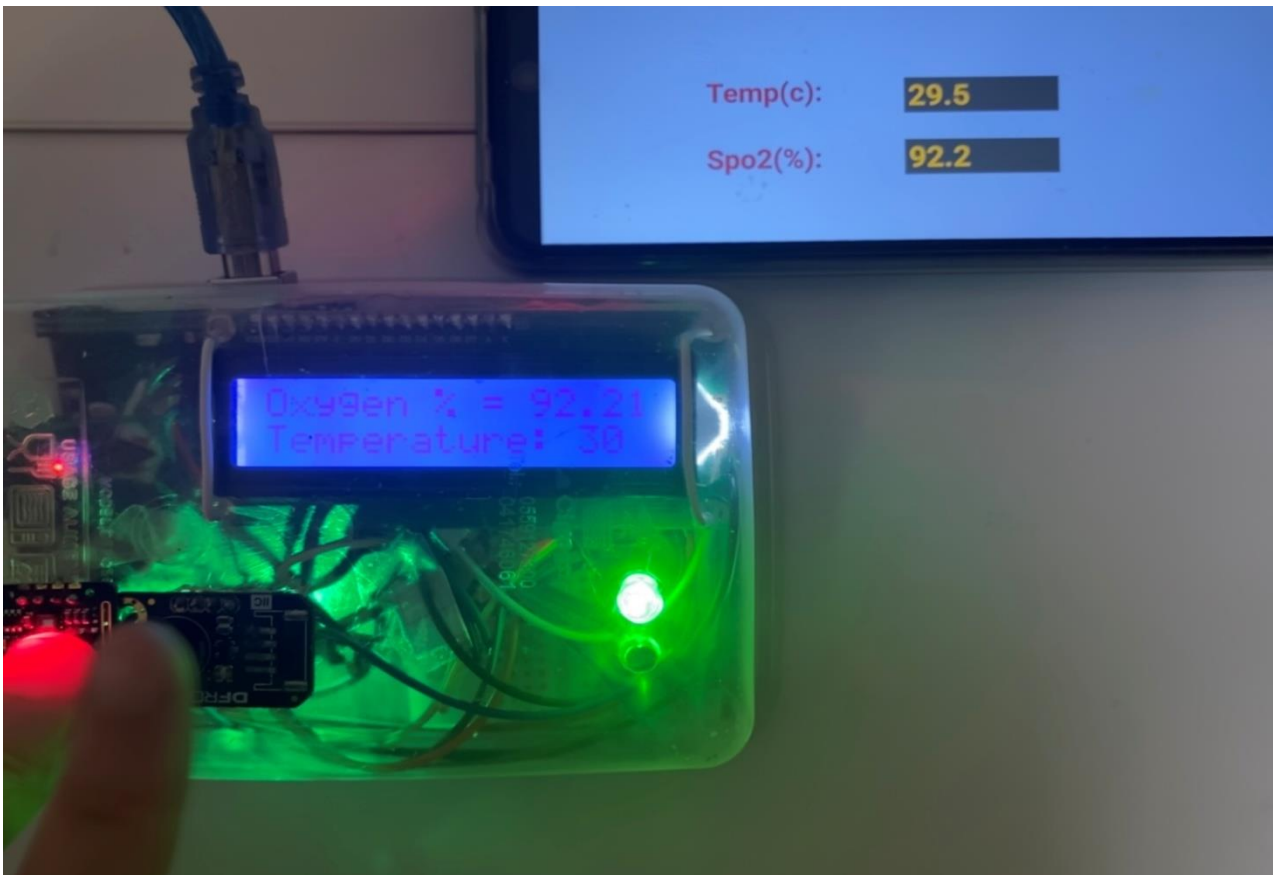


Figure 3. 15 Détection d'une Température et Taux d'oxygène .

3.8. Estimation matérielle de notre système

Tableau 2. 5 : Estimation matériel du système.

Composent	Quantité	Prix
Arduino UNO	1	2200
Max30102	1	1900
Breadboard	1	650
I2C	1	100
LED	2	20
les fils	3Sets	400
LCD 16x2	1	800
Module Wifi	1	1450
Résistances	2	200
Mlx90614	1	2300
10020	Somme totale (DZD)	

3.9. CONCLUSION

Ce chapitre résume tous le travaille pratique que nous avons fait nous avons commencé par la description de notre système. Ensuite, nous avons décrit les différentes étapes qui ont contribué à la réalisation de notre projet. Enfin, nous avons testé et vérifié que notre système fonctionne correctement dans différentes situations.

Conclusion Générale

Aujourd'hui, L'évolution technologique de l'information et de la communication a permis une grande avancée technologique dans le domaine médical.

A partir de ce principe nous sommes parvenus à concevoir un système embarqué permettant une surveillance continue des patients (température, taux d'oxygène) ce qui permet aux professionnels du domaine de la santé de faire une analyse plus ou moins complète des conditions physiologiques des patients et assurer leur suivi médicale efficacement . Notre travail a été divisé en deux parties : Une partie hardware dans laquelle tous les composants matériels nécessaires à notre réalisation ont été étudiés et reliés entre eux. Et une partie software qui comporte tous les programmes décrivant le fonctionnement du système, ainsi que l'interface graphique réalisé. L'interface graphique permet à le médecin de déterminer la stabilité du corps humain à distance .

Les principaux résultats obtenus à l'issue de ce travail sont:

- Conception et réalisation d' un circuit électrique d'un moniteur de signaux vitaux en temps réel.
- Visualisation de l'état des paramètres cruciaux pour la vie humaine la température et le taux d'oxygène. Ceci permet de connaître les indicateurs les plus importants de la santé humaine à distance via un Smartphone pour le but d'intervenir en cas d'urgence .

Au cours de la réalisation de ce projet, nous avons rencontré certaines difficultés qui ont empêché le progrès lors la réalisation de notre projet tel qu'il est important avoir une notion profonde sur les logiciels, IDE, Fritzing, RemoteXY,

Cependant des perspectives d'améliorations de notre application restent envisageables comme la réalisation d'un circuit imprimé au future on travaille avec un ethernet shield ou lieu d'un module wifi pour garantir une meilleure couverture de connexion.

Références Bibliographiques

- [1] : ABDELLICHE Fayçal, « CONTRIBUTION AU DIAGNOSTIC DES SIGNAUX ELECTROCARDIOGRAPHIQUES EN UTILISANT LES CONCEPTS DES FRACTALES » Thèse doctorat en science université Constantine, 2011.
- [2] : GRITA, Malake. *Long séjour réanimation après chirurgie cardiaque programmée chez l'adulte*. Diss. 2017.
- [3] : Bousefsaf, Frédéric. *Mesure sans contact de l'activité cardiaque par analyse du flux vidéo issu d'une caméra numérique: extraction de paramètres physiologiques et application à l'estimation du stress*. Diss. Université de Lorraine, 2014.
- [4] Quentin Nicard . "Vaisseau sanguin". passeportsante.fr , Juillet 2016,
[Vaisseau sanguin - Structure, Pathologies artérielles et sanguines \(passeportsante.net\)](https://passeportsante.net/fr/maladie/infos/vaisseau_sanguin) [12/04/2022].
- [5] «futura santé,» [En ligne]. Available: <https://www.futura-sciences.com/sante/questions-reponses/corps-humain-composition-sang-1995/>. [12/04/2022].
- [6] Zemzemi, Nejib. *Étude théorique et numérique de l'activité électrique du cœur: Applications aux électrocardiogrammes*. Diss. Paris 11, 2009.
- [7] C. N. d. E. d. C. e. M. V. (CNEC), «campus.cerimes.fr,» Université Médicale Virtuelle Francophone, 01 10 2009. [En ligne]. Available: http://campus.cerimes.fr/cardiology-et-maladies-vasculaires/enseignement/cardio_1/site/html/2_2.html. [13/04/2022].
- [8] Racha, Dekhmouche, Gabsi Sana, and A. Merazga. "Conception et réalisation d'un surveillance médicale basé IoT." (2021).
- [9] Arenja, Nisha, Thomas Cron, and Michael Kühne. "Signes cliniques et ECG des arythmies cardiaques." *Forum Médical Suisse*. Vol. 13. No. 12. EMH Media, 2013.
- [10] Ddine, K. G. (2018). Conception et réalisation d'un moniteur de surveillance médical multiparamétriques à base d'une carte Arduino Uno . Université Mouloud Mammeri De Tizi-Ouzou Faculté de Génie Électrique et Informatique Departement Electronique.
- [11] FRÉDÉRIC BOUSEFSAF ; « mesure sans contact de l'activité cardiaque par analyse du flux vidéo issu d'une caméra numérique » ; 26 novembre 2014.
- [12] SMAHI HAYAT et OUDJEDAOU HADJIRA ; « conception et réalisation d'une carte de mise en forme d'un photopléthysmogramme » ; 26 juin 2013.
- [13] S. Durand · J. Baleine · J. Le Bouhellec · C. Milési · R. Mesnage · G. Cambonie « Oxymétrie pulsée : contribution au diagnostic et à l'approche hémodynamique en pédiatrie » ; SESSION THÉMATIQUE EN RÉANIMATION PÉDIATRIQUE MÉDECIN ; 2014.

- [14] M. C. Rachel Nall, «medicalnewstoday,» Healthline media, 18 01 2020. [Enligne].Available: <https://www.medicalnewstoday.com/articles/323819#normal-body-temperature-chart>. [Accès le 2022].
- [15] SOSSA, Cocouvi Berthold Cédric. *CONCEPTION ET REALISATION D'UN THERMOMETRE NUMERIQUE SANS CONTACT (IR THERMO)*. EPAC/UAC, 2018.
- [16] Baillot, Michelle. *Activités cycliques de longue durée en climat tropical: analyse des stratégies d'hydratation, de thermorégulation et influence du rôle de la fatigue musculaire sur la performance, en compétition et en laboratoire*. Diss. Antilles, 2016.
- [17] RIAHI, Ilham. "Etude, simulation et réalisation De mini-générateurs BF et d'un minivoltmètre AC-DC piloté par une carte Arduino Uno R3." *mémoire master II, université de Tlemcen* 2017 (2016).
- [18] : ZIOUECHE, DJAWED et MEBREK, SALAH EDDINE. Réalisation d'un capteur de présence piloté par Arduino. Thèse de doctorat
- [19]: ERIK Bartmann . « Le grand livre d'Arduino ». 2eme Edition, page12, 02/01/2014.
- [20] MEKHALFIA, Toufik. *Etude et réalisation d'un système de commande à distance des installations électriques pour la domotique*. Diss. Université Mohamed Boudiaf-M'sila, 2018.
- [21] : S.V.D REYVANTH, G.SHIRISH, D.SIVA VARMA, M. RAMU.''' Pid controller using arduino. ''2009-2013
- [22] : AMARA, Mohammed et DERBOUZ, Mahdjouba Asma. *REALISATION D'UNE CARTE DE COMMANDE D'UNE STATION DE POMPAGE A BASE D'ARDUINO*. 2018
- [23] ZAKARIA, BOUREGHIDA, SOUAYAH ABDSETAR, et BENARIB AKRAM. *Conception et Réalisation d'une serrure électronique codée équipée par un Système d'alerte à base d'Arduino*. Diss. Faculté des Sciences et Technologies, 2021.
- [24] Lechalupé, J, "cours d'initiation à Arduino", Université Paul Sabatier, Mai 2014.
- [25] : AHMED, BOUCHERIT et MOULOUD, MERAIMI. Etude et réalisation d'une carte de contrôle par Arduino via le système Android. 2018
- [26] K. abdelbasset, G. abdemoumen, «Etude et réalisations d'une carte contrôle par Arduino via le système Androïde» université d'Ouargla, Le: 08/06/2015
- [27] Racha, Dekhmouche, Gabsi Sana, et A. Merazga. "Conception et réalisation d'un surveillance médicale basé IoT." (2021).
- [28] Ferron, Fred, Stephan Dumange. "monitorage respiratoire oxymétrie de pouls SpO2."(2014).
- [29] Ghania, Kaced, and Aoudia Djamel Ddine. *Conception et réalisation d'un moniteur de surveillance médical multiparamétriques à base d'une carte Arduino Uno*. Diss. Université Mouloud Mammeri, 2018.
- [30] Ouakaf, Khalida, Wissem Larbes, and Souheil Mouetsi. "Conception Et Réalisation D'un Thermomètre Infrarouge Parlant Sans Contact Avec Distributeur De Gel Intelligent." (2021).
- [31] SOSSA, Cocouvi Berthold Cédric. *CONCEPTION ET REALISATION D'UN THERMOMETRE NUMERIQUE SANS CONTACT (IR THERMO)*. EPAC/UAC, 2018.
- [32] Imadeddine, REGUIG BERRA. *Etude et réalisation d'une station météo connectée par wifi*. Diss. UNIVERSITE MOHAMED BOUDIAF-M'SILA, 2017.

- [33] MEKHALFIA, Toufik. *Etude et réalisation d'un système de commande à distance des installations électriques pour la domotique*. Diss. Université Mohamed Boudiaf-M'sila, 2018.
- [34] ZAKARIA, BOUREGHIDA, SOUAYAH ABDSSETAR, et BENARIB AKRAM. *Conception et Réalisation d'une serrure électronique codée équipée par un Système d'alerte à base d'Arduino*. Diss. Faculté des Sciences et Technologies, 2021.
- [35] LAIB BACHIR ,SAADANI FATHI .*"Commande d'une Barrière Automatique à Base d'Arduino."* Université Echahid Hamma Lakhdar d'El-Oued (2018).
- [36] BENKOUDEK Sabrina et CHEBIHI AhlemManel. *Conception et réalisation d'un système de détection de chute pour personne âgée ou handicapée*

ANNEXES A

```
////////////////////////////////// This for lcd ////////////////////////////////////
#include <Wire.h>
#include <LiquidCrystal_I2C.h>
LiquidCrystal_I2C lcd(0x27, 16, 2);

////////////////////////////////// max30102//////////////////////////////////
#include <Adafruit_MLX90614.h>
#include <EEPROM.h>
#include "MAX30105.h" //sparkfun MAX3010X library
MAX30105 particleSensor;
//#define MAX30105 //if you have Sparkfun's MAX30105 breakout board , try #define MAX30105
Adafruit_MLX90614 mlx = Adafruit_MLX90614();

double avered = 0;
double aveir = 0;
double sumirrms = 0;
double sumredrms = 0;
int i = 0;
int Num = 100; //calculate SpO2 by this sampling interval
int Temperature;
int temp;
float ESpO2; //initial value of estimated SpO2
float ESpO2_ROM;
double FSpO2 = 0.7; //filter factor for estimated SpO2
double frate = 0.95; //low pass filter for IR/red LED value to eliminate AC component
#define TIMETOBOOT 3000 // wait for this time(msec) to output SpO2
#define SCALE 88.0 //adjust to display heart beat and SpO2 in the same scale
#define SAMPLING 5 //if you want to see heart beat more precisely , set SAMPLING to 1

#define FINGER_ON 30000 // if red signal is lower than this , it indicates your finger is not on the sensor
#define USEFIFO
#define Greenled 8
#define Redled 9

////////////////////////////////// This for mlx - sensor ////////////////////////////////////
#include <DFRobot_MLX90614.h>
DFRobot_MLX90614_IIC sensor;

////////////////////////////////// This for esp communication ////////////////////////////////////
#define REMOTEXY_MODE_ESP8266_HARDSERIAL_POINT
#include <RemoteXY.h>

// RemoteXY connection settings
#define REMOTEXY_SERIAL Serial
#define REMOTEXY_SERIAL_SPEED 115200
#define REMOTEXY_WIFI_SSID "wiamwafa"
#define REMOTEXY_WIFI_PASSWORD "12345678"
#define REMOTEXY_SERVER_PORT 6377

// RemoteXY configurate
#pragma pack(push, 1)
uint8_t RemoteXY_CONF[] = // 60 bytes
{ 255,0,0,22,0,53,0,16,194,0,67,4,48,25,32,8,2,26,11,67,
  4,48,39,32,8,2,26,11,129,0,7,25,18,6,34,84,101,109,112,40,
  99,41,58,0,129,0,7,40,24,6,34,83,112,111,50,40,37,41,58,0 };
```



```
// this structure defines all the variables and events of your control interface
struct {

    // output variables
    char text_Temp[11]; // string UTF8 end zero
    char text_SPO2[11]; // string UTF8 end zero

    // other variable
    uint8_t connect_flag; // =1 if wire connected, else =0
}

RemoteXY;
#pragma pack(pop)

void setup() {
    /////////////////////////////////////////////////// for max30102 ///////////////////////////////////
    Serial.begin(115200);
    Temperature = EEPROM.read(6);
    pinMode(Greenled, OUTPUT);
    pinMode(Redled, OUTPUT);
    digitalWrite(Greenled, LOW);
    digitalWrite(Redled, LOW);
    // Initialize sensor
    while (!particleSensor.begin(Wire, I2C_SPEED_FAST)) //Use default I2C port, 400kHz speed
    {
        Serial.println("MAX30102 was not found. Please check wiring/power/solder jumper at MH-ET LIVE MAX30102 board. ");
        //while (1);
    }

    particleSensor.check(); //Check the sensor, read up to 3 samples

    while (particleSensor.available()) //do we have new data
    #ifdef MAX30105
        red = particleSensor.getFIFORed(); //Sparkfun's MAX30105
        ir = particleSensor.getFIFOIR(); //Sparkfun's MAX30105
    #else
        red = particleSensor.getFIFOIR(); //why getFIFOIR output Red data by MAX30102 on MH-ET LIVE breakout board
        ir = particleSensor.getFIFORed(); //why getFIFORed output IR data by MAX30102 on MH-ET LIVE breakout board
    #endif

    i++;
    fred = (double)red;
    fir = (double)ir;
    avered = avered * frate + (double)red * (1.0 - frate); //average red level by low pass filter
    aveir = aveir * frate + (double)ir * (1.0 - frate); //average IR level by low pass filter
    sumredrms += (fred - avered) * (fred - avered); //square sum of alternate component of red level
    sumirrms += (fir - aveir) * (fir - aveir); //square sum of alternate component of IR level
    if ((i % SAMPLING) == 0) //slow down graph plotting speed for arduino Serial plotter by thin out
    if ( millis() > TIMETOBOOT ) {
        float ir_forGraph = (2.0 * fir - aveir) / aveir * SCALE;
        float red_forGraph = (2.0 * fred - avered) / avered * SCALE;
        //trancation for Serial plotter's autoscaling
        if ( ir_forGraph > 100.0 ) ir_forGraph = 100.0;
        if ( ir_forGraph < 80.0 ) ir_forGraph = 80.0;
        if ( red_forGraph > 100.0 ) red_forGraph = 100.0;
        if ( red_forGraph < 80.0 ) red_forGraph = 80.0;
        // Serial.print(red); Serial.print(","); Serial.print(ir);Serial.print(".");
    }
    //Setup to sense a nice looking saw tooth on the plotter
    byte ledBrightness = 0x7F; //Options: 0=Off to 255=50mA
    byte sampleAverage = 4; //Options: 1, 2, 4, 8, 16, 32
    byte ledMode = 2; //Options: 1 = Red only, 2 = Red + IR, 3 = Red + IR + Green
    //Options: 1 = IR only, 2 = Red + IR on MH-ET LIVE MAX30102 board
    int sampleRate = 200; //Options: 50, 100, 200, 400, 800, 1000, 1600, 3200
    int pulseWidth = 411; //Options: 69, 118, 215, 411
    int adcRange = 16384; //Options: 2048, 4096, 8192, 16384
    // Set up the wanted parameters
    particleSensor.setup(ledBrightness, sampleAverage, ledMode, sampleRate, pulseWidth, adcRange); //Configure sensor with these settings

    particleSensor.enableDIETEMPRDY();
    mlx.begin();

    /////////////////////////////////// This for lcd ///////////////////////////////////
    lcd.init();
    lcd.backlight();
    lcd.setCursor(3, 1);
    lcd.print("Running.....");
    delay(3000);
    lcd.clear();

    /////////////////////////////////// To make remote xy begin ///////////////////////////////////
    RemoteXY_Init ();

    ///////////////////////////////////This to make sensor begin/////////////////////////////////
    while ( NO_ERR != sensor.begin() ) {
        Serial.println("Communication with device failed, please check connection");
    }
}
```

```
    delay(1000);
}
Serial.println("Begin ok!");
sensor.enterSleepMode();
delay(50);
sensor.enterSleepMode(false);
delay(200);
}

void loop() {

    ////////////////////////////////////////////////// loop for remote xy ///////////////////////////////////
    RemoteXY_Handler ();

    ////////////////////////////////////////////////// loop for sensor reading ///////////////////////////////////
    float ambientTemp = sensor.getAmbientTempCelsius();
    float objectTemp = sensor.getObjectTempCelsius();

    dtostrf(ambientTemp, 0, 1, RemoteXY.text_Temp);
    dtostrf(ESpO2, 0, 1, RemoteXY.text_SpO2);

    ////////////////////////////////////////////////// for max30102 ///////////////////////////////////

    uint32_t ir, red , green;
    double fred, fir;
    double SpO2 = 0; //raw SpO2 before low pass filtered

#ifdef USEFIFO
```

```

    lcd.print("Oxygen % = ");
    lcd.setCursor(11, 0);
    lcd.print(ESpO2);
    lcd.print(" ");
    lcd.print("% ");
    // Temperature = Temperature+2;
    lcd.setCursor(0, 1);
    lcd.print("Temperature: ");
    lcd.print(Temperature);
    lcd.print(" *C");
    if ((ESpO2 >= 90) && (Temperature < 38)) {
        digitalWrite(Redled, LOW);
        digitalWrite(Greenled, HIGH);
    }
    if ((ESpO2 < 90) || (Temperature > 37)) {
        digitalWrite(Greenled, LOW);
        digitalWrite(Redled, HIGH);
    }
}

}

}
}
if ((i % Num) == 0) {
    double R = (sqrt(sumredrms) / avered) / (sqrt(sumirrms) / aveir);
    // Serial.println(R);
    ESpO2 = FSpO2 * ESpO2 + (1.0 - FSpO2) * SpO2; //low pass filter
    // Serial.print(SpO2); Serial.print(","); Serial.println(ESpO2);
    sumredrms = 0.0; sumirrms = 0.0; i = 0;
    break;
}
particleSensor.nextSample(); //We're finished with this sample so move to next sample
// Serial.println(SpO2);
}
#endif
}

void writeEEPROM(float *data) {
    byte ByteArray[4];
    memcpy(ByteArray, data, 4);
    for (int x = 0; x < 4; x++) {
        EEPROM.write(x, ByteArray[x]);
    }
}

float readEEPROM() {
    float ESpO2 = 85.0;
    byte ByteArray[4];
    for (int x = 0; x < 4; x++)
    {
        ByteArray[x] = EEPROM.read(x);
    }
    memcpy(&ESpO2, ByteArray, 4);
    return ESpO2;
}

```

```
float temperature = particleSensor.readTemperatureF();

if (ir < FINGER_ON) {
  temp = Temperature;
  EEPROM.write(6, temp);
  lcd.clear();

  ESP02_ROM = ESP02;
  writeEEPROM(ESP02_ROM);
  lcd.setCursor(0, 2);
  lcd.print("Last test: ");
  lcd.setCursor(11, 2);
  lcd.print(ESP02_ROM);
  lcd.print(" ");
  lcd.print("% ");

  lcd.setCursor(0, 3);
  lcd.print("Last temp: ");
  lcd.setCursor(11, 3);
  lcd.print(temp);
  lcd.print(" ");
  lcd.print("°C");

  break;
}
if (ir > FINGER_ON) {
  Temperature = mlx.readObjectTempC();
  lcd.setCursor(0, 0);
}
```

Annexe B

MAX30102

High-Sensitivity Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor for Wearable Health

General Description

The MAX30102 is an integrated pulse oximetry and heart-rate monitor module. It includes internal LEDs, photodetectors, optical elements, and low-noise electronics with ambient light rejection. The MAX30102 provides a complete system solution to ease the design-in process for mobile and wearable devices.

The MAX30102 operates on a single 1.8V power supply and a separate 5.0V power supply for the internal LEDs. Communication is through a standard I²C-compatible interface. The module can be shut down through software with zero standby current, allowing the power rails to remain powered at all times.

Applications

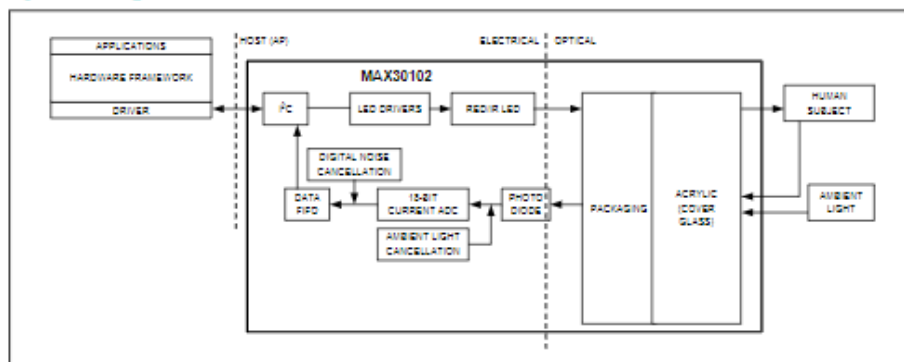
- Wearable Devices
- Fitness Assistant Devices

Benefits and Features

- Heart-Rate Monitor and Pulse Oximeter Sensor in LED Reflective Solution
- Tiny 5.6mm x 3.3mm x 1.55mm 14-Pin Optical Module
 - Integrated Cover Glass for Optimal, Robust Performance
- Ultra-Low Power Operation for Mobile Devices
 - Programmable Sample Rate and LED Current for Power Savings
 - Low-Power Heart-Rate Monitor (< 1mW)
 - Ultra-Low Shutdown Current (0.7µA, typ)
- Fast Data Output Capability
 - High Sample Rates
- Robust Motion Artifact Resilience
 - High SNR
- -40°C to +85°C Operating Temperature Range

Ordering Information appears at end of data sheet.

System Diagram



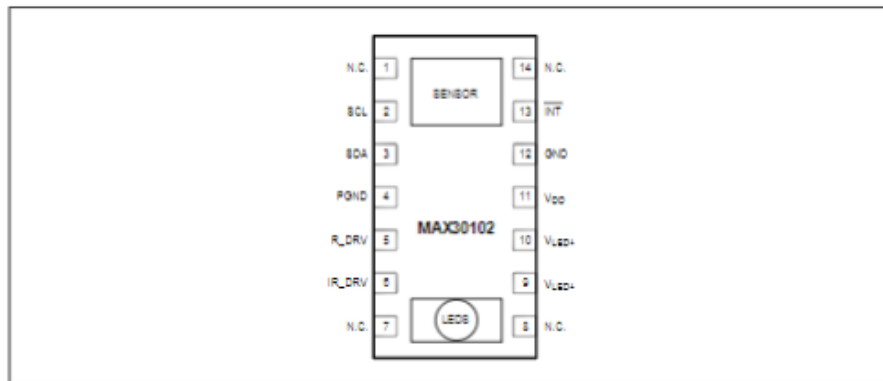
19-7740; Rev 0; 9/15



MAX30102

High-Sensitivity Pulse Oximeter and
Heart-Rate Sensor for Wearable Health

Pin Configuration



Pin Description

PIN	NAME	FUNCTION
1, 7, 8, 14	N.C.	No Connection. Connect to PCB pad for mechanical stability.
2	SCL	I ² C Clock Input
3	SDA	I ² C Data, Bidirectional (Open-Drain)
4	PGND	Power Ground of the LED Driver Blocks
5	R_DRV	Red LED Driver.
6	IR_DRV	IR LED Driver.
9	VLED+	LED Power Supply (anode connection). Use a bypass capacitor to PGND for best performance.
10	VLED-	
11	VDD	Analog Power Supply Input. Use a bypass capacitor to GND for best performance.
12	GND	Analog Ground
13	INT	Active-Low Interrupt (Open-Drain). Connect to an external voltage with a pullup resistor.

Annexe C

16. Package Information

16.1. MLX90614xxA

The MLX90614 is packaged in an industry standard TO39 can.

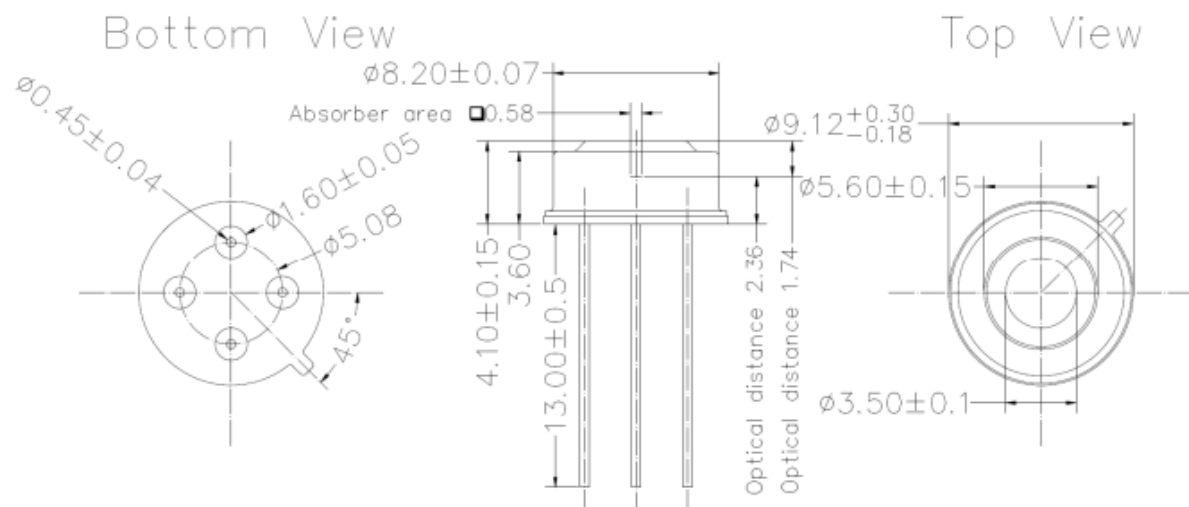


Figure 43: MLX90614xxA package