



RÉPUBLIQUE ALGÉRIENNE DÉMOCRATIQUE ET POPULAIRE  
MINISTÈRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPÉRIEUR ET DE LA RECHERCHE  
SCIENTIFIQUE



Université Djilali Bounaâma-Khemis Miliana

Faculté des Sciences et de la Technologie

Département d'Électronique et de Communication

Mémoire Présenté Pour l'Obtention Du Diplôme De Master En

Électronique des Systèmes Embarqués

## Thème

**Réalisation d'un prototype de modèle d'intelligence artificielle pour le diagnostic des patients basé sur la fréquence cardiaque et la saturation en oxygène dans le sang"**

### Présenté par :

MEKHATI MOHAMED.

OUADANI ZAKARIA.

### Devant le Jury :

Fonction	Nom et Prénom	Grade	Établissement
Président	Dr F/Z. BAOUCHÉ	MCA	Université' khemis miliana
Examineur	Dr S. ROUABAH	MCA	Université' khemis miliana
Encadreur	Dr S.MAHDAB	MCB	Université' khemis miliana
Encadreur	Dr M.FEKIR	MCB	Université' khemis miliana

Année universitaire : 2024/2025

# Remerciements

Avant tout, nous tenons à exprimer nos plus profonde gratitude à **Dieu Tout-Puissant**, qui nous a donné la force, la patience et la volonté d'achever ce travail.

Nous tenons à exprimer nos sincères remerciements au Dr S. Mahdab, notre superviseur universitaire, pour sa disponibilité, ses conseils pertinents et son soutien et encouragements continus tout au long de la réalisation de cette thèse.

Nous tenons à exprimer nos sincères remerciements au Dr m.fekir, notre superviseur universitaire, pour sa disponibilité, ses conseils pertinents et son soutien et encouragements continus tout au long de la réalisation de cette thèse

Nous remercions également le Dr S. Rouabah, examinateur de la thèse, ainsi que le Dr F/Z.Baouche Président de la thèse pour leurs connaissances pratiques.

Nous tenons à remercier tous les enseignants du **Département d'Électronique et de Communication de la Faculté des Sciences et de la Technologie de l'Université Djilali Bounaâma-KhemisMiliana** pour la qualité de l'enseignement dispensé tout au long de ces années.

Nous remercions également le professeur Mohamed Hamis, chef du département ST, ainsi que le Dr Sid Ali Belaïfi, directeur du laboratoire de recherche LESI, pour leur accueil et leurs connaissances pratiques.

Nous remercions également Prof Mohamed Hamis, responsable du domaine ST .

Nos remerciements s'adressent aussi à **mes camarades de promotion**, pour leur esprit de collaboration, leur soutien moral, et les moments de partage qui ont enrichi mon parcours universitaire.

Enfin, nous dédions ce mémoire à **nos familles**, en particulier nos parents, pour leur amour, leurs sacrifices et leur confiance inconditionnelle, ainsi qu'à toutes les personnes qui, de près ou de loin, ont contribué à la réalisation de ce travail.

# Dédicace

Avec respect et gratitude,

Je dédie ce modeste travail à mes parents, et ma petite famille qui m'ont donné la force morale pour terminer mon projet.

A ma grande famille, et mes proches.

À tous mes amis proches pour leur soutien, leur amour inconditionnel et leur amitié sincère À mes collègues de la « Classe ESE 2025 ».

A mes proches amis.

Et à tous ceux qui me sont chers.

*Mekhati Mohamed.*

Avec respect et gratitude,

Je dédie ce modeste travail à mes parents, et ma petite famille qui m'ont donné la force morale pour terminer mon projet.

A ma grande famille, et mes proches.

À tous mes amis proches pour leur soutien, leur amour inconditionnel et leur amitié sincère À mes collègues de la « Classe ESE 2025 ».

A mes proches amis.

Et à tous ceux qui me sont chers.

*Ouadani Zakaria.*

## ملخص

يُقدّم هذا المذكرة مشروعًا متكاملًا لتطوير نظام ذكي يهدف إلى التشخيص الأولي للحالة الصحية للمريض، من خلال دمج الإلكترونيات مع تقنيات الذكاء الاصطناعي. يعتمد هذا النظام على مراقبة مؤشرين فيزيولوجيين رئيسيين: معدل ضربات القلب (BPM) ونسبة تشبع الدم بالأوكسجين ( $SpO_2$ )، واللذين يُعتبران أساسيين للكشف المبكر عن الحالات الطبية غير الطبيعية.

تُجمع البيانات باستخدام المستشعر MAX30102، المتصل بوحدة ESP32. وتُعرض القياسات في الوقت الفعلي على شاشة OLED، ثم تُحلّل باستخدام خوارزميات الذكاء الاصطناعي.

النموذج المُستخدم، والذي يحمل اسم Random Medical 1.0، يعتمد على خوارزمية "الغابة العشوائية" (Random Forest). يُمكنه تصنيف الحالات الصحية إلى "طبيعية" أو "حرجة" بدقة تصل إلى 93%. وقد تم تدريب هذا النموذج باستخدام قاعدة بيانات طبية حقيقية تحتوي على أكثر من 10,000 سجل طبي، مما يضمن كشفًا موثوقًا به وتنبهات فورية عند رصد أي خلل.

يعتمد النظام على بنية مادية منخفضة التكلفة وسهلة النقل. كما يستخدم منصة Supabase السحابية لتخزين البيانات الطبية بشكل آمن. وتوفّر الواجهة الرسومية البديهية عرضًا واضحًا لتقارير المرضى، مع ضمان تفاعل سلس في الوقت الحقيقي.

ورغم بعض القيود، مثل حساسية المستشعر للحركات المفاجئة، فإن النظام يتميز بقابليته للتطوير. ومن بين التحسينات المستقبلية الممكنة: إدماج مؤشرات طبية جديدة مثل تخطيط القلب (ECG)، أو تطوير تطبيقات محمولة لتمكين المتابعة الصحية عن بُعد.

## Resumé

Ce mémoire présente un projet complet de développement d'un système intelligent destiné au diagnostic préliminaire de l'état de santé du patient, en intégrant l'électronique avec l'intelligence artificielle. Le système repose sur la surveillance de deux indicateurs physiologiques clés : la fréquence cardiaque (BPM) et la saturation en oxygène du sang ( $SpO_2$ ), qui sont essentiels pour la détection précoce d'anomalies médicales. Les données sont recueillies à l'aide du capteur MAX30102, connecté à une carte ESP32. Les mesures sont affichées en temps réel sur un écran OLED, puis analysées par des algorithmes d'intelligence artificielle. Le modèle utilisé, nommé RandomMedical 1.0, est basé sur l'algorithme Random Forest. Il permet de classifier les états de santé en "normaux" ou "critiques" avec une précision pouvant atteindre 93 %. Ce modèle a été entraîné sur une base de données réelle comprenant plus de 10 000 dossiers médicaux, ce qui garantit une détection fiable et l'émission d'alertes immédiates en cas d'anomalie. Le système repose sur une architecture matérielle peu coûteuse et facilement transportable. Il utilise la plateforme cloud Supabase pour le stockage sécurisé des données médicales. L'interface

graphique intuitive permet une visualisation claire des rapports des patients, tout en assurant une interaction fluide en temps réel. Malgré certaines limitations, notamment la sensibilité du capteur aux mouvements brusques, le système reste évolutif. Des améliorations futures sont envisageables, telles que l'intégration de nouveaux paramètres médicaux comme l'ECG (électrocardiogramme) ou le développement d'applications mobiles pour un suivi à distance..

## **Abstract**

This thesis presents a comprehensive project for developing an intelligent system aimed at the preliminary diagnosis of a patient's health status by integrating electronics with artificial intelligence technologies. The system relies on monitoring two key physiological indicators: heart rate (BPM) and blood oxygen saturation (SpO<sub>2</sub>), both of which are essential for the early detection of abnormal medical conditions. The data is collected using the MAX30102 sensor, which is connected to an ESP32 module. The measurements are displayed in real time on an OLED screen and are then analyzed using artificial intelligence algorithms. The model used, named Random Medical 1.0, is based on the "Random Forest" algorithm. It can classify health conditions as either "Normal" or "Critical" with an accuracy of up to 93%. This model was trained using a real medical database containing over 10,000 medical records, ensuring reliable detection and instant alerts when abnormalities are detected. The system is built on a low-cost and portable hardware architecture. It also uses the Supabase cloud platform for secure medical data storage. The intuitive graphical interface provides a clear display of patient reports while ensuring smooth real-time interaction. Despite some limitations, such as the sensor's sensitivity to sudden movements, the system is highly scalable. Potential future improvements include integrating additional medical indicators like electrocardiograms (ECG), or developing mobile applications to enable remote health monitoring. Let me know if you'd like help with formatting this for your thesis or converting it into a summary.

## Sigles et abréviations

<b>Abréviation</b>	<b>Signification</b>
AC	Courant Alternatif (Alternating Current)
ADC	Convertisseur Analogique-Numérique (Analog to Digital Converter)
API	Interface de Programmation d'Application (Application Programming Interface)
BMS	Building Management System
CPU	Unité Centrale de Traitement (Central Processing Unit)
DC	Courant Continu (Direct Current)
ESP32	Microcontrôleur Wi-Fi et Bluetooth intégré
GPIO	Entrée/Sortie Générale (General Purpose Input/Output)
GSM	Système Global pour les Communications Mobiles (Global System for Mobile)
GUI	Interface Graphique Utilisateur (Graphical User Interface)
HTTP	Protocole de Transfert Hypertexte (HyperText Transfer Protocol)
IoT	Internet des Objets (Internet of Things)
IP	Protocole Internet (Internet Protocol)
LED	Diode Électroluminescente (Light Emitting Diode)
MQTT	Message Queuing Telemetry Transport
PCB	Circuit Imprimé (Printed Circuit Board)
PWM	Modulation de Largeur d'Impulsion (Pulse Width Modulation)
RAM	Mémoire Vive (Random Access Memory)
RF	Radiofréquence
RTC	Horloge Temps Réel (Real Time Clock)
UART	Transmission Asynchrone Universelle (Universal Asynchronous Receiver

<b>Abréviation</b>	<b>Signification</b>
Wi-Fi	Wireless Fidelity
EDGE	Enhanced Data Rates for GSM Evolution
GSM	Global System for Mobile communications
IDE	Integrated Development Environment
IOT	Internet Of Things
LED	Light-Emitting Diode
NTIC	Nouvelles Technologie d'information et de la communication
OS	Operating system
PWM	Pulse Width Modulation
RDP	Remote Desktop Protocol
RFID	Radio frequency identification
RX	Recevoir
SH	Smart home
SI	Système d'Information
SMS	Short Message Service
TCP/IP	Transmission Control Protocol/Internet Protocol
TX	Transmettre
UART	Universal Asynchronous Receiver Transmitter

# Table des matières

Remerciements.....	1
Dédicace.....	2
Sigles et abreviations.....	5
Table des matières.....	7
Liste des tableaux.....	9
Liste des figures.....	10
Introduction générale.....	13
1.1 Questions de recherche :.....	13
<b>Chapitre 1 : Étude physiologique.</b> .....	15
2. 15	
<b>Chapitre 1 : Étude physiologique.</b> .....	16
1.1. Introduction.....	16
1.2. La Physiologie:.....	16
1.2.1. Physiologie de la respiration.....	17
1.3. Le Cœur:.....	18
1.4.1. Activité cardiaque:.....	19
1.4.2. Electrocardiogramme.....	20
1.4.3. Mesure du signal ECG.....	21
1.4.4. L'ECG ambulatoire (HOLTER).....	21
1.4.5. Fréquence cardiaque.....	22
1.5. Capteur de saturation d'oxygène(Spo2).....	22
1.5.1. L'oxymétrie de pouls.....	23
1.5.2. L'oxymétrie de pouls.....	23
1.6 Conclusion.....	29
<b>Chapitre 2 Présentation des différents composants utilisés.</b> .....	30
Chapitre 2 : Présentation des différents composants utilisés.....	31

2.1. Introduction.....	31
2.2. Equipement utilisateur.....	33
2.2.2. Ecan oled :.....	34
2.2.3. Esp32.....	35
2.2.4. Buzzer actif.....	36
2.2.4. battery lithium 3,7 V.....	36
Chapitre 3 :Réalisation du système d'acquisition .....	40
3.3.1. Acquisition des signaux physiologiques .....	41
3.5. Limites du système d'acquisition.....	43
Chapitre 4 : prototype de modèle d'intelligence artificielle .....	46
4.1. Introduction.....	46
4.2. Devis estimatif des coûts .....	47
4.3 stockage.....	47
4.4. Identification de "Supa base" .....	47
4.4.1. Les avantages du "Supa base" .....	48
4.5. Difficultés rencontrées et solutions .....	48
4.6. Méthodologies .....	49
4.6.1. Résultats expérimentaux détaillés.....	49
4.6.2. comparaison de modèles avec notre model:.....	50
4.6.3. Interprétation des résultats.....	51
4.6.4.Comparaison avec le modèle l'existant .....	51
A- Limitations observes .....	51
B- Perspectives de recherche .....	51
4.10. Cas particuliers .....	63
4.11. Les recommandations futures.....	63
4.12.Conclusion .....	63
Conclusion générale .....	65
Bibliographies .....	66

# Liste des tableaux

N°	Intitulé	Page
1	Tableau 1.1 : Signification des symboles utilisés dans la loi de Beer–Lambert	p.13
2	Tableau 1.2 : Signification des symboles dans l'équation de la loi de Beer–Lambert appliquée aux tissus biologiques	p.13
3	Tableau 1.3 Tableau des symboles de la loi de Beer-Lambert	p.14
4	Tableau 1.4 : Symboles utilisés dans les équations d'absorbance (loi de Beer-Lambert)	p.14
5	Tableau 4.1 : Fonctionnalités principales de Supabase.	p.37
6	Tableau 4.2 : Matrice de confusion (exemple)	p.38
7	Tableau 4.3 : résultats de précision par cas	p.39-40
8	<b>1.1.1</b> Tableau 4.4 : comparaison de modèles:	p.40
7	Tableau 4.5 : Classification modèles	p.46

# Liste des figures

N°	Intitulé	Page
1	Figure 1.1 : Physiologie : principaux organes et système vasculaire	p.5
2	Figure 1.2 : Physiologie de la respiration	p.6
3	Figure 1.3 :Le cœur	p.7
4	Figure 1.4 :.Activité cardiaque	P.8
5	Figure 1.5 : ECG holter	p.10
6	Figure 1.6 : loi de béer-Lambert(absorbance d'un analyte)	p.12
7	Figure 1.7 : la loi de béer-Lambert	p.15
8	Figure 1.8configuration typique de l'oxymétrie de pouls de détection sur un doigt	p.16
9	Figure 1.9Absorption lumineuse	p.18
10	Figure 2.1 : Panneau avant de l'appareil d'usine	p.21
11	Figure 2.2 : schéma global du système	p.22
12	Figure 2.3 : capteur MAX32102	p.23
13	Figure 2.4 : oled	p.25
14	Figure 2.5 : microcontrôleur ESP32	p.25
15	Figure 2.6 : Buzzer	p.26
16	Figure 2.7 : pile	p.27
17	Figure 2.8 : L'algorithme de forêt aléatoire	p.28
18	Figure 3.1 : schéma de réalisation avec ports	p.30
19	Figure 3.2 : Organigramme du système	p.32

<b>N°</b>	<b>Intitulé</b>	<b>Page</b>
20	Figure 4.1 : Organigramme du module	p.42
21	Figure 4.2 : interface de site	p.42
22	Figure 4.3 : choix de la méthode de saisie	p.55
23	Figure 4.4 : Saisie manuelle dans le modele	p.55
24	Figure 4.5 : saisie avec fichier CSV	p.56
25	Figure 4.6 : Histogramme	p.57
26	Figure 4.7 : Nuage de points	p.58
27	Figure 4.8 : distribution of spo2	p.59
28	Figure 4.9 : historique du patient	p.60
29	Figure 4.10 : disGénération de dossiers et de rapports pour chaque patient	p .62
30	Figure 4.11 : frontières de décision	p.63
31	Figure 4.12: distribution of spo2	p.64
32	Figure 4.13: distribution of HR	p.64

# **Introduction générale**

# Introduction générale

Dans un contexte marqué par une évolution technologique rapide, l'intelligence artificielle s'est imposée comme un levier de transformation majeur dans divers domaines, notamment celui de la santé. Malgré les avancées significatives, le système de soins reste confronté à une problématique centrale : l'absence de systèmes intelligents, portables et autonomes capables de surveiller en temps réel les signes vitaux des patients et de fournir un diagnostic préliminaire fiable, en particulier dans les environnements à ressources limitées ou hors des structures médicales classiques.

Parmi les indicateurs vitaux les plus cruciaux figurent : la fréquence cardiaque et le taux de saturation en oxygène du sang (SpO<sub>2</sub>). Une variation anormale de ces données peut être un signe direct de troubles graves tels que l'hypoxie, l'arythmie ou même l'arrêt cardiaque.

C'est à partir de cette problématique que s'inscrit ce projet de recherche, visant à concevoir un système d'intelligence artificielle médicale basé sur le capteur MAX30102, connecté à un module ESP32 et à un écran OLED, capable de mesurer et d'analyser les données cardiorespiratoires, et de les transmettre via une adresse IP pour un suivi à distance. Le système proposera également une interprétation intelligente des données pour identifier les états critiques.

Dans ce projet on vise à atteindre plusieurs objectifs fondamentaux :

Développer un système médical intelligent capable de mesurer les indicateurs vitaux (fréquence cardiaque, SpO<sub>2</sub>).

Analyser ces données à l'aide de techniques d'intelligence artificielle.

Prédire l'état de santé du patient en temps réel.

Afin d'apporter des éléments de réponse à cette problématique, notre recherche s'articulera autour des questions suivantes :

## 1.2 Questions de recherche

- 1. Peut-on utiliser l'intelligence artificielle pour établir un diagnostic préliminaire à partir des données de la fréquence cardiaque et de la saturation en oxygène du sang ?

- 2. Quelle est la précision du capteur MAX30102 par rapport aux dispositifs médicaux conventionnels dans la mesure des signes vitaux ?
- 3. Comment le module ESP32 peut-il traiter et transmettre efficacement et en toute sécurité les données vitales à travers un réseau ?
- 4. Quels algorithmes permettent de détecter les états critiques (comme la tachycardie ou l'hypoxie) à partir des données collectées ?
- 5. Comment optimiser le système pour qu'il fonctionne de manière autonome et émette des alertes en temps réel sans intervention humaine ?

Cette introduction générale vise à poser les bases de notre travail, qui s'articulera autour de quatre chapitres, comme indiqué dans le paragraphe suivant, allant des concepts théoriques à la validation expérimentale du prototype. Par cette approche, nous souhaitons contribuer à l'innovation dans le domaine de l'IA médicale en proposant une solution pratique, intelligente et facile à utiliser, améliorant la sécurité des utilisateurs.

Chapitre 1 : Étude physiologique.

Chapitre 2 : Présentation des différents composants utilisés

Chapitre 3 : conception et mise en œuvre du système d'acquisition

Chapitre 4 : prototype de modèle d'intelligence artificielle

Cette manuscrit se conclura par une conclusion générale résumant les résultats et les perspectives d'avenir.

# **Chapitre 1 : Étude physiologique.**

# Chapitre 1 : Étude physiologique

## Chapitre 1 : Étude physiologique.

### 1.1. Introduction

Avec le développement rapide de la technologie, l'intelligence artificielle s'est intégrée dans divers aspects de la vie quotidienne, notamment dans le domaine médical. Dans ce cadre, nous avons envisagé la création d'un système médical complet combinant l'intelligence artificielle avec un dispositif de mesure de la fréquence cardiaque et du taux de saturation en oxygène dans le sang, deux indicateurs clés pour évaluer l'état de santé du patient. Le système respiratoire étant particulièrement vulnérable aux maladies, ces paramètres jouent un rôle crucial dans le diagnostic.

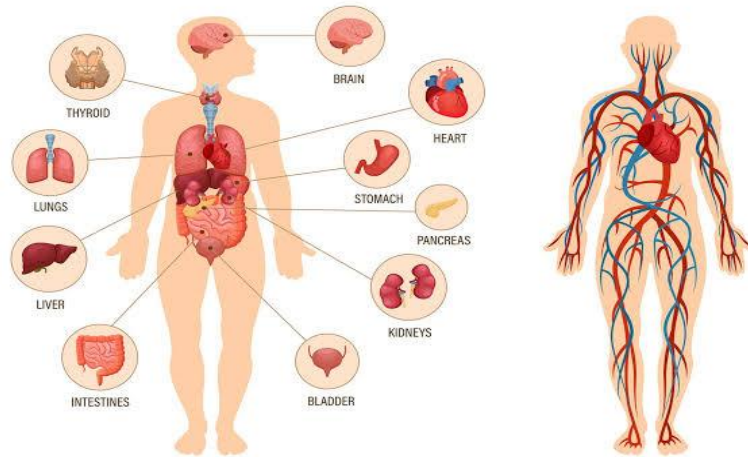
Ce système fonctionne comme un assistant paramédical intelligent, capable d'analyser les signes vitaux et de prédire les crises cardiaques avant qu'elles ne surviennent, permettant ainsi une intervention rapide et efficace.[1]

### 1.2. Physiologie

La physiologie est l'étude de la vie, en particulier, le fonctionnement des cellules, des tissus et des organismes. Les physiologistes essaient constamment de répondre à des questions clés dans des domaines allant des fonctions des cellules uniques aux interactions entre les populations humaines et notre environnement sur terre, la lune et au-delà. Pour répondre à ces questions, les physiologistes travaillent dans les laboratoires, dans les bibliothèques, dans le domaine et dans l'espace. Les physiologistes peuvent étudier comment le corps s'adapte à la température et aux extrêmes environnementaux rencontrés sur terre, ou la gravité zéro rencontrée dans les vols spatiaux, pour savoir comment les processus de vie font face à ces contraintes environnementales.

La physiologie est importante car c'est le fondement sur lequel nous construisons notre connaissance de ce qu'est la «vie», comment traiter les maladies et comment faire face aux stress imposés à notre corps par différents environnements. Les études physiologiques de la fonction biologique normale fournissent la base de la compréhension de la fonction anormale observée dans les maladies animales et humaines (physiopathologie) et pour développer de nouvelles méthodes pour traiter ces maladies (recherche transrationnelle). De nombreux physiologistes utilisent des modèles animaux comme un outil important dans leur recherche[2]

# Chapitre 1 : Étude physiologique



**Figure 1.1 :**Physiologie : principaux organes et système vasculaire[Source 1].

[Source 1] : [3]

## 1.2.1. Physiologie de la respiration

La finalité de la respiration est de permettre à toutes les cellules de l'organisme recevoir de l'oxygène et d'éliminer le gaz carbonique. Lors de la respiration, les poumons et le cœur fonctionnent de concert pour amener l'oxygène à tous les organes du corps. Le cycle respiratoire comprend deux étapes :

–L'inspiration : où l'air est prélevé du milieu extérieur pour l'amener dans les poumons, pendant cette étape, le diaphragme se contracte et descend, et le thorax s'agrandit. Cette augmentation du volume pulmonaire crée une dépression à l'intérieur des poumons et attire l'air à travers le nez, la gorge et les bronches, jusqu'aux alvéoles.

– L'expiration : où l'air chargé de dioxyde de Carbone (CO<sub>2</sub>) plus communément appelé gaz carbonique est renvoyé au milieu extérieur.

Lors l'inspiration, le diaphragme s'élève, le thorax et les alvéoles diminuent de volume, et il y a expulsion de l'air des poumons vers la trachée.

Au repos, une personne a besoin de dix à quinze respirations par minute pour permettre une bonne oxygénation du sang. Cette fréquence respiratoire est maintenue automatiquement par une régulation nerveuse complexe qui dépend du taux d'oxygène et de gaz carbonique présent dans le sang.

# Chapitre 1 : Étude physiologique

Le manque d'oxygène ou le surplus de gaz carbonique crée une augmentation de la fréquence et de l'amplitude de la respiration (hyperventilation) A contrario, l'augmentation du taux d'oxygène ou la baisse du taux de gaz carbonique a l'effet inverse (hypoventilation)

Pendant l'endormissement, la respiration se ralentit, devient moins profonde et le taux de gaz carbonique augmente légèrement. Avant que le sommeil ne soit bien installé, l'oscillation entre éveil et sommeil peut entraîner une respiration irrégulière, et même des pauses respiratoires. Une fois le sommeil bien installé, la respiration devient régulière[4]

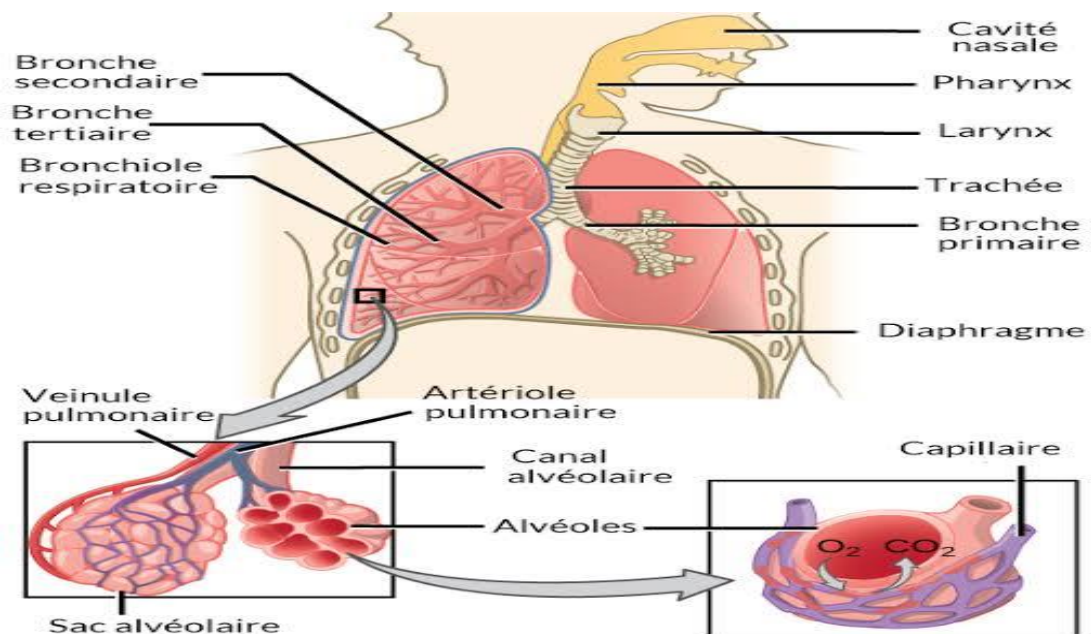


Figure 1.2 : Physiologie de la respiration [Source 2].

[Source 2] : [5]

## 1.3. Cœur

Le cœur est un organe musculaire situé dans la cage thoracique, derrière le sternum, et décalé légèrement sur la gauche chez la plupart des individus.

# Chapitre 1 : Étude physiologique

Sa taille est environ 1,5 fois la taille du poing de la personne. Une paroi épaisse divise le cœur en deux parties, gauche et droite. Chaque partie comporte deux cavités, une oreillette et un ventricule, reliées par une valve.

Le cœur fonctionne comme une pompe qui, grâce à ses contractions régulières, propulse le sang dans tout l'organisme et assure ainsi l'alimentation en oxygène du corps entier. Chaque jour, le cœur pompe environ 8'000 litres de sang.

Quatre valves cardiaques, situées entre les oreillettes et les ventricules d'une part, et à la sortie des ventricules d'autre part, empêchent, lorsqu'elles sont fermées,

le reflux du sang dans le mauvais sens. La fermeture des valves produit le son familier du battement du cœur.[6]

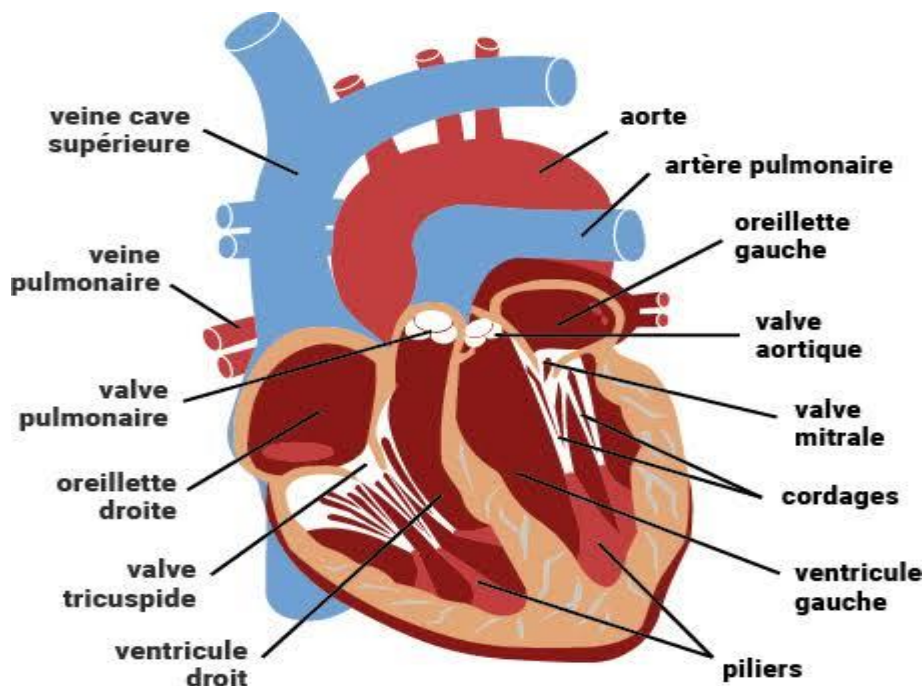


Figure 1.3 Le cœur [Source 3].

[Source 3] : [7]

## 1.4.1. Activité cardiaque

Le cœur fait beaucoup de choses incroyables jour après jour. Ce qui suit est un ensemble de faits intéressants sur le cœur:

# Chapitre 1 : Étude physiologique

Le cœur bat plus de 100 000 fois par jour, pompe environ 5.68 litre de sang chaque minute, il peut donc atteindre plus de 7575.75 litre tout au long de la journée. Il y a 96560.4KM de vaisseaux sanguins dans le corps, et cela suffit à faire le tour du monde deux fois.

Le rythme cardiaque de la femme moyenne est d'environ 8 impulsions par minute que le rythme cardiaque d'un homme.

La taille du cœur de l'adulte est la taille de la condamnation des deux entrelacées, et le cœur de l'enfant est la taille du poing.

Le cœur humain pèse moins d'une livre, cependant, le cœur d'un homme est 2 onces plus lourd que le cœur d'une femme.

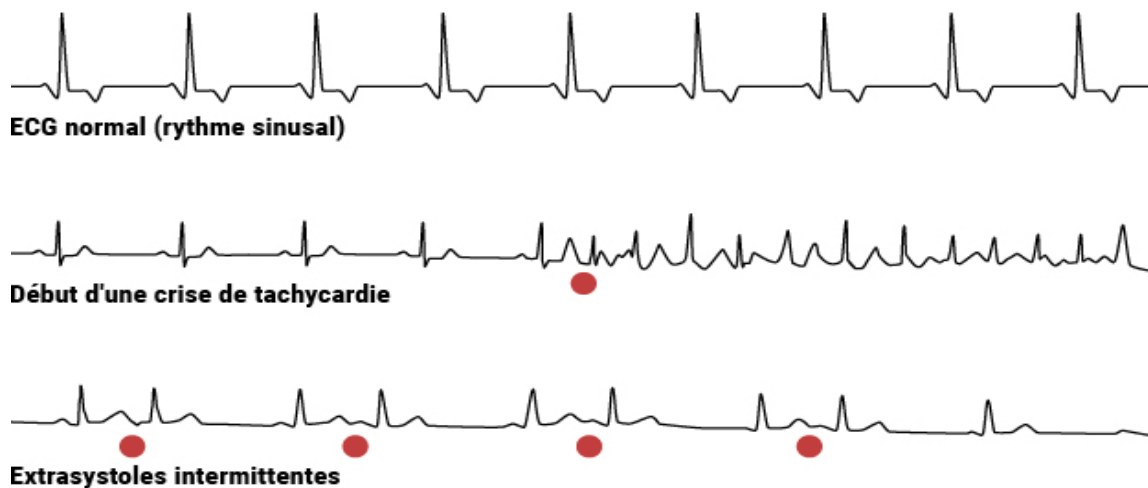
À l'exception de la cornée, chaque cellule du corps humain tire du sang du cœur.

Le côté droit du cœur pompe le sang dans les poumons et le côté gauche du cœur pompe à nouveau le sang à travers le corps.

Le bruit du cœur que le cœur vient de l'ouverture et de la fermeture de ses valves.

Le cœur peut continuer à impulser même lorsqu'il est séparé du corps.

La plupart des crises cardiaques se produisent généralement le lundi, et le jour de Noël est le jour où les crises cardiaques augmentent..[8]



**Figure 1.4** Activité cardiaque [Source 4].

[Source 4] : [9]

## 1.4.2. Electrocardiogramme

L'électrocardiogramme (abrégé par l'acronyme 'ECG') est une représentation graphique de l'activité électrique du cœur. Le tracé électro cardiographique est une forme de visualisation des tensions électriques (de différences de potentiels

# Chapitre 1 : Étude physiologique

électriques provoquées par la propagation de l'influx électrique au sein du cœur) qui résultent de l'excitation du cœur. L'ECG représente donc les événements électriques de l'excitation cardiaque et permet de renseigner sur l'état du cœur ;

la fréquence de battement, la nature et la genèse du rythme, l'excitation et ses effets, ainsi que les perturbations éventuelles d'origine anatomique ou mécanique.

## 1.4.3. Mesure du signal ECG

Le corps humain est considéré comme électriquement conducteur. Par conséquent, les potentiels d'actions générés au niveau des fibres cardiaques lors de l'activité mécanique cardiaque peuvent être mesurés par des électrodes métalliques placées sur la surface de la peau. La mesure du signal ECG est indolore et non invasive. Elle s'effectue, par l'utilisation d'électrodes de surface, dont l'emplacement sur le thorax du patient définit un type de dérivation. Les emplacements des électrodes sont choisis de manière à explorer la quasi-totalité du champ électrique cardiaque.

## 1.4.4. L'ECG ambulatoire (HOLTER)

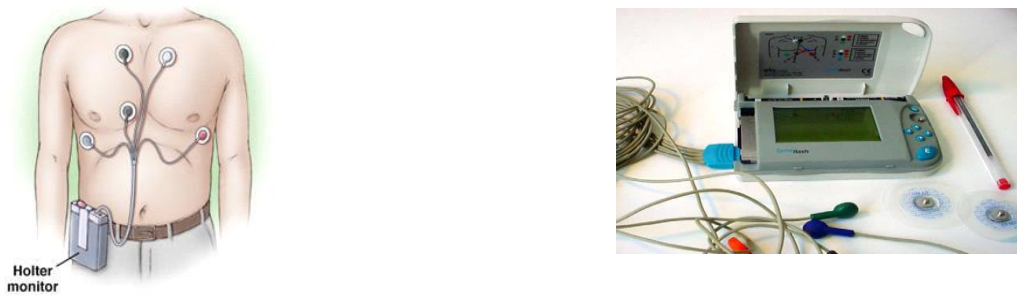
En cardiologie, l'examen le plus couramment pratiqué est l'ECG 12 dérivations, où le signal électro cardiographique est visualisé selon 12 axes privilégiés : 6 axes dans le plan frontal, et 6 axes dans le plan transversal. Sa durée peut varier de quelques secondes à une ou deux minutes ; il permet le diagnostic

et la localisation précise de certaines pathologies qui laissent, des traces permanentes comme, par exemple, des zones du myocarde déficientes à la suite d'un infarctus. En revanche, la courte durée de cet examen est un obstacle à la détection systématique de certains symptômes épisodiques (palpitations, lipothymies, douleurs, ...). Des symptômes qui ont très peu de chances de se produire au moment de l'enregistrement, privant ainsi de la possibilité de rattacher ces symptômes à un éventuel trouble du rythme cardiaque. Le diagnostic de ces symptômes paraissant alors bien compromis.

Au début des années 60, un américain s'appelant Holter a tenté de résoudre le problème en concevant . Un appareil « portatif » permettant d'enregistrer l'activité cardiaque pendant plusieurs heures ; cet archivage constitue ce que l'on appelle « l'examen Holter » .[10]

L'enregistreur Holter d'aujourd'hui se présente sous la forme d'un petit boîtier auquel sont reliées cinq électrodes collées sur la poitrine du patient. Ce dernier se fait poser l'appareil chez un cardiologue et retourne ensuite à ses occupations habituelles. 24 heures plus tard, il revient chez le cardiologue pour se faire enlever l'appareil qui a en mémoire 24 heures d'enregistrements ECG effectués tandis que le patient a vécu une journée normale. Les résultats issus de l'analyse des quelque 100 000 battements que compte l'enregistrement permettent ainsi de diagnostiquer une plus grande gamme de pathologies que l'ECG hospitalier. En outre, la longueur de l'enregistrement autorise par exemple le suivi du rythme cardiaque durant les phases diurnes et nocturne[11].

# Chapitre 1 : Étude physiologique



**Figure 1.5 ECG Holter**[Source 5].

[Source 5] : [12]

## 1.4.5. Fréquence cardiaque

C'est le nombre de battements (ou pulsation) que le cœur émet par unité de temps (généralement la minute). C'est une notion quantitative qui peut aussi se définir en cycles par seconde, par l'inverse de la période. Elle est très rapide chez un nouveau-né (environ 110 BPM), rapide chez un enfant (environ 90BPM) et légèrement plus lente chez une personne adulte (environ 75BPM).

La fréquence cardiaque d'un individu est influencée par plusieurs facteurs : les plus importants sont le sexe, l'âge, le poids, les émotions, les médicaments et le niveau d'activité physique. La fréquence cardiaque peut descendre à 40 BPM quand une personne est couchée, tandis qu'elle peut atteindre 150-200 BPM quand elle est en mouvement ou quand elle pratique un sport difficile. La fréquence cardiaque est aussi le nombre de contraction ventriculaire par unité de temps ; autrement dit, sur l'ECG on la repère grâce au nombre de complexe QRS ou intervalle (R-R) par minute.

## 1.5. Capteur de saturation d'oxygène(Spo2)

Dans la base, ce raccourci est l'indice de quantité d'oxygène transporté par les globules rouges dans le corps. La saturation en oxygène est mesurée par un pourcentage. Le niveau de santé de Paldin est d'environ 96%, bien que la lecture de plus de 92% soit généralement saine. Lorsque les niveaux d'oxygène dans le sang diminuent considérablement dans le corps, cela peut conduire à une condition appelée hypoxie. Qui

# Chapitre 1 : Étude physiologique

peut provoquer des symptômes dangereux de ces symptômes, parfois la peau de la peau, peut tourner d'oxygène.[13]

## 1.5.1. oxymétrie de pouls

L'oxymétrie est un terme général référant à la mesure, généralement optique, de la saturation en oxygène de l'hémoglobine au niveau des capillaires sanguins d'une personne (extrémités des doigts, des orteils ou du lobe de l'oreille), effectuer d'une manière non invasive. Si le résultat de cette mesure en instantané ne présente pas réellement de sens médical, son monitoring en continu, en particulier pendant le sommeil, peut permettre de détecter et de quantifier des anomalies telles que les variations excessives de fréquence ou les apnées obstructives du sommeil qui engendrent une fatigue de l'appareil respiratoire et cardiaque[14]

## 1.5.2. oxymétrie de pouls

L'oxymétrie permet de mesurer la saturation en oxygène du sang d'un être humain. Le principe de l'oxymétrie est basé sur l'absorption spectrophotométrique de lumières de longueurs d'onde spécifiques par un échantillon sanguin. L'absorbance de ses ondes lumineuses obéit à la loi de Beer-Lambert.

Le principe de base de l'oxymétrie de pouls relève de la spectrophotométrie percutanée et de la loi de B er-Lambert ( galement d ennomm e loi de B er ou loi de Bouguer), c'est-à-dire que l'on utilise les propriétées de réflexion de la lumière de molécules pour mesurer la concentration d'entités chimiques dans un environnement liquide ou gazeux. B er (1729) et Lambert (1760) Relient la concentration d'un soluté à l'intensité de la lumière transmise à travers une solution. La concentration d'une substance peut donc être déterminée en mesurant l'absorption d'une longueur d'onde spécifique avec un coefficient d'extinction connu à travers une épaisseur connue.[15]

# Chapitre 1 : Étude physiologique

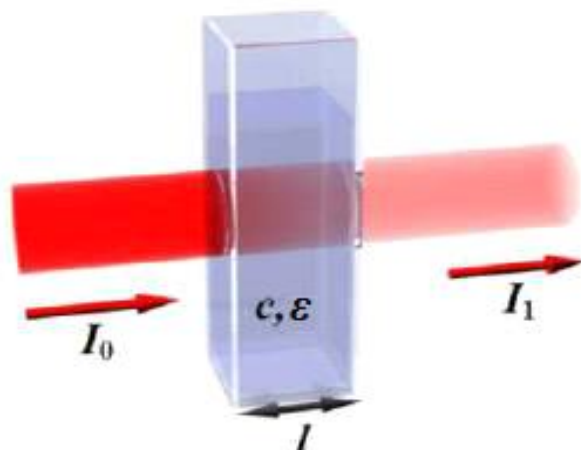


Figure 1.6 loi de béer-Lambert(absorbance d'un analyste) [Source 6].

[Source 6] : [16]

Autrement dit, cette loi exprime la relation de proportionnalité existant entre l'absorbance  $A$  et les trois paramètres qui sont :

L'absorptivité ( $\epsilon$  en  $\text{L}\cdot\text{mol}^{-1}\cdot\text{cm}^{-1}$ ) de l'analyte absorbant la lumière,  
l'épaisseur de la cellule de mesure ( $l$ ) la concentration ( $c$  en  $\text{mmol}\cdot\text{L}^{-1}$ ) de l'analyte.

L'équation (1) est la forme mathématique sous laquelle est habituellement présentée cette loi.

$$A = \epsilon * d * c \quad (1)$$

Tableau 1.1 :Signification des symboles utilisés dans la loi de Beer–Lambert

Symbole	Signification
<b>A</b>	Absorbance (sans unité) – grandeur logarithmique représentant la quantité de lumière absorbée par la solution.
<b>E</b>	Coefficient d'absorption molaire (ou absorptivité molaire), en $\text{L}\cdot\text{mol}^{-1}\cdot\text{cm}^{-1}$ ou $\text{L}\cdot\text{mmol}^{-1}\cdot\text{cm}^{-1}$ , caractéristique de la substance à une longueur d'onde donnée.
<b>D</b>	Épaisseur de la cuve ou du milieu traversé par la lumière (en <b>cm</b> ).
<b>C</b>	Concentration de la substance absorbante (en $\text{mol}\cdot\text{L}^{-1}$ ou $\text{mmol}\cdot\text{L}^{-1}$ ).

[17](Skoog, D. A., Holler, F. J., & Crouch, S. R. (2017). Principles of Instrumental Analysis (7th ed.). Cengage Learning.)

Lorsqu'une radiation monochromatique se propage dans un tissu absorbant, une partie de son énergie est absorbée. L'intensité de lumière subit généralement une série de décroissances exponentielles (figure 06). Cette atténuation de la lumière est régie par la loi de Beer-Lambert:

# Chapitre 1 : Étude physiologique

$$I(d) = I_0 * e^{-\varepsilon(\lambda)cd} \quad (2)$$

**Tableau 1.2** :Signification des symboles dans l'équation de la loi de Beer–Lambert appliquée aux tissus biologiques.

Symbole	Signification
<b>I(d)</b>	Intensité de la lumière <b>après</b> avoir traversé une distance <b>d</b> dans le tissu absorbant.
<b>I<sub>0</sub></b>	Intensité initiale de la lumière <b>avant</b> l'absorption.
<b>E</b>	Base des logarithmes naturels (~2,718), utilisée dans les fonctions exponentielles.
<b>ε(λ)</b>	Coefficient d'absorption molaire à <b>une longueur d'onde λ</b> . Il exprime la capacité d'une substance à absorber la lumière à cette longueur d'onde.
<b>C</b>	Concentration de la substance absorbante dans le milieu (par exemple, l'hémoglobine dans le sang), en <b>mol·L<sup>-1</sup></b> .
<b>D</b>	Épaisseur du tissu ou de la solution traversée par la lumière, en <b>cm</b> .

[18](Griffiths, P. R., & de Haseth, J. A. (2007). **Fourier Transform Infrared Spectrometry (2nd ed.)**. John Wiley & Sons.)

Où I(d) est l'intensité lumineuse après que la lumière ait parcouru un chemin optique de longueur d, I<sub>0</sub> est l'intensité lumineuse incidente, ε est le coefficient d'atténuation de l'absorbant qui dépend de la longueur d'onde λ et c est la concentration d'absorbant en question. Dans le cas où le signal lumineux traverse un milieu contenant N absorbants, l'exposant s'écrit explicitement comme :

$$\varepsilon(\lambda)cd = \varepsilon_1(\lambda)c_1d_1 + \varepsilon_2(\lambda)c_2d_2 + \dots + \varepsilon_N(\lambda)c_Nd_N \quad (3)$$

**Tableau 1.3** :Tableau des symboles de la loi de Beer-Lambert

Symbole	Signification
<b>ε(λ)</b>	Coefficient d'absorption molaire global à la longueur d'onde λ
<b>C</b>	Concentration globale équivalente
<b>D</b>	Épaisseur totale (ou effective) traversée par la lumière
<b>ε<sub>i</sub>(λ)</b>	Coefficient d'absorption molaire de la <b>substance i</b> à la longueur d'onde λ
<b>c<sub>i</sub></b>	Concentration de la <b>substance i</b> dans le mélange
<b>d<sub>i</sub></b>	Épaisseur traversée correspondant à la <b>substance i</b> (généralement égale à <b>d</b> , mais peut varier dans des milieux complexes)

[19](Lakowicz, J. R. (2006). **Principles of Fluorescence Spectroscopy (3rd ed.)**. Springer)

La transmission T est définie comme le rapport de l'intensité transmise à l'intensité incidente. A partir de la relation (2) on déduit la transmittance :

$$T = I/I_0$$

Et l'absorbance :

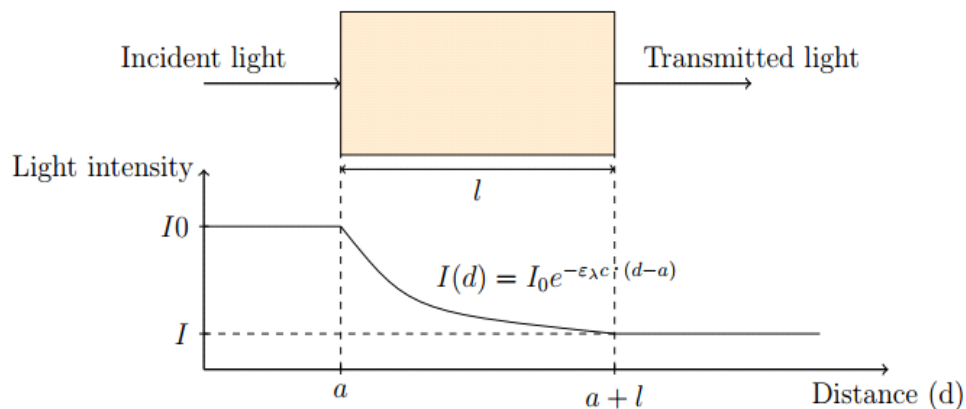
# Chapitre 1 : Étude physiologique

$$A = -\log T = \log \frac{I_0}{I} = \epsilon c d \quad (5)(4)$$

**Tableau 1.4** : Symboles utilisés dans les équations d'absorbance (loi de Beer-Lambert)

Symbole	Signification
<b>A</b>	Absorbance (sans unité) – mesure de la quantité de lumière absorbée par un échantillon
<b>T</b>	Transmittance = $\frac{I}{I_0}$ , le rapport entre l'intensité transmise <b>I</b> et l'intensité incidente <b>I<sub>0</sub></b>
<b>Log</b>	Logarithme décimal (base 10)
<b>E</b>	Coefficient d'absorption molaire ( $L \cdot mol^{-1} \cdot cm^{-1}$ ou $L \cdot mmol^{-1} \cdot cm^{-1}$ )
<b>C</b>	Concentration de la substance absorbante ( $mol \cdot L^{-1}$ ou $mmol \cdot L^{-1}$ )
<b>D</b>	Épaisseur de la cuve ou du milieu traversé (en cm)

[20](Harris, D. C. (2015). **Quantitative Chemical Analysis (9th ed.)**. W. H. Freeman and Company.)



**Figure 1.7** la loi de béer-Lambert [Source 7].

[Source 7] :[21]

L'intensité lumineuse diminue exponentiellement avec la distance dans le milieu absorbant. l'intensité de la lumière transmise **I** est déterminée par la loi de Beer. Elle reste constante après la sortie du milieu de longueur **l** du chemin optique. Elle peut être mesurée par un photo détecteur.

# Chapitre 1 : Étude physiologique

## 1.5.3. Fonctionnement du sphygmo-oxymètre

Le sphygmo-oxymétrie est l'appareil qui permet de mesurer la saturation

en oxygène du sang d'un être humain, son fonctionnement est relativement simple. D'un côté, on retrouve deux diodes électroluminescentes : une émettant dans le rouge (à 660nm) et l'autre dans l'infrarouge (à 940 nm) [22].

De l'autre côté,

il y a une photodiode pour détecter la lumière qui est transmise. Entre les diodes émettrices et la photodiode, on place le doigt du patient. À chaque battement de cœur, les vaisseaux sanguins se gorgent de sang, puis se dégonflent. Cela modifie le chemin optique et par le fait même l'intensité lumineuse qui

est détectée par la photodiode [23]. Une intensité lumineuse qui sera par la suite transmise au moniteur qui l'analyse et restitue une valeur de SpO<sub>2</sub> et une courbe

de pléthysmographie

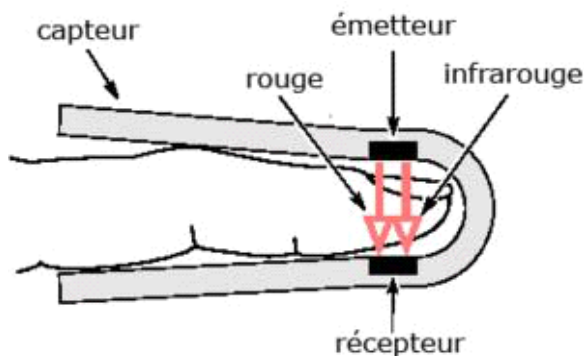


Figure 1.8 configuration typique de l'oxymétrie de pouls de détection sur un doigt

[Source 8]

. [Source 8] : [24]

Les ondes émises sont absorbées par tous les tissus traversés. L'absorbance des ondes lumineuses obéit à la loi de Beer-Lambert qui dit, en synthèse, que les variations d'absorption des ondes lumineuses sont fonctions des variations temporelles de la

# Chapitre 1 : Étude physiologique

concentration d'un tissu. Parmi les composantes atténuantes présentes dans les tissus humains, on compte, entre autres,

l'eau, le sang veineux, le sang artériel, les pigments, etc. Parmi ces dernières, seul le sang artériel possède une pulsation en fonction du temps. L'intensité lumineuse sera ainsi atténuée d'une composante constante et d'une composante oscillante avec la pulsation cardiaque [25]

On représente l'absorption constante par une distance optique constante  $d_{cte}$ , et l'absorption oscillante par une distance variable oscillant entre  $d_{min}$  et  $d_{max}$ . En bref, grâce aux battements de cœur, il est possible de discriminer le sang artériel des autres composantes atténuantes[26]

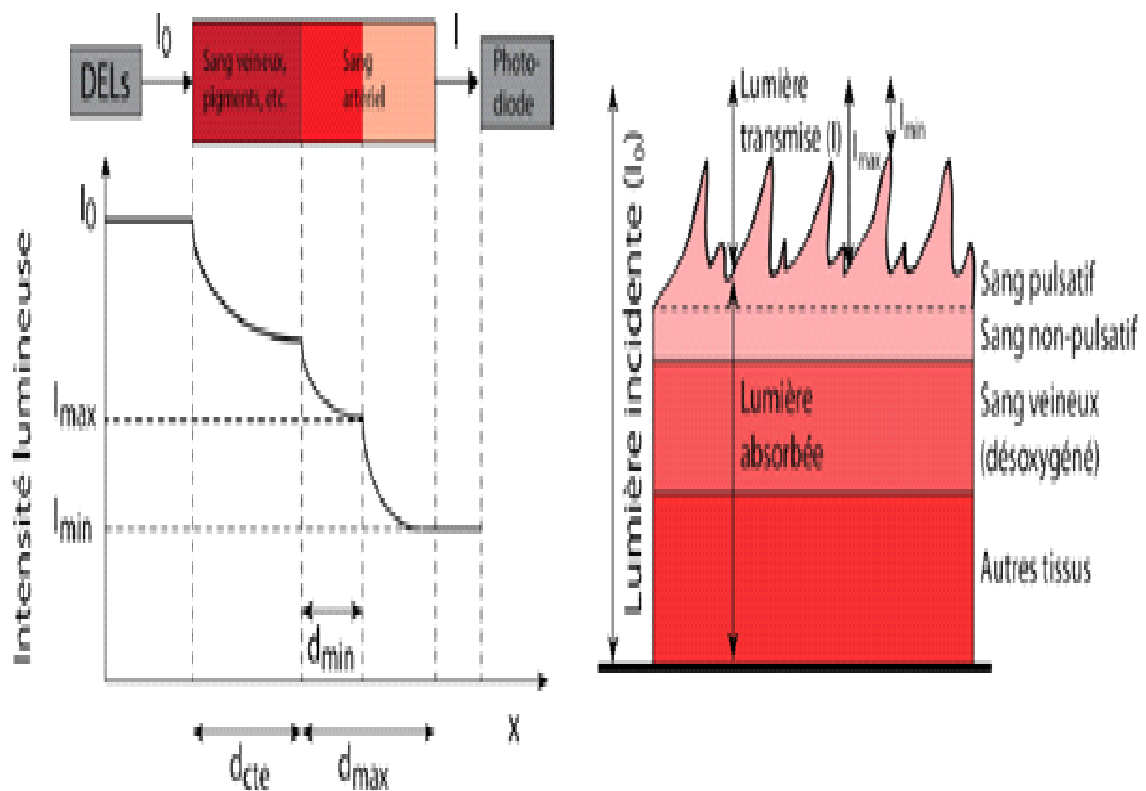


Figure 1.9 Absorption lumineuse [Source 9].

[Source 9] : [27]

# Chapitre 1 : Étude physiologique

## 1.5. conclusion

Ce chapitre traite des bases physiologiques essentielles pour la conception d'un système de diagnostic médical intelligent. Il explique en détail le fonctionnement du système respiratoire et cardiovasculaire, soulignant l'importance de la fréquence cardiaque et de la saturation en oxygène ( $SpO_2$ ) comme indicateurs vitaux.

## **Chapitre 2 : Présentation des différents composants utilisés**

↘

## **Chapitre 2 :Présentation des différents composants utilises.**

## Chapitre 2 : Présentation des différents composants utilisés



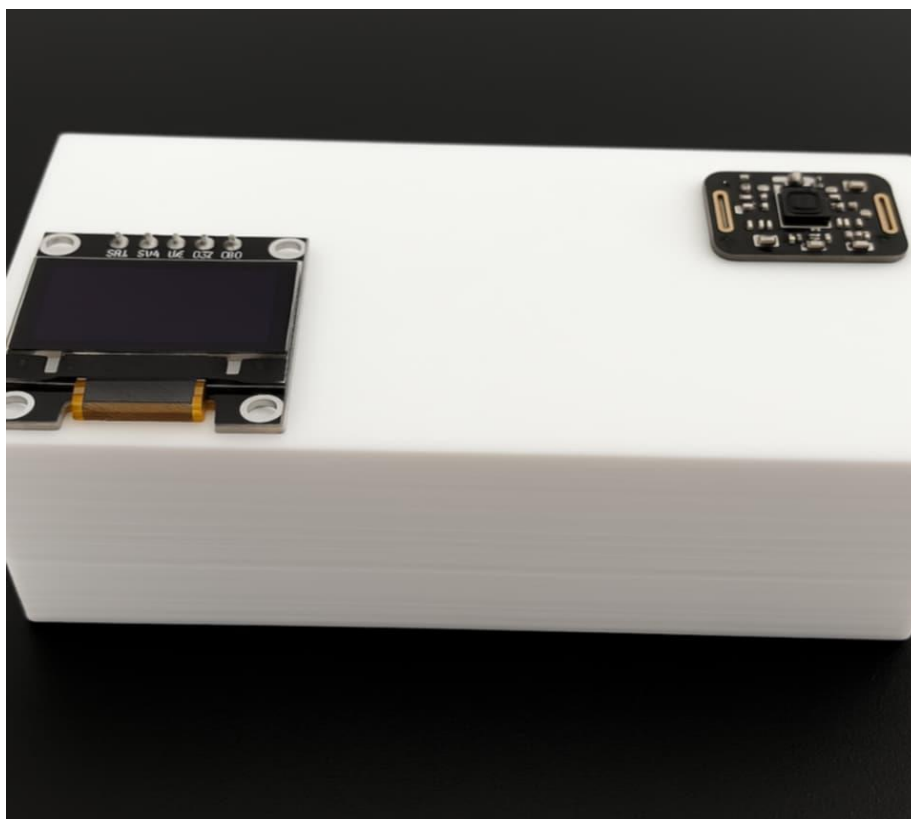
## Chapitre 2 : Présentation des différents composants utilisés

### 2.1. Introduction

Notre système d'acquisition des paramètres ,a savoir la saturation en oxygène et la fréquence cardiaque utilise une carte de commande basé sur esp32 et un certain nombre de capteur ,ainsi qu'un écran LCD pour l'affichage .Dans ce chapitre ,nous allons essayer de faire une présentation brève des différents constituants du système

### 2.2. Schéma globale du système :

Une image montrant des composants reliant dans la forme finale

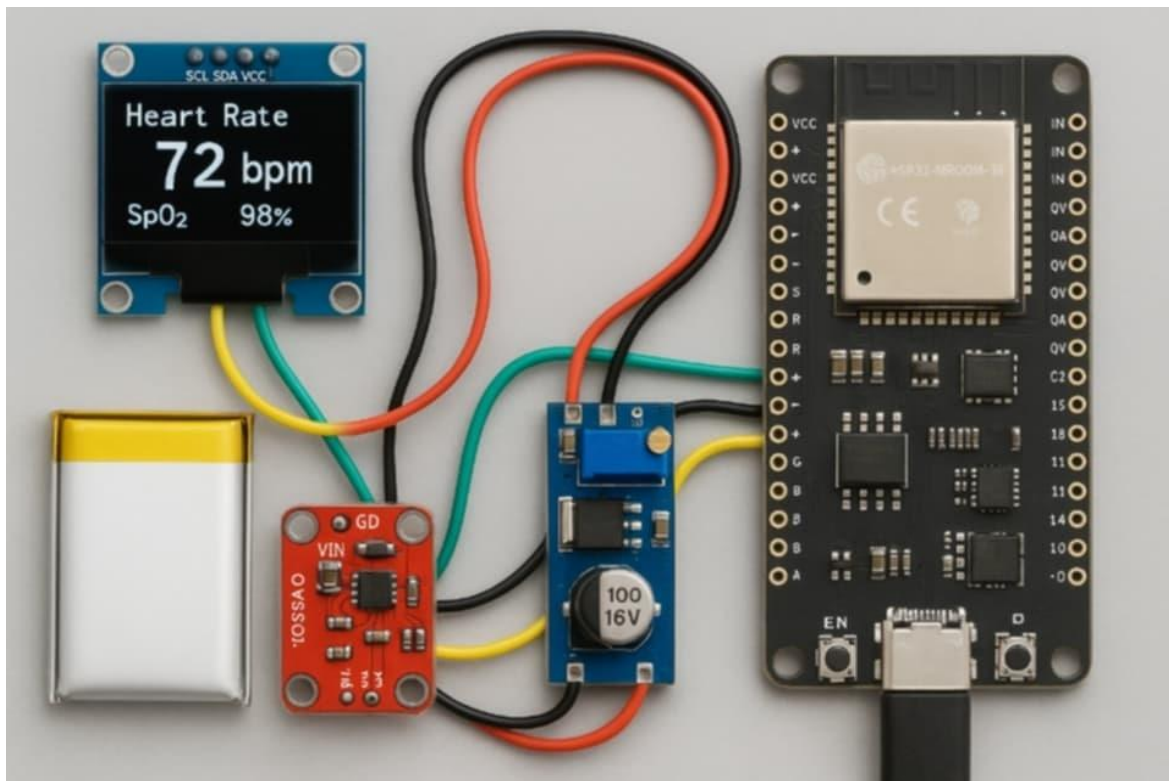


**Figure 2.1** : Panneau avant de l'appareil d'usine

L'image (figure 2.1) montre la façade avant de l'appareil fabriqué, où l'on peut observer l'intégration des principaux composants électroniques dans un boîtier unique et organisé. Ce modèle comprend un petit écran OLED utilisé pour afficher les données physiologiques ou les informations du système, ainsi qu'un capteur MAX30102 intégré sur le côté, dédié à

## Chapitre 2 : Présentation des différents composants utilisés

la mesure du rythme cardiaque ou du taux d'oxygène dans le sang ( $SpO_2$ ). Ce design illustre l'intégration fonctionnelle des composants dans une forme finale adaptée à une utilisation sur le terrain ou en phase Expérimentale



**Figure 2.2:** schéma global de système

Ce projet utilise l'unité ESP32 pour lire la fréquence cardiaque et le pourcentage d'oxygène dans le sang ( $SPO_2$ ) à partir d'un capteur médical, puis affiche les valeurs sur un petit écran OLED. Le système est utilisé à l'aide d'une batterie de polymère au lithium, et la tension est organisée et distribuée aux ingrédients par un régulateur d'effort et d'alimentation (LM5968) pour s'assurer que ESP32 est stable. L'objectif du projet est de surveiller les indicateurs vitaux de manière simple et mobile, et il peut être développé plus tard pour envoyer des données sans fil

## Chapitre 2 : Présentation des différents composants utilisés

### 2.3. Equipement utilisateur

#### 2.3.1. capture Max30102

C'est un module intégré d'oxymétrie de pouls et de Cardia-fréquence-mètre. Il comprend des LED internes, des photo détecteurs, des éléments optiques et une électronique à faible bruit avec réjection de la lumière ambiante. Le MAX30102 offre une solution système complète facilitant la conception des appareils mobiles et portables. Le MAX30102 fonctionne avec une alimentation unique de 1,8 V et une alimentation séparée de 3,3 V pour les LED internes. La communication s'effectue via une interface standard compatible I2C. Le module peut être arrêté par logiciel sans courant de veille, ce qui permet aux rails d'alimentation de rester alimentés en permanence[28]

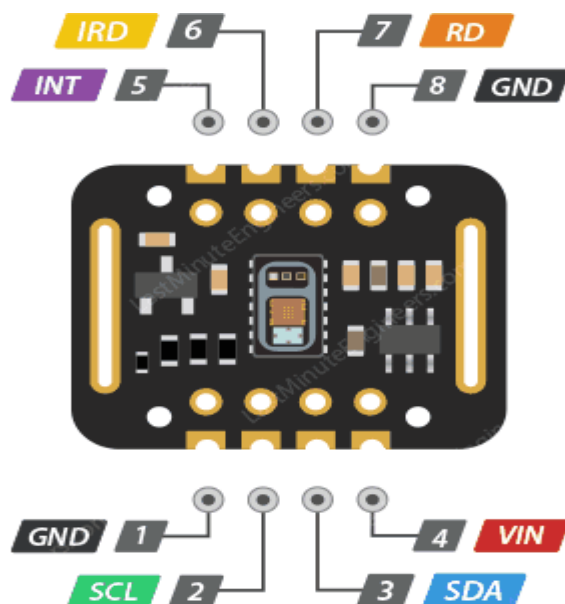


Figure 2.3 :Le capture Max30102[Source 2]

[Source 2] :[29]

#### 2.3.1.1.

#### Applications

Les appareils portables comprennent une variété d'outils technologiques utilisés dans la vie quotidienne, tels que les smartphones et les tablettes, offrant des moyens efficaces de communication, de travail et de divertissement, ils incluent également des appareils d'assistance à la forme physique, utilisés pour surveiller les activités physiques et les paramètres de santé comme le nombre de pas, la fréquence cardiaque et le taux d'oxygène dans le sang, contribuant ainsi à l'amélioration du mode de vie et de la santé générale

## Chapitre 2 : Présentation des différents composants utilisés

\

### 2.3.1.2. Avantages et composants

Le cardiofréquencemètre et le capteur d'oxymétrie de pouls utilisant une solution réfléchissante à LED se distinguent par des caractéristiques techniques avancées qui les rendent idéaux pour une utilisation dans les appareils mobiles. Ce capteur se présente sous la forme d'un module optique compact à 14 broches, de dimensions réduites (5,6 mm × 3,3 mm × 1,55 mm), intégrant un verre de protection pour une performance optimale et une grande robustesse. Il se caractérise par une consommation d'énergie extrêmement faible, ce qui le rend parfaitement adapté aux applications mobiles. La fréquence d'échantillonnage et le courant des LED sont programmables afin de maximiser les économies d'énergie. Le cardiofréquencemètre consomme moins de 1 mW, avec un courant d'arrêt très faible de 0,7  $\mu$ A (typique). Ce capteur offre également une sortie de données rapide, des fréquences d'échantillonnage élevées, ainsi qu'une résistance élevée aux artefacts de mouvement et un rapport signal/bruit élevé, garantissant une grande précision des mesures. Il peut fonctionner dans une large plage de températures allant de -40 °C à +85 °C, ce qui lui permet de s'adapter à divers environnements[30]

### 2.3.2. Ecanoled

L'OLED est une abréviation de la diode d'éclairage organique, qui est une technologie d'affichage nouvellement développée, avec une couche d'un composé organique qui exporte la lumière lorsque le courant électrique passe à travers, ainsi qu'un mélange de filtres et une amélioration de la couleur pour produire des images à haute provision, et enveloppent un territoire métallique et une couche missière transparente et des barres avec une base organique Couche de transport, et lors de l'application du courant électrique sur la cellule OLED, les charges négatives apparaissent à nouveau dans la couche de mouvement et provoquent une lumière électrique lumineuse[31]

## Chapitre 2 : Présentation des différents composants utilisés

✓

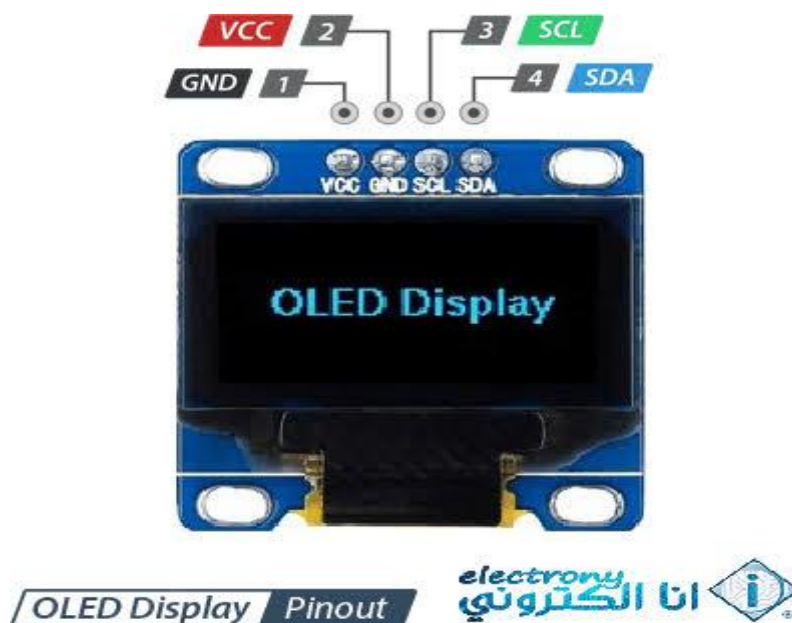


Figure 2.4: OLED [Source 4]

[Source 4] : [32]

### 2.3.3. Esp32

La série 32 (ESP32) est un contrôleur central ESP. Il s'agit d'un contrôleur basse consommation avec fonction Wifi et double module Bluetooth. L'antenne intégrée comprend le module radio, l'alimentation et la gestion de la réception basse consommation [33]



Figure 2.5. : Microcontrôleur ESP32 [Source 5]

[Source 5] : [34]

## Chapitre 2 : Présentation des différents composants utilisés

### 2.3.4.. Buzzer actif

Un Buzzer actif est un dispositif électronique qui génère un signal sonore lorsqu'il est alimenté en courant électrique. Contrairement à un Buzzer passif qui nécessite un signal externe pour émettre un son, un Buzzer actif intègre son propre oscillateur interne, ce qui lui permet de produire un son dès qu'il est alimenté. Ils sont souvent utilisés dans diverses applications telles que les alarmes, les avertisseurs et les dispositifs de notification



**Fig 2.6 :Buzzer**[Source 6]

[Source 6] :[35]

### 2.3.5.batterie lithium 3,7 V

Une batterie lithium 3,7 V est une batterie au lithium avec une tension nominale de 3,7 volts et une tension de charge complète de 4,2 volts. Sa capacité varie de quelques centaines à plusieurs milliers de milliampères-heures (mAh). Elle est couramment utilisée dans divers appareils et compteurs, les instruments de test, les dispositifs médicaux, les terminaux de point de vente (POS), les ordinateurs portables, et d'autres produits

**Figure 2.7:Pille** [Source 7]

[Source 7] :[36]



## Chapitre 2 : Présentation des différents composants utilisés

### 2.4. algorithme de forêt aléatoire consiste

comme son nom l'indique, à partir d'un grand nombre d'arbres de décision individuels qui fonctionnent comme un groupe. Où chaque arbre individuel émerge dans la forêt aléatoire de l'attente de la variété et la variété qui obtient le plus grand nombre de sons devient l'attente du modèle (voir la figure ci-dessous). Le principe principal derrière la forêt aléatoire est un concept simple et est l'opinion de la majorité. La raison du succès de l'algorithme de forêt aléatoire en science des données est due à la raison pour laquelle le grand nombre de modèles (arbres) qui sont relativement sans rapport qui fonctionnent en tant que comité dépasseront tout modèle composé d'un arbre de décision[37]

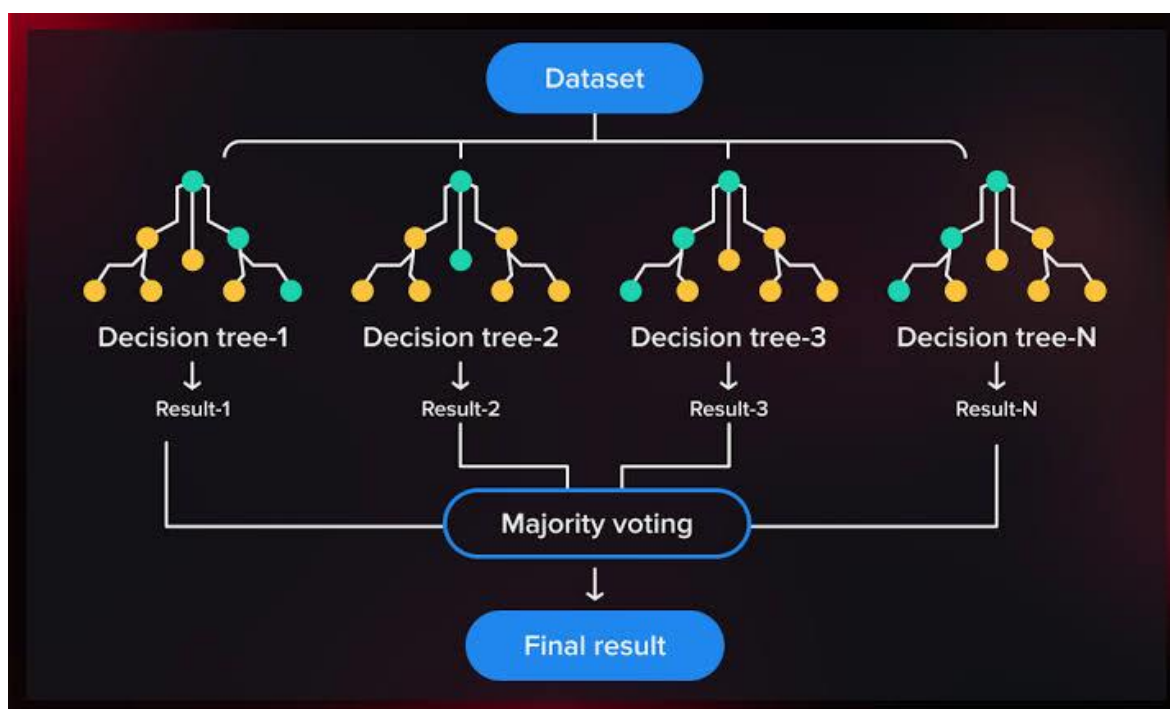


Figure 2.8 : L'algorithme de forêt aléatoire[Source 8]

[Source 8] : [38] <https://www.elsylog.com/produits/alarmes-techniques/>

### 2.5. État de l'art (Nouveau)

La détection de pathologies par intelligence artificielle est un domaine en plein essor. Plusieurs recherches ont démontré l'efficacité de modèles comme les arbres de

## **Chapitre 2 : Présentation des différents composants utilisés**

décision, le SVM, le réseau de neurones ou encore le Radom Forest pour classifier les patients selon leurs signes vitaux. Les solutions existantes, bien qu'efficaces, souffrent souvent d'un manque d'intégration temps réel et de flexibilité matérielle. Notre travail se distingue par l'intégration embarquée (ESP32) et la simplicité de déploiement

### **2.6. Conclusion**

Ce chapitre nous a permis de comprendre les éléments physiques qui composent notre système. Ces composants ont été choisis en fonction de leur compatibilité, fiabilité et précision dans l'acquisition des paramètres physiologiques. Cette base matérielle est essentielle pour garantir une collecte de données optimale pour l'étape suivante d'analyse intelligente

# **Chapitre 3 :conception et mise en œuvre du système d'acquisition**

## Chapitre 3 :Réalisation du système d'acquisition

### Chapitre 3 :Réalisation du système d'acquisition

#### 3. Introduction

À la lumière du développement rapide de la technologie portable et des appareils mobiles, la surveillance des indicateurs vitaux tels que la fréquence cardiaque et le niveau d'oxygène dans le sang sont devenus nécessaires dans les applications de santé et de sport modernes. Parmi les composants de base pour y parvenir, les Cardiofréquence et un capteur d'oxygène dans le sang (Capteur d'Oxymétrie de Pouls) comme principaux outils caractérisés par une grande précision et une efficacité de la consommation d'énergie. Ce type de capteurs dépend de la technologie de réflexion de la lumière utilisant des lumières LED, ce qui leur permet d'être facilement intégrés dans les appareils mobiles grâce à leur petite taille et à leur conception intégrée. Dans ce chapitre, nous aborderons les caractéristiques techniques avancées de ces capteurs et leurs avantages qui les rendent idéaux pour une utilisation dans plusieurs environnements, ainsi que leur rôle central dans l'amélioration de la précision de la mesure des indicateurs vitaux en temps réel

#### 3.1. Schéma de réalisation

En utilisant les composants mentionnés dans le chapitre précédent, nous avons réalisé le montage illustré sur l'image

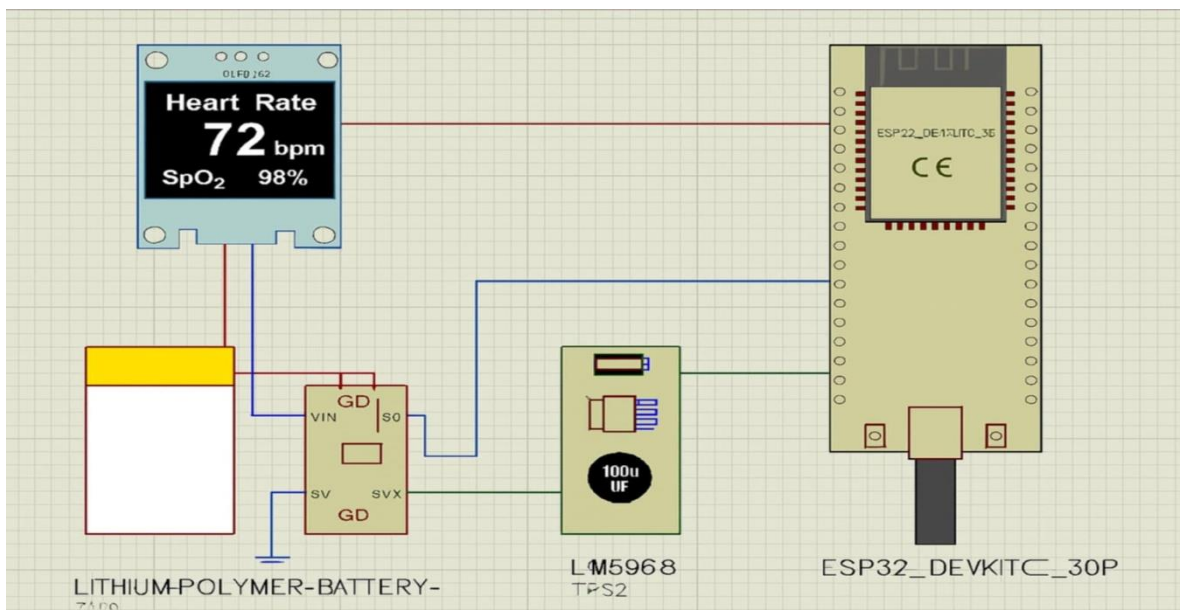


Figure 3.1 : schéma de réalisation avec protos

## **Chapitre 3 :Réalisation du système d'acquisition**

### **3.2. Explication simplifiée**

Ce projet consiste en la conception d'un système embarqué permettant de mesurer deux paramètres vitaux importants : la fréquence cardiaque (pouls) et la saturation en oxygène dans le sang (SpO<sub>2</sub>). Pour ce faire, il utilise le capteur MAX30102, une unité visuelle spécialisée capable de détecter les différences de flux sanguin à travers la peau par le doigt

### **3.3. Fonctionnement du système**

#### **3.3.1.Acquisition des signaux physiologiques**

- Le capteur MAX30102 émet des LED infrarouges à travers le doigt et mesure la lumière réfléchie.
- Les variations de cette lumière permettent de déterminer le rythme cardiaque (via les pulsations sanguines) et le taux d'oxygène (par absorption différentielle de l'hémoglobine).

#### **3.3.2.Traitement des données**

- Les signaux bruts sont transmis à une carte ESP32 (un microcontrôleur puissant et économique) via une communication I2C.
- L'ESP32 traite les données en appliquant des algorithmes de filtrage pour éliminer le bruit et extraire les valeurs précises de fréquence cardiaque et de SpO<sub>2</sub>.

#### **3.3.3.Affichage des résultats**

- L'interface peut également inclure des indicateurs visuels (comme des courbes de pouls ou des alertes en cas de valeurs anormales).

#### **3.3.4.Avantages de la communication I2C**

Il s'agit d'un protocole série à deux voies qui est utilisé pour développer des contrôles précis et d'autres systèmes électroniques qui sont largement utilisés en raison de sa simplicité et du petit nombre de fils et de sa vulnérabilité pour permettre la communication entre d'autres appareils(MOUSSASOFT – 21/06/2023)

- Simplicité : Seuls deux fils sont nécessaires :
  - SDA (Serial Data) pour les données.
  - SCL (Serial Clock) pour la synchronisation.
- Efficacité : Ce protocole permet une intégration aisée entre plusieurs composants (capteur, écran, microcontrôleur) sans complexifier le câblage.

#### **3.3.5.Programme**

Pour réaliser la tâche d'acquisition de ce système et effectuer la commande des différents capteurs, plusieurs étapes ont été nécessaires .

## Chapitre 3 :Réalisation du système d'acquisition

### 3.3.6. Choix du microcontrôleur esp32

Le cœur de ce montage repose sur un microcontrôleur, intégré dans une carte esp32. Cette solution a été privilégiée pour sa simplicité de programmation, sa robustesse et sa compatibilité avec une large gamme de capteurs et d'actionneurs. Esp 32 permet une mise en œuvre rapide des prototypes tout en offrant une grande flexibilité pour les modifications ultérieures.

### 3.3.7. Sélection et connexion des capteurs

Différents capteurs ont été choisis en fonction des paramètres à mesurer Leurs signaux, généralement analogiques ou numériques, sont transmis au microcontrôleur via les entrées/sorties de l'EPS32. Un soin particulier a été apporté à leur calibration et à leur interfactions pour garantir des mesures précises.

### 3.3.8.Développement du programme

Un programme spécifique a été développé en langage C/C++ (via l'IDE Arduino) pour assurer les fonctions suivantes :

- Acquisition des données : Lecture périodique des valeurs fournies par les capteurs.
- Traitement des signaux : Filtrage des données brutes, conversion en unités physiques.
- Communication : Transmission des données vers un afficheur, un module Bluetooth

### 3.3.9.Bibliothèques d'occasion

```
#include <Wire.h>
#include "MAX30105.h"
#include "heartRate.h"
#include <Adafruit_GFX.h>
#include <Adafruit_SSD1306.h>
```

## Chapitre 3 :Réalisation du système d'acquisition

### 3.3.10. Organigramme

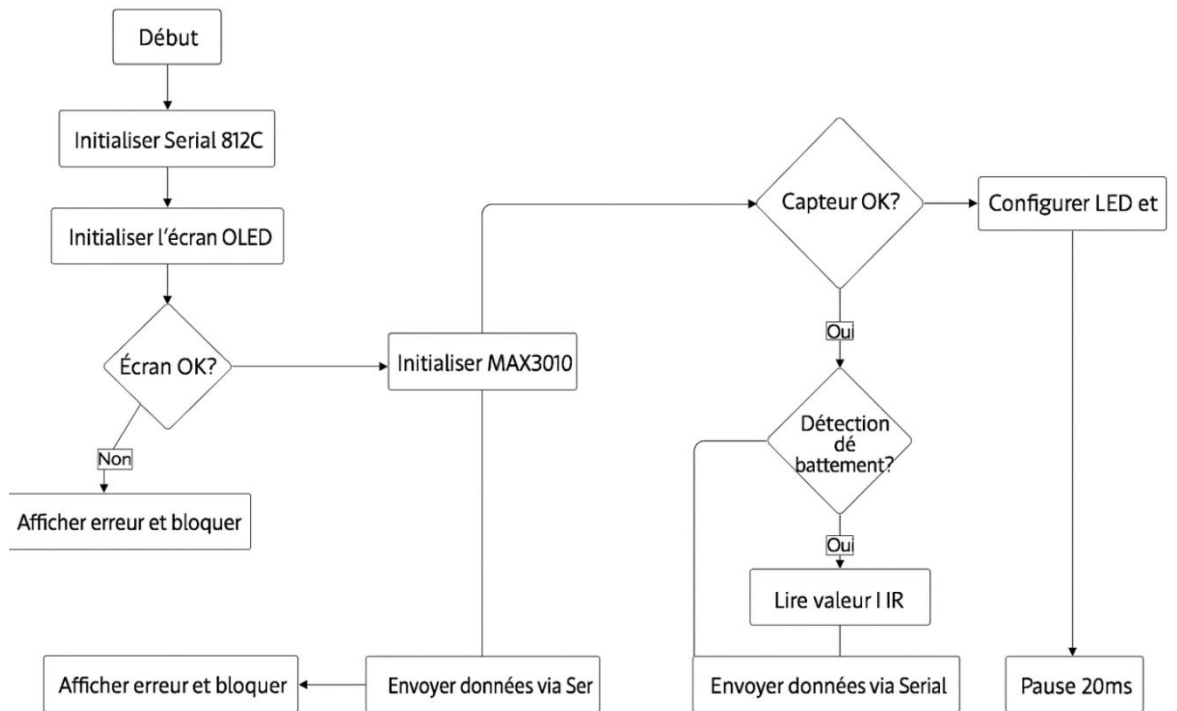


Figure 3.2 : Organigramme du système

### 3.4. Explication

Ce programme mesure le rythme cardiaque à l'aide du capteur MAX30102 et affiche les résultats sur un petit écran OLED. Initialement, l'écran et le capteur sont préparés. Ensuite, dans chacun des principaux boucles (), les signaux infrarouges (IR) du capteur sont lus. Lorsque le rythme cardiaque est découvert, la fréquence cardiaque (BPM) est calculée en fonction du temps entre les impulsions, et ce taux est affiché avec une valeur approximative de l'oxygène dans le sang (SPO2) à l'écran.

### 3.5. Limites du système d'acquisition

Certaines limites techniques ont été constatées : - Sensibilité du capteur MAX30102 aux mouvements brusques. - Dérive de la mesure selon les conditions de

## **Chapitre 3 :Réalisation du système d'acquisition**

température. - Autonomie limitée de la batterie utilisée.Ces limites seront compensées en partie par l'analyse logicielle intelligente intégrédans le chapitre suivant

### **3.6. Conclusion**

Grâce à cette approche structurée, le système final est opérationnel, modulable et capable d'interagir avec son environnement de manière autonome. L'utilisation de esp32 a grandement simplifié le développement, tout en offrant des possibilités d'évolution .

# **Chapitre 4 : Intégration du système et validation expérimentale**

## **Chapitre 4 : prototype de modèle d'intelligence artificielle**

／

## **Chapitre 4 : prototype de modèle d'intelligence artificielle**

### **4.1. Introduction**

Le monde assiste à une évolution globale vers l'intelligence artificielle (IA) dans le secteur de la santé. Cela est dû en partie à la transition du secteur de la santé vers un environnement de gestion des données basé sur le Cloud ; Avec le Cloud, les données sont désormais disponibles en temps réel pour une analyse plus approfondie. Mais au lieu de compter sur les employés pour compiler méticuleusement les données, l'IA permet des processus beaucoup plus efficaces – et dans de nombreux cas, beaucoup plus précis.

Les opérations de soins de santé, qu'il s'agissait d'un hôpital ou d'une clinique individuelle, est toujours une série d'opérations complexes et multiformes d'opérations internes telles que les ressources humaines pour faire face aux réclamations d'assurance pour prendre les données du patient des autres prestataires de services. Les données coulent toujours à l'intérieur et à l'extérieur pour les opérations de soins de santé pendant des décennies. Il s'agissait de nombreuses pages papier et des appels téléphoniques, ces derniers temps, fusionnés dans des e-mails et des fichiers. Au cours des dernières années, de nombreux soins de santé ont poussé vers des bases de données Cloud et des applications personnalisées.

Aujourd'hui, l'intelligence artificielle peut dépasser en douceur les limites de cette affaire par le biais des conseils d'administration de soins de santé. Par exemple, les départements des ressources humaines peuvent utiliser l'intelligence artificielle pour transférer des informations sur les employés et fournir des visions sur les décisions de mise en œuvre en temps réel.

Les services financiers peuvent déterminer les dépenses et les tendances des coûts pendant le traitement de la facturation. Pour les patients.

## **Chapitre 4 : prototype de modèle d'intelligence artificielle**

／

Les pouvoirs et l'éligibilité précédents peuvent être automatisés pour réduire les travailleurs bédouins.

La gestion de la chaîne d'approvisionnement peut également être traitée avec l'intelligence artificielle pour identifier les blocs et les lacunes potentiels[39]

### **4.2. Devis estimatif des coûts**

Le modèle apprend des données des patients stockées au format CSV, en utilisant des centaines d'échantillons pour améliorer la capacité de prédire de nouveaux cas.

« Nous nous sommes appuyés sur de nombreux cas et échantillons de laboratoires, d'hôpitaux et de divers rapports médicaux, et les avons utilisés pour classer les patients en fonction de leur état (par exemple : naturel, faible risque, risque moyen, risque élevé). Ceci offre l'avantage d'un diagnostic précoce des crises cardiaques, tout en permettant de prodiguer des conseils médicaux pour maintenir une excellente santé. Grâce à cette classification, l'état du patient est diagnostiqué afin qu'il puisse bénéficier d'un diagnostic précoce, d'un premier rapport médical et d'un premier avis médical

### **4.3 stockage**

Dans ce projet, nous comptons sur la base des données de Dakhmah qui organise plus de 10 000 échantillons d'hôpitaux et de laboratoires internationaux, ainsi que des données open source pour apprendre l'intelligence avec la fonction d'apprentissage continu. Les données de diagnostic et les patients des patients sont enregistrées à la base de Subapis pour le stockage: les enregistrements ne sont pas enregistrés dans les fichiers locaux, mais dans une base de données uniquement avec la fonctionnalité des rapports d'impression et de l'enregistrement d'images avec la possibilité de voir le dossier du patient ou les fichiers analytiques du patient







### **4.4. Identification de "Supa base"**

Su est plateforme open source qui applications web ou mobil avec u PostgreSQLalternative open source à Fireba

## Chapitre 4 : prototype de modèle d'intelligence artificielle

/

**Tableau 4.1** :Fonctionnalités principales de Supa base.

Fonction	Description
 Base de données	PostgreSQL hébergée avec interface graphique
 Authentification	Système de login complet (email, mot de passe, OAuth, magiclink, etc.)
 API	API RESTful et GraphQL générée automatiquement à partir de la base de données
 Stockage	Stockage sécurisé de fichiers avec accès via des règles
 Temps réel	Écoute des changements dans les tables via WebSocket
 Dashboard	Interface web pour gérer projets, utilisateurs, données et r

### 4.4.1. avantages du "Supa base"

1. 100% open source
2. Facile à intégrer avec Réât, Vue, Flutter, etc.
3. Hébergement gratuit jusqu'à certaines limites
4. Pas besoin d'écrire une API manuellement

### 4.5. Difficultés rencontrées et solutions

Lors de la saisie de nouveaux fichiers CSV, le formulaire est automatiquement mis à jour par RE-TRAINING, ce qui augmente sa capacité d'adaptation

1. -Nettoyage des photos
2. -Structure de l'arbre de décision.
3. -Matrice de confusion et indicateurs de performance.

## Chapitre 4 : prototype de modèle d'intelligence artificielle

/

### 4.6. Méthodologies

- Collecte de données : 10 000 échantillons collectés de différentes sources (hôpitaux, bases publiques).
- Prétraitement : Nettoyage, normalisation, traitement des valeurs manquantes.
- Division des données : 80 % pour l'apprentissage, 20 % pour le test.
- Modèles comparés : Random Forest, SVM, LogisticRegression, XGBoost.
- Critères d'évaluation : Matrice de confusion, précision, rappel, F1-score, courbe ROC.

#### 4.6.1. Résultats expérimentaux détaillés

2.1.1 Tableau 4.2 : Matrice de confusion (exemple):.

	Prédit : Risque	Prédit : Sain
Réel : Risqué	450 (VP)	30 (FN)
Réel : Sain	40 (FP)	480 (VN)

- ❖ Précision calculée :  $(450 + 480) / (450 + 480 + 40 + 30) = 930 / 1000$   
= 93 %
- ❖ Évolution de la précision sur 20 cas

2.1.2 Tableau 4.3 : résultats de précision par cas

Cas	VP	VN	FP	FN	Précision
Cas 1	45	48	5	2	0.930
Cas 2	30	60	8	5	0.874
Cas 3	60	50	6	3	0.924
Cas 4	50	52	4	6	0.911
Cas 5	55	49	7	4	0.904

## Chapitre 4 : prototype de modèle d'intelligence artificielle

/

Cas 6	48	58	3	5	0.930
Cas 7	70	65	2	1	0.978
Cas 8	65	60	6	3	0.933
Cas 9	58	51	7	4	0.908
Cas 10	49	57	5	6	0.906
Cas 11	52	56	4	5	0.923
Cas 12	63	59	3	4	0.946
Cas 13	67	50	6	3	0.929
Cas 14	53	62	2	4	0.950
Cas 15	62	64	1	3	0.969
Cas 16	55	61	3	5	0.935
Cas 17	60	53	6	2	0.934
Cas 18	66	60	4	3	0.947
Cas 19	59	55	5	4	0.927
Cas 20	64	58	3	2	0.961

### 4.6.2. comparaison de modèles avec notre model:

#### 2.1.3 Tableau 4.4 : comparaison de modèles

Modèle	Précision
<b>Random Forest</b>	93 %
<b>XGBoost</b>	94.3 %
<b>LogisticRegression</b>	88.2 %
<b>SVM</b>	89.5 %
<b>KNN</b>	86.0 %

## **Chapitre 4 : prototype de modèle d'intelligence artificielle**

／

### **4.6.3. Interprétation des résultats**

Le modèle Radom Forest est choisi pour sa robustesse et sa capacité d'interprétation. Il met en évidence que :

- La variable SpO<sub>2</sub> est la plus influente.
- La fréquence cardiaque vient en second facteur.

La classification s'appuie sur une majorité de votes issus des arbres de décision, ce qui assure une fiabilité même en présence de données partiellement bruitées.

### **4.6.4. Comparaison avec le modèle l'existant**

Notre solution se distingue par sa portabilité, son coût réduit et son intégration temps réel avec des capteurs physiques, contrairement à la majorité des solutions Cloud.

#### **A- Limitations observées**

Modèle sensible aux données bruitées.

Difficultés de calibration automatique.

Manqué d'historique longitudinal

#### **B- Perspectives de recherche**

- Intégration de l'ECG pour enrichir le diagnostic.
- Développement d'une application mobile pour les patients.
- Ajout de l'intelligence artificielle explicable (XAI) avec visualisation des décisions en temps réel.
- Extension à d'autres paramètres vitaux (température, pression artérielle).

### **4.7. Interface utilisateur**

A React-based frontend for a medical decision support system that analyzes patient vitals (SpO<sub>2</sub> and heart rate) to predict health states and visualize medical data.

## Chapitre 4 : prototype de modèle d'intelligence artificielle

/

\* Entrez manuellement les données.

\* Surveillez directement les données ESP32

\* Télécharger les fichiers CS

### 4.7.1 Organigramme de Interface utilisateur

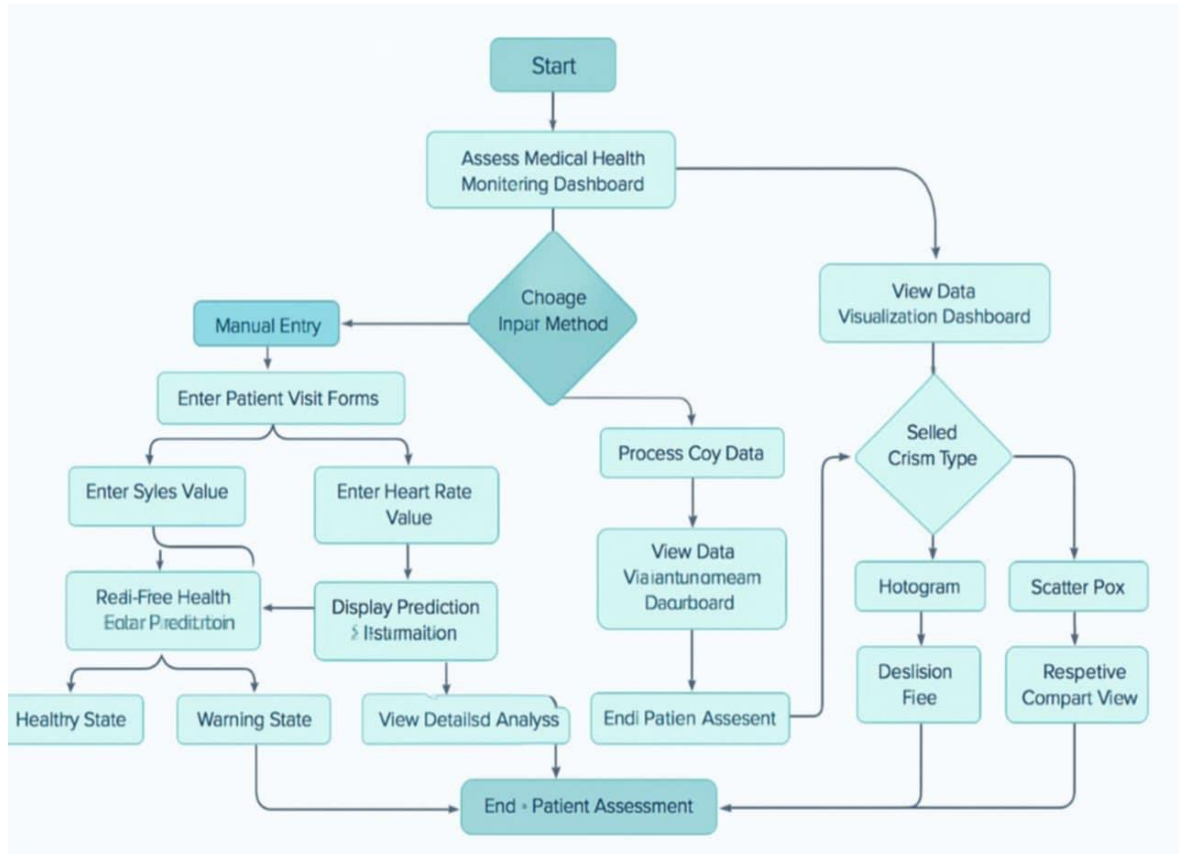


FIGURE 4.1 : organigramme du modèle

### 4.7.2.Étapes principales

#### A- Démarrage

L'utilisateur accède au tableau de bord de surveillance médicale.

# Chapitre 4 : prototype de modèle d'intelligence artificielle

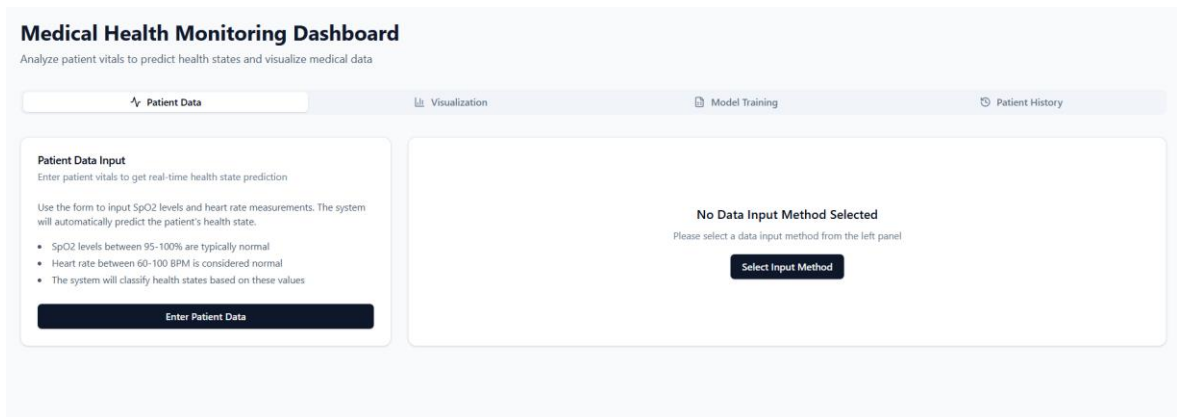


Figure 4.2 : interface de site

## B- Choix de la méthode de saisie

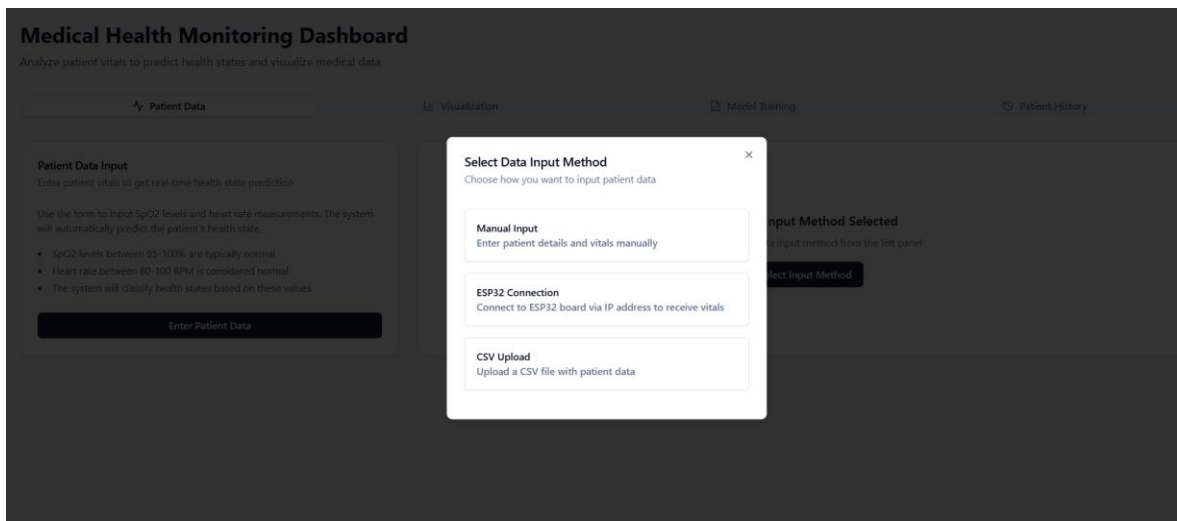


Figure 4.3 : choix de la méthode de saisie

### 1 Saisie manuelle

Remplir le formulaire des signes vitaux du patient, comme la saturation en oxygène (SpO2) et la fréquence cardiaque.

## Chapitre 4 : prototype de modèle d'intelligence artificielle

/

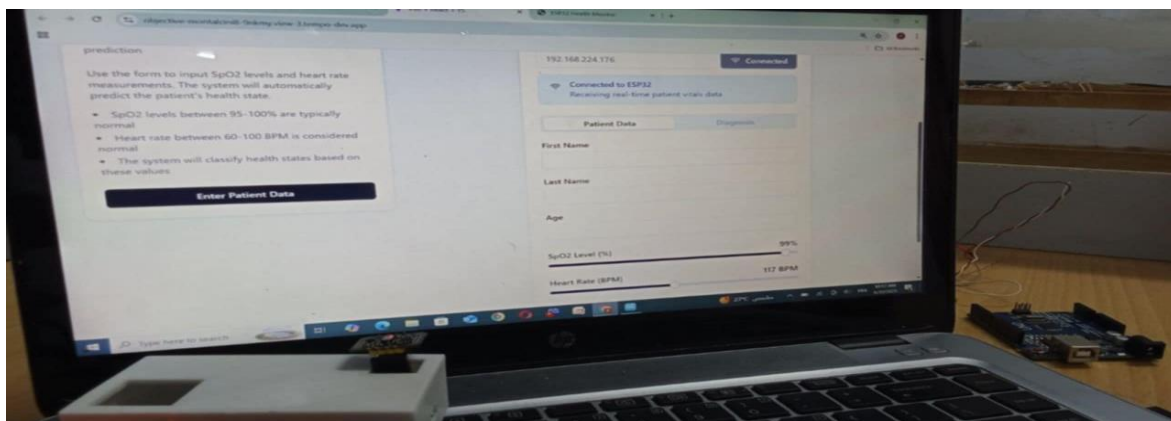


Figure 4.4 :Saisie manuelle dans le modele

### 2 Télé versement CSV

Importer un fichier contenant les données des patients.

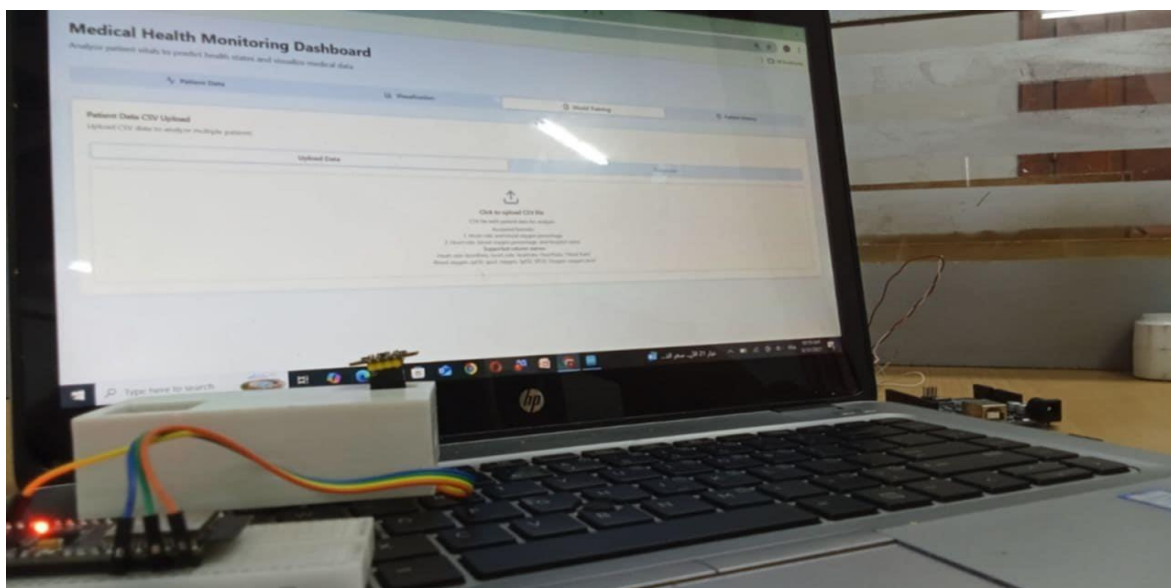


Figure 4.5 : saisie avec fichier CSV

#### 1.1 En cas de saisie manuelle

Le système prédit en temps réel l'état de santé du patient :

a-Affichage d'un état coloré :

- Vert : État de santé normal.
- Jaune : État d'avertissement.

## Chapitre 4 : prototype de modèle d'intelligence artificielle

/

- Rouge : État critique tel que tachycardie ou autre problème grave.

b-Affichage des probabilités de prédiction et analyse détaillée.

### **C-Tableau de bord de visualisation**

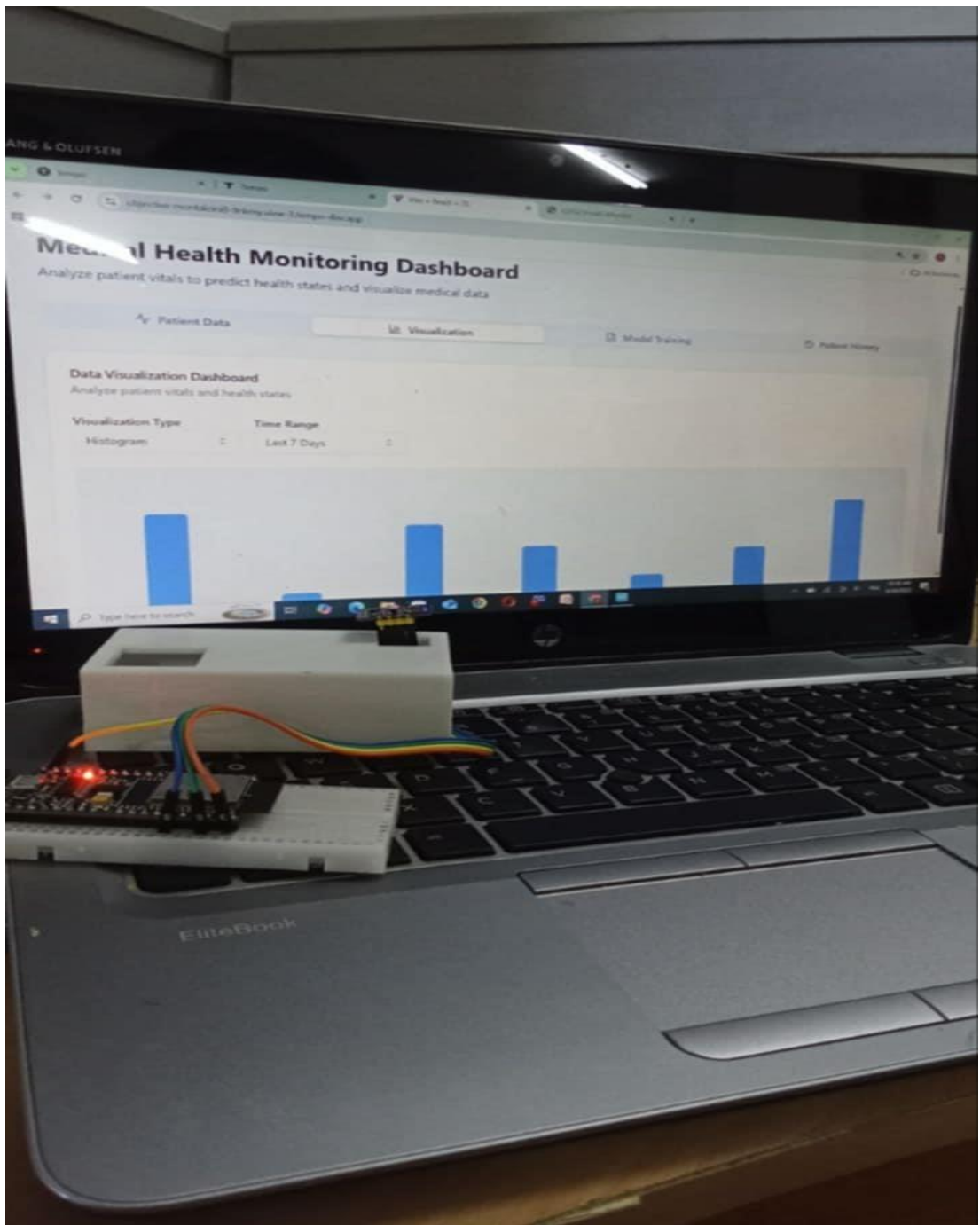
L'utilisateur peut choisir le type de graphique :

#### **a- Histogramme**

Distribution des signesvitaux.

## Chapitre 4 : prototype de modèle d'intelligence artificielle

/



**Figure 4.6 : Histogramme**

## Chapitre 4 : prototype de modèle d'intelligence artificielle

/

### b- Nuage de points (Scatter Plot)

Correlation entre differencesvalues.

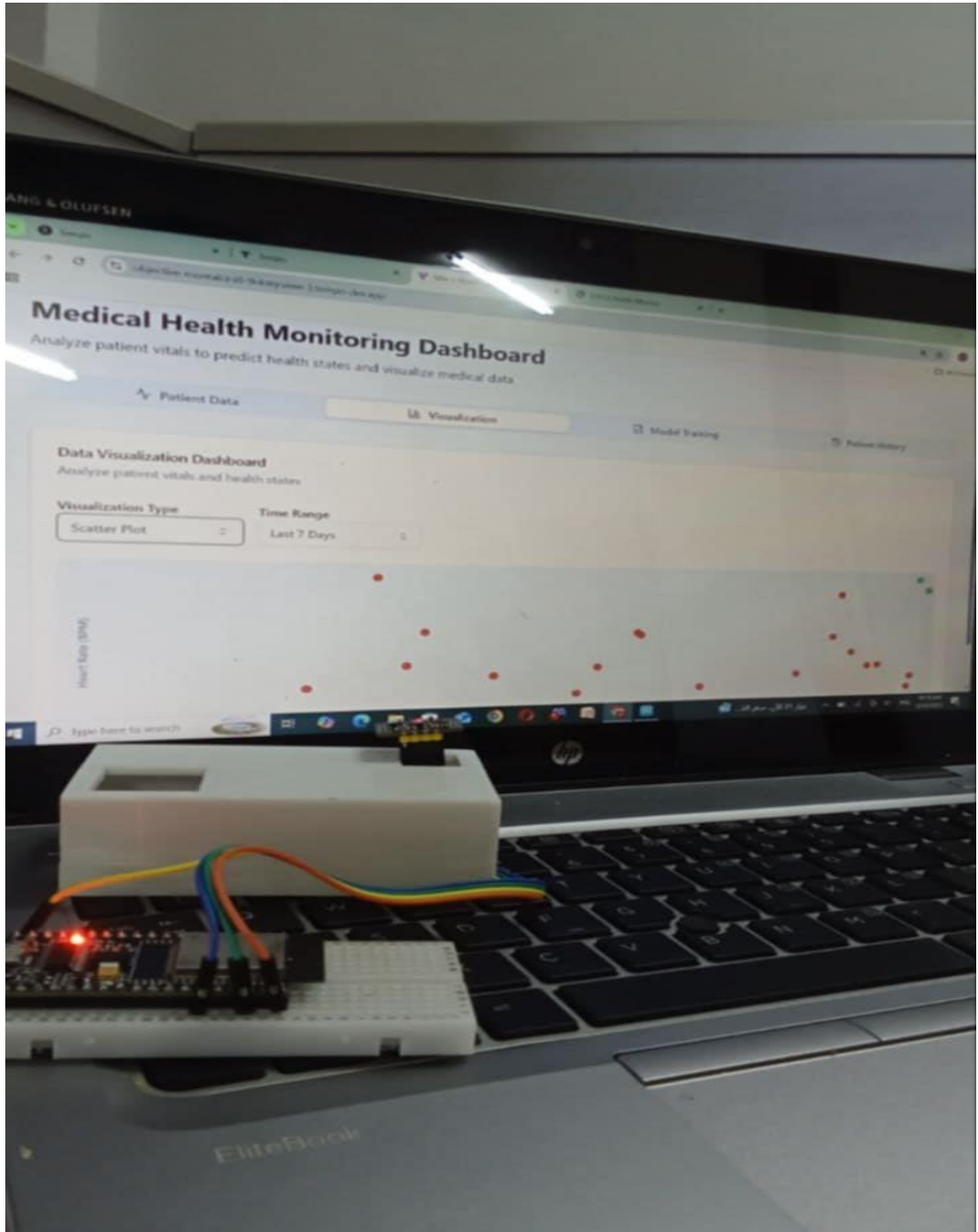


Figure 4.7 : Nuage de points

## Chapitre 4 : prototype de modèle d'intelligence artificielle

/

### c- Arbre de décision

Processus de décision basé sur les données.

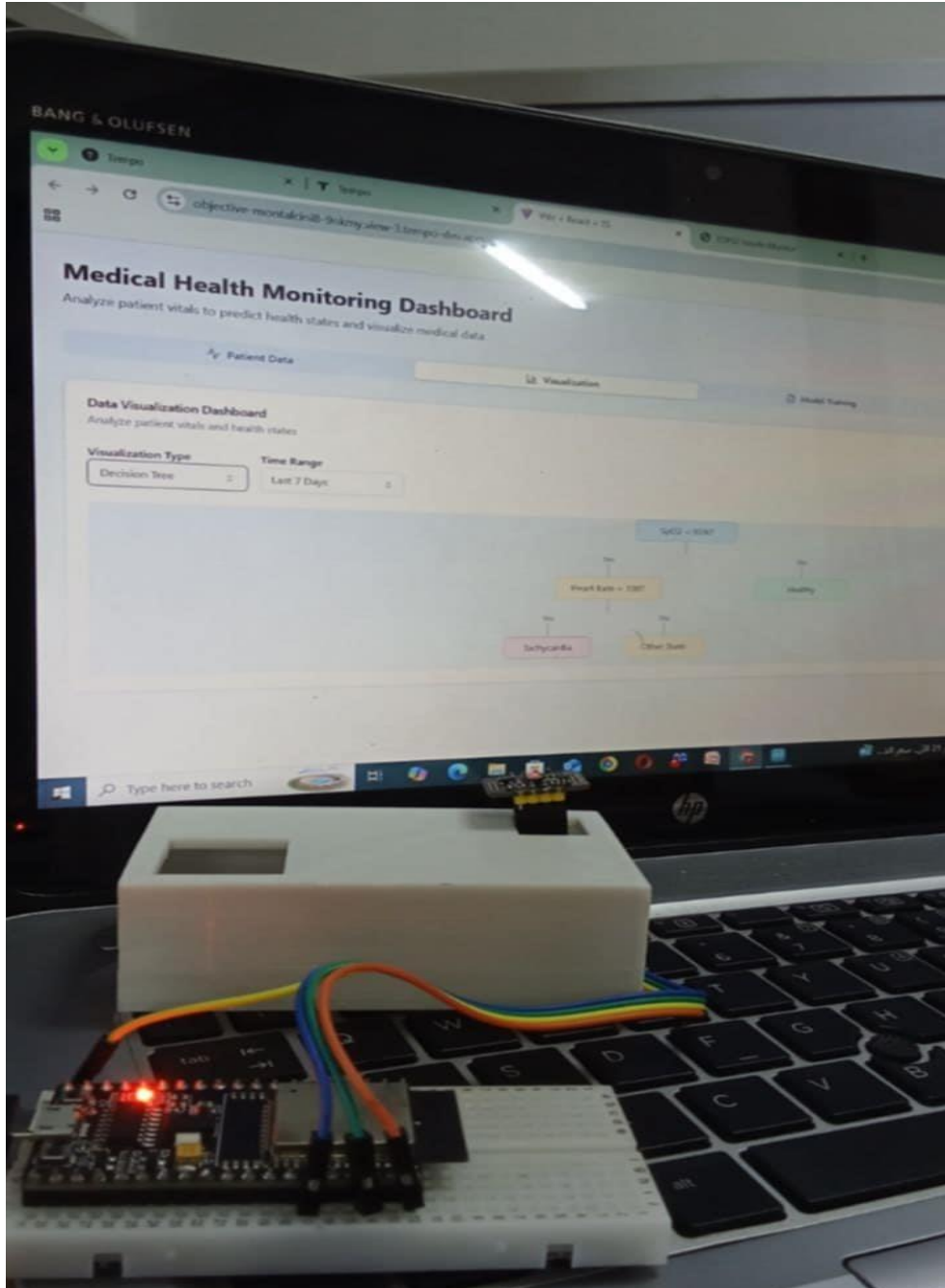


Figure 4.8 : a- Arbre de décision

# Chapitre 4 : prototype de modèle d'intelligence artificielle



## D-Historique du patient

Consultation des signes vitaux et des états de santé antérieurs.

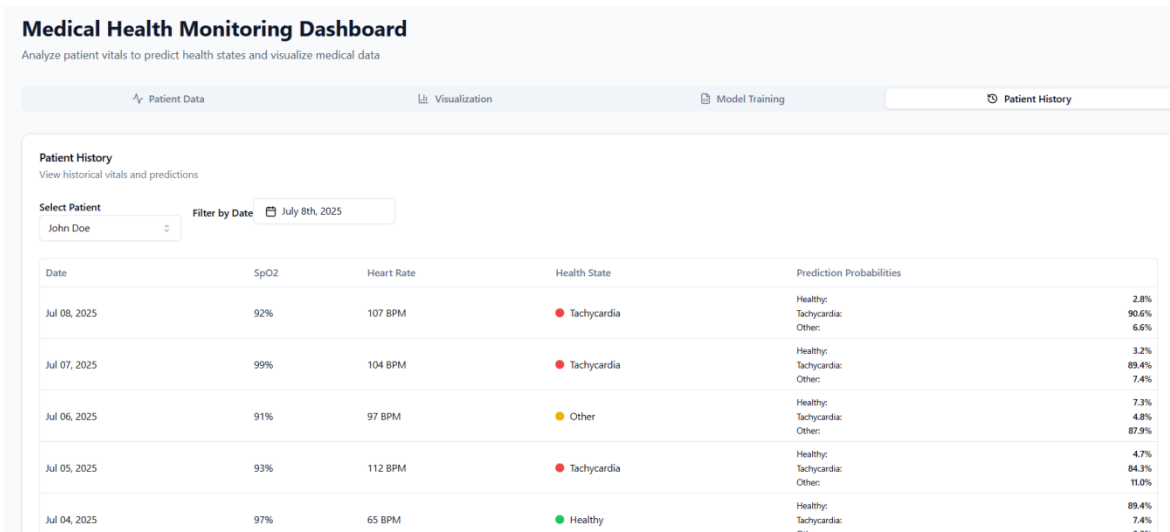


Figure 4.9 : historique du patient

## E-Caractéristiques principales du modèle

Suivi du rythme cardiaque et de la saturation en oxygène (BPM et SpO<sub>2</sub>) :

Lecture directe à partir de capteurs connectés (comme l'ESP32-CAM via une adresse IP).

Saisie manuelle des informations vitales.

Importation et analyse de fichiers CSV contenant : fréquence cardiaque, âge, SpO<sub>2</sub>, antécédents médicaux.

Analyse intelligente des données via le modèle :

Modèle d'intelligence artificielle médicale pour diagnostiquer l'état de santé à partir des données saisies.

Alertes personnalisées en cas de détection d'indicateurs critiques (ex. : crise cardiaque, hypoxie, etc.).

Recommandations médicales initiales révisables par les professionnels de santé.

## **Chapitre 4 : prototype de modèle d'intelligence artificielle**

/

Gestion des dossiers médicaux :

Sauvegarde de l'historique des examens et diagnostics pour chaque utilisateur.

Système de fichiers permettant de classer les cas par date, nom du patient ou niveau de gravité.

Exportation possible des données en format PDF ou CSV.

Interface graphique moderne et intuitive :

Graphiques montrant l'évolution du rythme cardiaque et du SpO<sub>2</sub> dans le temps.

Rapports diagnostiques colorés avec des icônes visuelles pour les indicateurs vitaux.

Mode nuit disponible et personnalisation de l'interface selon le profil utilisateur (patient / médecin / chercheur).

### **F-Options d'entrée intelligente**

Lecture directe depuis l'adresse IP d'un capteur connecté.

Prise en charge du téléchargement de fichiers CSV contenant plusieurs enregistrements.

Saisie manuelle assistée par un assistant intelligent.

Sécurité et protection des données :

Chiffrement de tous les dossiers médicaux.

Connexion sécurisée des utilisateurs avec différents niveaux d'accès.

Intégration possible avec des services cloud pour la sauvegarde des données.

### **G-Publics cibles**

Patients souffrant de troubles cardiaques ou respiratoires.

Médecins et infirmiers. Chercheurs en santé.

Fabricants de dispositifs médicaux domestiques.

## Chapitre 4 : prototype de modèle d'intelligence artificielle

/

### 4.7.3 Interaction avec ESP32

via IP L'unité ESP32 pour fournir des valeurs de diffusion de service HTTP via l'adresse IP et l'application peut la lire chaque seconde

### 4.7.4 Génération de dossiers et de rapports pour chaque patient

\* Un tableau d'évolution des indicateurs

\* Une analyse automatique du cas

\* Un rapport PDF exportable

\* Des illustrations

\* Un modèle d'interface

\* Des rapports PDF

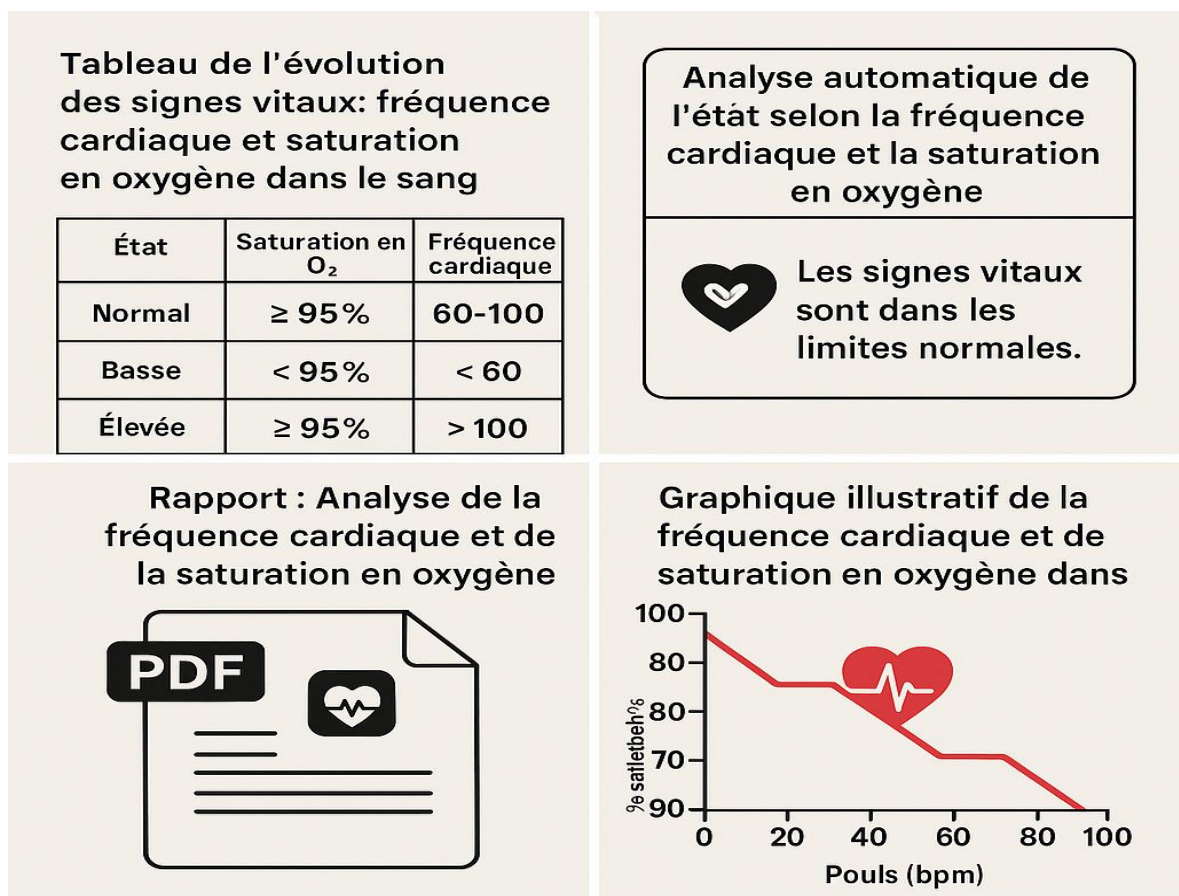


Figure 4.10: Génération de dossiers et de rapports pour chaque patient

# Chapitre 4 : prototype de modèle d'intelligence artificielle

/

## 4.8. Expériences et tests de performance

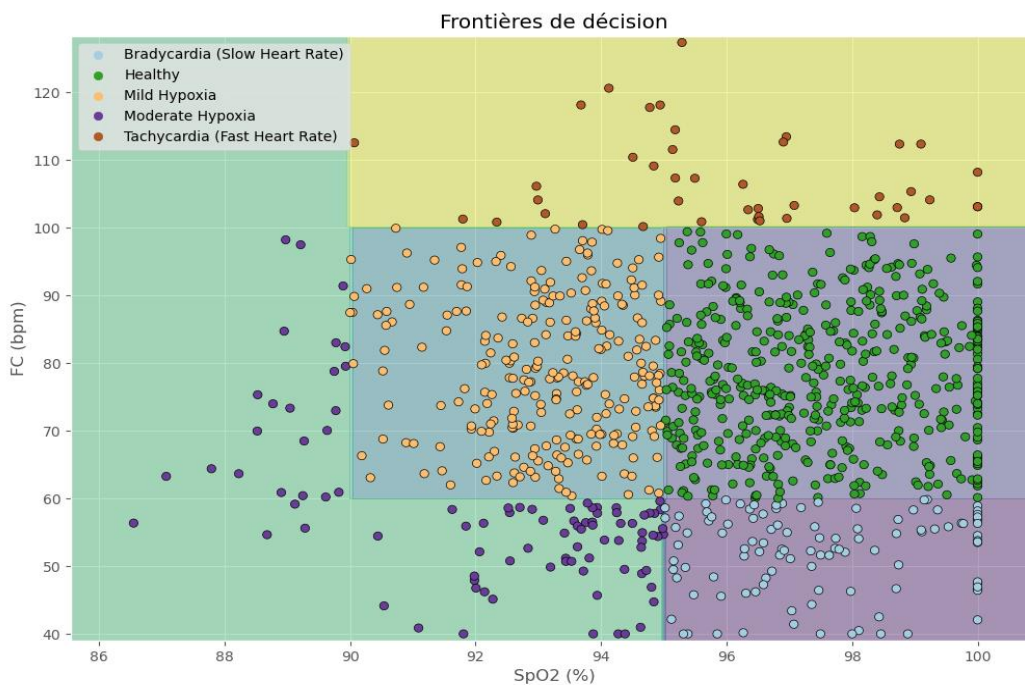
10 000 dossiers médicaux divers ont été collectés auprès de patients réels, contenant les valeurs de la pression artérielle (BPM), de la SpO2 et le statut diagnostique du patient.

### 2.1.4 Tableau 4.11 : Classification modèles

État		Saturation en O <sub>2</sub>	Frequencies cardiaque
Normal		≥ 95%	60 – 100
Base		< 95%	< 60
Élevée	≥ 95%	> 100	

## 4.9. Test du module

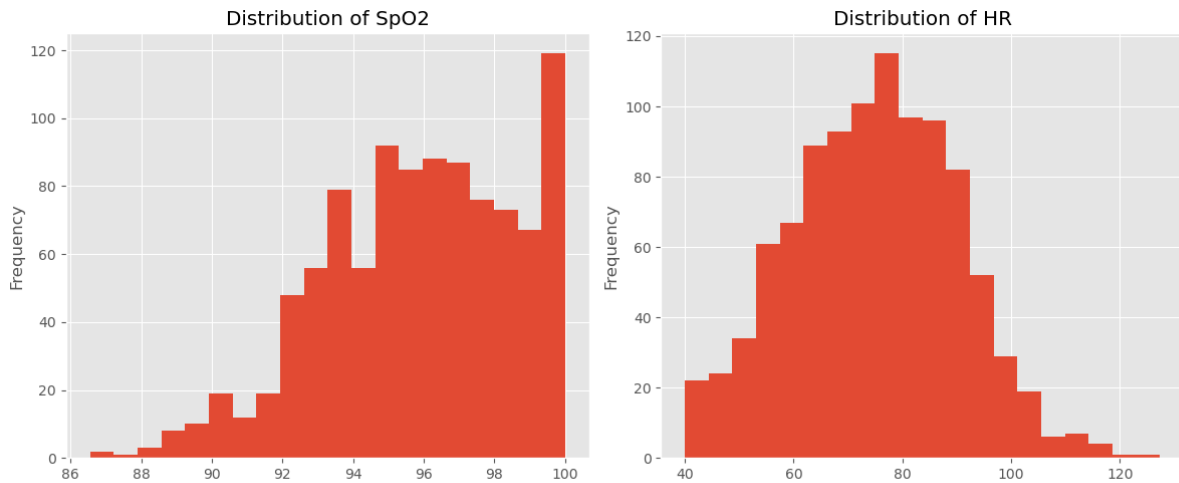
80 % des données ont été utilisées pour l'apprentissage et 20 % pour les tests. Le



modèle a atteint une précision de classification de 92 %.

**Figure 4.11 :frontières de décision**

## Chapitre 4 : prototype de modèle d'intelligence artificielle



**figure 4.12:distribution of spo2    figure 4.13: distribution of HR**

### 4.10. Cas particuliers

Les cas présentant des données limites ont été analysés et nous avons constaté que le modèle les traite avec une grande prudence, les classant dans la zone de risque moyen.

### 4.11. recommandations futures

fusionnent des capteurs supplémentaires tels que le développement de l'ECG

\* d'une application mobile complémentaire.

\* Utilisation de techniques d'intelligence artificielle obstétricale pour expliquer les résultats.

### 4.12.Conclusion

Ce système intelligent permet un diagnostic rapide et efficace des états de santé à partir de données simples et rapidement collectées. Il représente une étape vers la généralisation des soins intelligents partout. Il se distingue par sa capacité à évoluer et à s'adapter à de nouvelles données.

/

■

# **Conclusion générale**

## Conclusion

/

### Conclusion générale

Ce travail a permis de réaliser un prototype d'intelligence artificielle capable d'analyser la fréquence cardiaque et la saturation en oxygène dans le sang pour contribuer au diagnostic des patients. Les résultats obtenus montrent que l'intelligence Artificielle peut jouer un rôle prometteur dans l'aide à la décision médicale, en permettant une analyse rapide et automatisée des signes vitaux.

Cependant, des améliorations restent nécessaires pour optimiser la précision du modèle, élargir la base de données d'entraînement et valider cliniquement les performances dans des conditions réelles. À terme, ce système pourrait être intégré dans des dispositifs médicaux ou des applications de télésurveillance, offrant ainsi un outil précieux pour les professionnels de santé et améliorant la prise en charge des patients.

En somme, ce projet ouvre des perspectives intéressantes pour l'utilisation de l'intelligence Artificielle dans le domaine de la santé, tout en soulignant l'importance de la rigueur scientifique et de la validation médicale dans le développement de tels outils.

## **Bibliographies**

/

## Bibliographies

／

### Conclusion générale du projet

Dans ce projet, nous avons développé un prototype médical basé sur l'intelligence artificielle, capable d'analyser deux indicateurs physiologiques essentiels : la fréquence cardiaque (BPM) et la saturation en oxygène dans le sang (SpO<sub>2</sub>), afin de contribuer au diagnostic préliminaire de l'état de santé du patient. Les résultats obtenus démontrent que l'IA constitue un outil prometteur dans l'aide à la décision médicale, en fournissant une analyse rapide et automatisée des signes vitaux.

Ce système se distingue par sa portabilité, sa simplicité matérielle et son faible coût, ce qui le rend accessible même dans des environnements aux ressources limitées. L'intégration de plateformes telles que Supabase permet une gestion en temps réel des données et un stockage sécurisé des dossiers médicaux.

Cependant, certaines améliorations restent nécessaires : affiner la précision du modèle, élargir la base de données d'apprentissage et valider cliniquement les performances du système dans des contextes réels. L'avenir de ce projet pourrait inclure l'intégration de nouveaux paramètres tels que l'ECG, le développement d'applications mobiles et l'utilisation d'une IA explicable (XAI) pour une transparence accrue.

En résumé, ce projet ouvre des perspectives enthousiasmantes pour l'application de l'intelligence artificielle dans le domaine de la santé, tout en soulignant l'importance de la rigueur scientifique et de la validation clinique pour garantir l'efficacité et la sécurité de ces outils

## **Bibliographies**

/

## **Bibliographies**

## Bibliographies

／

1. [1] (Rajpurkar, P., Chen, E., Banerjee, O., & Topol, E. J. (2022). AI in health and medicine. *Nature Medicine*, 28, 31–38).
2. [2].(Gonzaga university-Physiology as a Career)
3. [3] Aqua Portail – Physiologie : définition et explications.
4. [4](F. Gagnadoux, J.-C. Meurice « Recommandations pour la pratique clinique du syndrome d'apnées hypopnées obstructives du sommeil de l'adulte », *Revue des maladies respiratoire*, octobre 2010.)
5. [5]KHAN ACADEMY – révision de système respiratoire.
6. [6] (Chu v-service de cardiologie-fonctionnement de coeur).
7. [7] **Fédération Française de Cardiologie – le fonctionnement du cœur**
8. [8](News-Medical. (2023). Structure et fonction du cœur)
9. [9] **Fédération Française de Cardiologie – l'activité électrique du cœur**
10. [10] (F. Abdelliche, « contribution au diagnostic des signaux electrocardiographiques en utilisant les concepts des fractales », thèse de doctorat en science, Université Mentouri De Constantine, 2011.).
11. [11].(M. Benmalek « Contribution à l'analyse de l'électrocardiogramme (ecg) en utilisant les concepts des operateurs d'ordre fractionnaire » thèse de doctorat en sciences, Université Mentouri de Constantine, Octobre 2011)
12. Holter dynamic ECG monitoring –AF-ABLATION
13. [13] (IHEALTH- What is oxygen saturation (SpO2)? What is the normal range for SpO2-September 27, 2024)
14. [14] (N. Roche et H. Morel, « Evaluation clinique et économique de la chirurgie dans le traitement du syndrome des apnées obstructives du sommeil. Agence nationale d'accréditation et d'évaluation en santé ». Février 1999)
15. [15]( StatPearls. (2023). Pulse oximetry. In StatPearls. NCBI Bookshelf. Retrieved from)
16. [16]Loi de béer-Lambert –ReseachGate
17. [17](Skoog, D. A., Holler, F. J., & Crouch, S. R. (2017). *Principles of Instrumental Analysis* (7th ed.). Cengage Learning.)
18. [18] (Griffiths, P. R., & de Haseth, J. A. (2007). *Fourier Transform Infrared Spectrometry* (2nd ed.). John Wiley & Sons.)

## Bibliographies

19. [19](Lakowicz, J. R. (2006). **Principles of Fluorescence Spectroscopy** (3rd ed.). Springer)
20. [20](Harris, D. C. (2015). **Quantitative Chemical Analysis** (9th ed.). W. H. Freeman and Company.)
21. [21]YacineTriki - Conception et réalisation d'un polysomnographe à base d'une carte Arduino UNO - 2016
22. [22].(V . Kamat – pulse oximetry- 46(4) :261-268,2002)
23. [23](FEMTO, « Oxymètre Document explicatif pour la mise en place d'un prototype d'oxymètre », Projet FEMTO, 2013)
24. [24] YacineTriki - Conception et réalisation d'un polysomnographe à base d'une carte Arduino UNO-2016
25. [25].( FEMTO, « Oxymètre Document explicatif pour la mise en place d'un prototype d'oxymètre », Projet FEMTO,)
26. [26].( H. Smahi et H. Oudjedaoui « conception et realisation d'une carte de mise en forme d'un photoplethysmogramme », Master en GenieBiomedical, Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen, Juin 2013)
27. [27] YacineTriki - Conception et réalisation d'un polysomnographe à base d'une carte Arduino UNO-2016
28. [28] (2018 Maxim Integrated Products, Inc. | 32)
29. [29] Last minute engineers - Interfacing MAX30102 Pulse Oximeter and Heart Rate Sensor with Arduino
30. [30](2018 Maxim Integrated Products, Inc. | 32)
31. [31] ( CIRCIUT DIGESTby Fernando on Fri, 07/17/2015 - 12:24)
32. *انا الالكترونى – مواجهة شاشة اوليد الرسومية مع الاردوينو*
33. [33](Présentation de l'ESP32 - EspressifSystems - Archivé de l'original le 29/03/2020)
34. [34]ESP32 Pinout: Comprendre les pins GPIO de l'ESP32 (schéma broches)-uPesy
35. [35]3.3-5V active buzzer – oasis tech oman
36. [36]batterie rechargeable lithium li- on ,18650 3.7v 8800mAh –binarytech-dz
37. [37](SCIENCE24-une explication simple de l'algorithme de RANDOM FPREST)

## Bibliographies

/

38. <https://www.elsylog.com/produits/alarmes-techniques/>

[39](OCI-intelligence artificielle dans les soins de santé-UAE)

## Bibliographies

／

----- | ----- | -----  
----- | -----  
----- |

فرع من علوم الحاسوب يهدف إلى إنشاء آلات قادرة على | Intelligence Artificielle (IA) | الذكاء الاصطناعي |  
Branche de l'informatique visant à créer des machines capables d'imiter l'intelligence humaine et d'effectuer des tâches nécessitant généralement l'intelligence humaine. |

مجموعة فرعية من الذكاء الاصطناعي | Apprentissage Automatique (Machine Learning) | تعلم الآلة |  
Sous-ensemble de l'IA permettant aux systèmes d'apprendre à partir de données et d'identifier des modèles sans programmation explicite. |

خوارزمية تعلم آلة تستخدم مجموعة من أشجار القرار | Forêt Aléatoire (Random Forest) | الغابة العشوائية |  
Algorithme d'apprentissage automatique utilisant un ensemble d'arbres de décision pour classer ou prédire des résultats, améliorant la précision et réduisant le surapprentissage. |

عدد دقات القلب في الدقيقة الواحدة، وهو مؤشر | Fréquence Cardiaque (BPM) | معدل ضربات القلب |  
Nombre de battements du cœur par minute, un indicateur vital important de la santé cardiaque. |

نسبة الهيموغلوبين المشبع بالأكسجين في الدم، | Saturation en Oxygène (SpO<sub>2</sub>) | تشبع الأكسجين |  
Pourcentage d'hémoglobine saturée en oxygène dans le sang, un indicateur vital du niveau d'oxygène dans le corps. |

مستشعر بصري متكامل لقياس معدل ضربات القلب وتشبع | Capteur MAX30102 | مستشعر MAX30102 |  
Capteur optique intégré pour mesurer la fréquence cardiaque et la saturation en oxygène du sang, couramment utilisé dans les appareils portables. |

وبلوتوث مدمجة، يستخدم في تطبيقات إنترنت Wi-Fi متحكم دقيق منخفض الطاقة مع وظائف | ESP32 | ESP32 |  
Microcontrôleur basse consommation avec fonctions Wi-Fi et Bluetooth intégrées, utilisé dans les applications IoT. |

## Bibliographies

نوع من شاشات العرض التي تستخدم الثنائيات العضوية الباعثة للضوء لإنتاج صور عالية التباين | OLED | OLED | Type d'écran utilisant des diodes électroluminescentes organiques pour produire des images à contraste et clarté élevés. | والوضوح

وواجهات برمجة تطبيقات PostgreSQL منصة مفتوحة المصدر توفر قاعدة بيانات | Supabase | Supabase | Plateforme open source offrant une base de données PostgreSQL et des API pour un développement rapide d'applications. | لتطوير التطبيقات بسرعة (APIs)

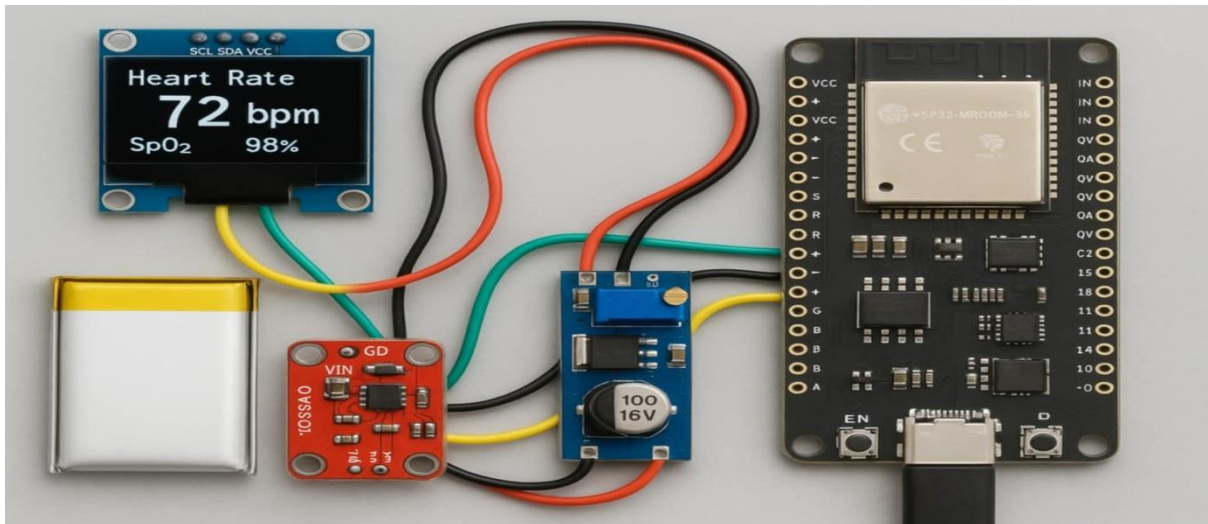
تقييم مبدئي للحالة الصحية للمريض بناءً على الأعراض | Diagnostic Préliminaire | التقييم الأولي | Évaluation initiale de l'état de santé d'un patient basée sur les symptômes et les indicateurs préliminaires, avant des examens plus détaillés. | والمؤشرات الأولية، قبل إجراء فحوصات أكثر تفصيلاً

واجهة تسمح للمستخدمين بالتفاعل مع | Interface Graphique Utilisateur (GUI) | الواجهة الرسومية | Interface permettant aux utilisateurs d'interagir avec des systèmes électroniques via des éléments graphiques plutôt que des commandes textuelles. | الأنظمة الإلكترونية من خلال عناصر رسومية بدلاً من الأوامر النصية

Annexe

Exemples de contenus de l'annexe :

Schémas de circuits électroniques.



Échantillons de fichiers .CSV utilisés.

## Bibliographies

/

Extraits de codes (Arduino/ESP32).

Interfaces utilisateurs développées.

Résultats d'entraînement et de tests (matrices de confusion

[ESP32] -----> SDA (Pin 21)

-----> SCL (Pin 22)

-----> GND -----> [MAX30102, OLED]

-----> 3.3V -----> [MAX30102, OLED]

Patient\_ID, Age, Heart\_Rate(BPM), SpO2(%), Diagnostic

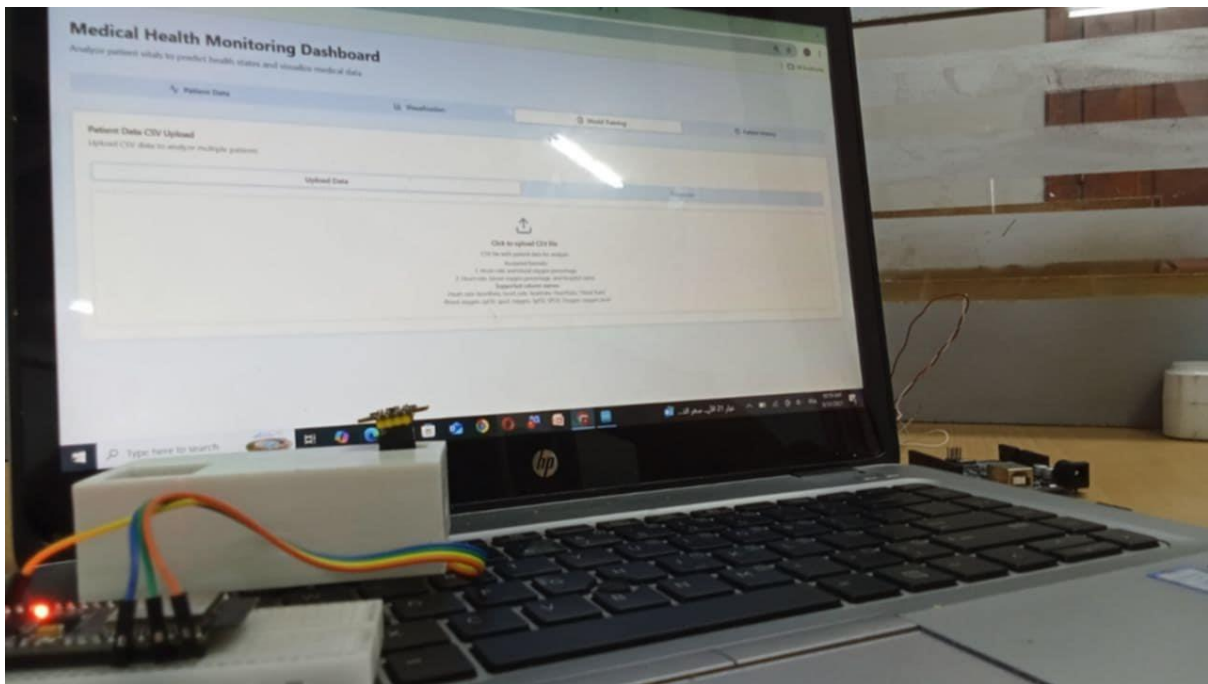
001, 45, 98, 97, Normal

002, 60, 120, 89, Critical

003, 38, 75, 96, Normal

004, 72, 55, 93, Warning

## Bibliographies



```
#include "MAX30105.h"
```

```
MAX30105 particleSensor;
```

```
void setup() {
```

```
    particleSensor.begin(Wire, I2C_SPEED_STANDARD);
```

```
    particleSensor.setup(); // إعداد المستشعر
```

```
}
```

```
void loop() {
```

```
    long irValue = particleSensor.getIR();
```

```
    if (checkForBeat(irValue)) {
```

```
        float bpm = calculateBPM();
```

## Bibliographies

/

```
Serial.println(bpm);
```

```
}
```

```
}
```