



Mohamed Khider University of
Biskra Faculty of Science and
Technology Department of
Electrical Engineering

MÉMOIRE DE MASTER

Sciences et Technologies
Electronique
Electronique Des Systèmes Embarqué

Réf.....

Présenté et soutenu par :

MIHOUBI RAYANE
MORSI SIHEM

Le jeudi 19 juin 2025

Développement d'un système embarqué de surveillance de santé

Jury :

Dr	Bekhouche Khaled	MCA	Université de Biskra	Président
Dr	Terghini Ouarda	MCA	Université de Biskra	Examineur
Dr	Benelmir Okba	MCB	Université de Biskra	Rapporteur

Année universitaire : 2024/2025



Mohamed Khider University of
Biskra Faculty of Science and
Technology Department of
Electrical Engineering

MÉMOIRE DE MASTER

Sciences et Technologies
Electronique
Electronique Des Systèmes Embarqué

Réf.....

Développement d'un système embarqué de surveillance de santé

Le :

Présenté par :

MIHOUBI RAYANE

MORSI SIHEM

Avis favorable de l'encadreur :

BENELMIR OKBA

Signature Avis favorable du Président du Jury

.....

Cachet et signature

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

يَرْفَعُ اللَّهُ الَّذِينَ آمَنُوا مِنْكُمْ
وَالَّذِينَ أُوتُوا الْعِلْمَ دَرَجَاتٍ

سورة المجادلة آية ١١

Dédicaces

Je dédie ce modeste travail

à **mes chers parents**,

à ceux qui ont semé en moi les graines de l'ambition et les ont arrosées avec leur amour, leur tendresse et leurs prières.

En reconnaissance de tous leurs sacrifices, de leur soutien constant, et de leurs invocations qui m'ont accompagnée tout au long de mon parcours, je leur dois, après Dieu, tout ce que je suis aujourd'hui.

Je leur adresse toute ma gratitude, mes remerciements et **mes prières sincères**.

À **mes frères et sœurs bien-aimés**,

mon véritable soutien et ma source de force, ceux qui ont partagé avec moi les joies comme les épreuves, je vous exprime tout mon amour et ma reconnaissance.

À toute ma famille,

qui a toujours été pour moi une source d'espoir et de motivation, merci du fond du cœur.

À **mes chères amies : Sihem, Jouhaina, Basma, Hounaida ... et toutes les autres**,

celles qui m'ont soutenue à chaque étape, merci pour chaque mot d'encouragement, chaque présence bienveillante. Je vous souhaite davantage de réussite et d'épanouissement, si Dieu le veut.

À **mes honorables enseignants**,

qui ont été une lumière sur mon chemin, qui m'ont transmis l'amour du savoir et ont été des exemples de dévouement, je vous exprime mon profond respect et ma gratitude.

À **mon encadrant, Monsieur Benelmir Okba**,

qui n'a ménagé aucun effort pour me guider et m'accompagner tout au long de ce travail, je vous adresse mes sincères remerciements et toute ma reconnaissance.

Et enfin, à tous ceux qui m'ont soutenue,

par un mot, une prière, un geste ou une simple présence,

à tous ceux qui ont cru en moi et sont restés à mes côtés,

je vous dédie ce travail, fruit de vos encouragements et de votre soutien.

Que nous soyons toujours une source de fierté pour ceux qui nous ont aimés et ont cru en nous.

Mihoubi Rayane

Dédicaces

*À celle dont les prières me protègent en mon absence,
Et dont le sourire m'apporte de l'espoir en toutes circonstances...
À ma mère, source de tendresse et pilier de stabilité... Je te suis infiniment
reconnaissante.*

*À celui qui m'a appris que la volonté crée des miracles,
À mon père, mon premier modèle et mon soutien dans la vie...
Je te rends tout mon respect et ma gratitude.*

*À mes frères et sœurs en général,
Et tout particulièrement à Ikram et Hiba Errahmane,
Qui ont partagé avec moi les moments difficiles et heureux,
Qui ont été mes compagnons et soutiens par leur présence discrète,
Je vous dédie une part de ce succès, car vous le méritez.*

*À vous tous,
Je dédie le fruit de mes nuits blanches et de mes efforts...
Espérant toujours être à la hauteur de votre confiance.*

MORSI SIHEM

Remerciements

*C'est avec toute notre gratitude et notre profond respect que nous tenons tout d'abord à adresser nos sincères remerciements à notre encadreur, **Monsieur Benelmir Okba**, qui nous a soutenus sans réserve, nous a prodigué des conseils précis, fait preuve d'une grande patience et assuré un suivi constant, ce qui a eu un impact déterminant dans la réussite de ce travail.*

*Nous exprimons également notre profonde reconnaissance aux **membres du jury de soutenance**, que nous avons eu l'honneur de voir évaluer ce travail, dont les remarques constructives ont été pour nous une véritable source d'éclairage.*

*Nous tenons à remercier tout particulièrement Monsieur **Ilyes Ben Aissa**, enseignant en intelligence artificielle, pour le soutien et l'aide qu'il nous a apportés dans la compréhension et l'application des algorithmes et techniques d'intelligence artificielle, ainsi que **Madame Houda**, enseignante en informatique.*

*Nous souhaitons également adresser nos remerciements les plus sincères à Monsieur **Ismail Benkhalfa**, dont le soutien constant et l'aide précieuse ont été indispensables dans la partie pratique ; son appui technique ayant joué un rôle important dans la réalisation des composants électroniques.*

*Nous tenons à exprimer notre profonde gratitude aux équipes médicales de **l'Hôpital Universitaire de Batna (CHU)**, en particulier à **la Professeure Hanan**, au médecin urgentiste **Menina**, ainsi qu'à l'ingénieure **Soulef**, pour leur accueil chaleureux et leur coopération permanente.*

*Nous remercions également chaleureusement le personnel médical de la salle de soins de **la wilaya de Biskra**, notamment la Docteure **Ghrara Rahma** et la Docteure **Ben Yahia**, pour leur collaboration généreuse et les informations précieuses qu'ils nous ont fournies.*

*Enfin, nous exprimons notre gratitude sincère à **tous les professeurs de la Faculté des Sciences et de la Technologie de l'Université de Biskra**, qui ont largement contribué à enrichir nos connaissances et à nous apporter le soutien nécessaire tout au long de notre parcours universitaire.*

Nous remercions du fond du cœur toutes les personnes qui nous ont soutenus, tant moralement que matériellement ; à vous tous, nous adressons nos plus sincères remerciements et notre profonde considération.

Résumé :

À Une époque où les maladies chroniques, notamment les maladies cardiaques, connaissent une augmentation constante, il est devenu indispensable d'adopter des solutions technologiques intelligentes pour une surveillance continue et précise de la santé. Ce projet vise à concevoir un système intelligent et portable capable de mesurer en temps réel des indicateurs vitaux essentiels tels que la fréquence cardiaque, la saturation en oxygène dans le sang (SpO_2) et le signal électrocardiogramme (ECG), température corporelle.

Le système utilise une carte Raspberry Pi Pico W, connectée à des capteurs biométriques spécialisés, pour collecter les données, qui sont affichées sur un écran ST7789 et transmises en temps réel via Wi-Fi à une base de données cloud sécurisée Firebase. Une application mobile développée avec Kodular permet aux utilisateurs de consulter leurs données de santé instantanément, de recevoir des alertes en cas d'anomalies, et de bénéficier d'une surveillance continue accessible à domicile ou en déplacement.

En intégrant des algorithmes d'intelligence artificielle, tels que les réseaux de neurones convolutionnels (CNN) et l'algorithme Random Forest, le système analyse les données biométriques afin de détecter précocement toute anomalie cardiaque et ainsi faciliter une intervention rapide. Ce dispositif simple, précis et efficace offre une solution innovante pour améliorer la qualité des soins de santé et réduire les risques liés aux maladies cardiovasculaires.

Mots-clés : maladies cardiaques, système intelligent portable, indicateurs vitaux, fréquence cardiaque, saturation en oxygène (SpO_2), électrocardiogramme (ECG), intelligence artificielle, Raspberry Pi Pico W, Firebase, application mobile, détection précoce.

الملخص:

في زمن تزداد فيه الأمراض المزمنة، لا سيما أمراض القلب، بشكل مستمر، أصبح من الضروري اعتماد حلول تقنية ذكية لمراقبة الصحة بشكل مستمر ودقيق. يهدف هذا المشروع إلى تصميم نظام ذكي ومحمول قادر على قياس مؤشرات حيوية أساسية في الوقت الحقيقي مثل معدل ضربات القلب، تشبع الأكسجين في الدم (SpO_2)، إشارة التخطيط الكهربائي للقلب (ECG)، ودرجة حرارة الجسم.

يستخدم النظام لوحة Raspberry Pi Pico W متصلة بمستشعرات حيوية متخصصة لجمع البيانات، التي تُعرض على شاشة ST7789 وتُرسل في الوقت الحقيقي عبر اتصال Wi-Fi إلى قاعدة بيانات سحابية آمنة على Firebase. تم تطوير تطبيق محمول باستخدام منصة Kodular يُمكن المستخدمين من الاطلاع الفوري على بياناتهم الصحية، واستقبال التنبيهات في حالة وجود أي خلل، والحصول على مراقبة مستمرة سواء في المنزل أو أثناء التنقل.

بدمج خوارزميات الذكاء الاصطناعي، مثل الشبكات العصبية التلافيفية (CNN) وخوارزمية الغابات العشوائية (Random Forest)، يقوم النظام بتحليل البيانات الحيوية لاكتشاف أي اضطراب قلبي في وقت مبكر، مما يُسهل التدخل السريع. يقدم هذا الجهاز البسيط والدقيق والفعال حلاً مبتكراً لتحسين جودة الرعاية الصحية وتقليل المخاطر المرتبطة بالأمراض القلبية الوعائية.

الكلمات المفتاحية: أمراض القلب، نظام ذكي محمول، مؤشرات حيوية، معدل ضربات القلب، تشبع الأكسجين (SpO_2)، التخطيط الكهربائي للقلب (ECG)، الذكاء الاصطناعي، Raspberry Pi Pico W، Firebase، التطبيق المحمول، الكشف المبكر.

Abstract

In an era where chronic diseases—especially cardiovascular conditions — are constantly on the rise, it has become essential to adopt smart technological solutions for continuous and precise health monitoring. This project aims to design an intelligent and portable system capable of measuring essential vital signs in real-time, such as heart rate, blood oxygen saturation (SpO_2), electrocardiogram (ECG) signal, and body temperature.

The system relies on a Raspberry Pi Pico W board connected to specialized biometric sensors to collect data, which is displayed on an ST7789 screen and transmitted in real-time via Wi-Fi to a secure Firebase cloud database. A mobile application developed using Kodular allows users to instantly view their health data, receive alerts in case of anomalies, and benefit from continuous monitoring whether at home or on the move.

By integrating artificial intelligence algorithms, such as Convolutional Neural Networks (CNN) and the Random Forest algorithm, the system analyzes biometric data to detect cardiac abnormalities early and facilitate prompt intervention. This simple, accurate, and efficient device offers an innovative solution to enhance healthcare quality and reduce risks associated with cardiovascular diseases.

Keywords: Heart diseases, portable smart system, vital signs, heart rate, blood oxygen saturation (SpO_2), electrocardiogram (ECG), artificial intelligence, Raspberry Pi Pico W, Firebase, mobile application, early detection.

Liste Des Tableaux

Chapitre I : Surveillance des signes vitaux pour prévenir

Tableau- I. 1: Normes de saturation en oxygène.	12
---	----

Chapitre II : Conception du système biométrique intelligent

Tableau II. 1: Comparaison des modèles principaux de Raspberry Pi.....	20
TableauII.2: Comparaison des modèles principaux de Raspberry Pi Pico et Zero.....	21
Tableau II. 3: Évolution et comparaison des modèles Raspberry Pi Pico disponibles	23

Chapitre III : Réalisations Et Résultats

Tableau III. 1 : Informations d'attributs de la base de données des patients de cardiaques.	56
Tableau III. 2 : Informations des attributs de la base PTB-XL de données des patients de cardiaques.....	62
Tableau III. 3 : Bibliothèques Fondamentales (Core Libraries)	64
Tableau III. 4 : Bibliothèques dédiées à l'analyse des signaux ECG.....	64
Tableau III. 5: Bibliothèques d'aide.....	65

Liste Des Figures

Chapitre I : Surveillance des signes vitaux pour prévenir

Figure I. 1 : Anatomie du cœur.	4
Figure I. 2 : Circulation Systémique et Pulmonaire.....	4
Figure I. 3 : Propagation de l'impulsion dans le cœur	5
Figure I. 4 : Electrocardiogramme (ECG) pendant un cycle cardiaque	8
Figure I. 5 : Courbe ECG	9
Figure I. 6 : Nomenclature standard de L'ECG11	
Figure I. 7 : Oxymètre de pouls13	
Figure I. 8 : a) Sonde de température, b) Thermomètre	12

Chapitre II : Conception du système biométrique intelligent

Figure II.1 : Brochage de Raspberry Pi.....	17
Figure II. 2 : Circuit intégré système (System on Chip – SoC).....	17
Figure II. 3 : La mémoire vive (RAM) du Raspberry Pi.....	17
Figure II. 4 : Les ports USB du Raspberry Pi.....	18
Figure II. 5 : Ports HDMI du Raspberry Pi.....	18
Figure II. 6: Support pour carte mémoire microSD.....	18
Figure II. 7 : Connecteur GPIO.....	18
Figure II. 8 : Port Ethernet du Raspberry Pi.....	19
Figure II. 9 : L'entrée de la caméra CSI.	19
Figure II. 10 : Portail DSI Display et Écran tactile pour Raspberry Pi.....	19
Figure II. 11 : Sortie audio-vidéo combinée (jack 3,5 mm)	20
Figure II. 12: Modèles de Raspberry pi (A+, B+, Zéro, A, B) et Raspberry pi pico.	22
Figure II. 13: Disposition de la carte du contrôleur Raspberry Pi Pico.	24
Figure II. 14 : La carte Raspberry Pi Pico W et Pico 2 W Rev3.....	24
Figure II. 15: Vue avant du module matériel Pico.	26
Figure II. 16 : Vue arrière du module matériel Pico.	26
Figure II. 17: Schéma des broches du module Pico (GPIO)	28
Figure II. 18: Cliquez pour installer Thonny.....	29
Figure II. 19: Vue personnalisée.....	29
Figure II. 20: Icônes de Thonny.....	30
Figure II. 21: Exemple d'installation de la bibliothèque micro python-servo.....	30
Figure II. 22: Sélectionner Micro Python (Raspberry Pi Pico) pour connecter.....	32
Figure II. 23: Branchez l'extrémité petite du câble USB au Pico W.....	32
Figure II.24: Sélectionner et configurer l'interpréteur.....	30
Figure II. 25: Exécuter le premier script.....	33
Figure II. 26: Fonctionnement du capteur.....	33
Figure II. 27: Capteur de fréquence cardiaque AD8232.	34
Figure II. 28: Le graphe de l'ECG.....	35
Figure II. 29: OximeterMAX30102.....	35
Figure II. 30 : Capteur de température DS18B20.....	36
Figure II. 31 : Capteur de température MLX90614.....	36
Figure II. 32 : Affichage ST7789 320×240 (TFT IPS)	37
Figure II. 33 : Batteries lithium 18650 de 3,7V.....	37
Figure II. 34 : IOT dans le domaine de santé.	38

Figure II. 35 : Développement d'un système IoT pour le suivi des signes vitaux en temps réel à l'aide de Firebase et kodular.	39
Figure II. 36 : Le logo de la plateforme Firebase.....	39
Figure II. 37 : Écran d'accueil application kodular.....	40
Figure II. 38 : Écran de stockage de projet d'application kodular.....	40
Figure II. 39 : Choix du système de base.....	41
Figure II. 40 : Écran principal de kodular.....	41
Figure II. 41 : Éléments de l'interface de l'application kodular.....	42
Figure II. 42 : Paramètres de bloc kodular.....	42
Figure II. 43 : Test d'application kodular.	43
Figure II. 44 : Terminer l'application.....	44
Figure II. 45 : Hiérarchie de l'IA.....	44
Figure II. 46 : Architecture Du Système Intelligent.	46
Figure II. 47 : Logo Kaggle.....	46
Figure II. 48 : Logo Google Colab.....	47
Figure II. 49 : Logo Visual Studio Code Insiders.....	48
Figure II. 50 : Interface de Weka.....	49

Chapitre III : Réalisations Et Résultats

Figure III. 1: Architecture du système intelligent de surveillance des signes vitaux à base de Raspberry Pi Pico W et d'intelligence artificielle	51
Figure III.2: la possibilité de placer des électrodes sur le corps humain.	52
Figure III. 3: Architecture de Model Random Forest.....	54
Figure III. 4 : Base de données des signes vitaux des patients.....	55
Figure III. 5 : Fichier heart_disease.arff utilisé avec Weka pour la prédiction	55
Figure III. 6 : Vue d'ensemble de notre cadre proposé TSRNet.....	57
Figure III. 7 : Anomaly Détection Models TSRNet.....	57
Figure III. 8 :- Détection et diagnostic des anomalies ECG par apprentissage auto-supervisé.....	58
Figure III. 9 : Architecture de Model TSRNET.	59
Figure III. 10. :a) La forme des données des patients de cardiaques – csv (Partie 1) , b) Suite – La forme des données des patients de cardiaques – csv (Partie 2).....	61
Figure III. 11: Résultats sur les données avec Visual studio.	68
Figure III. 12 : Matrice de confusion de Model Random avec Visual studio.	69
Figure III. 13: Importance des caractéristiques de Model Random.	69
Figure III. 14: Évolution de la perte (Loss) et de l'AUC – TSRNet.	72
Figure III. 15: Courbe de F1 Score-TSRNET.....	72
Figure III. 16: Organigramme général de l'application.	74
Figure III. 17: Interface d'accueil de l'application.....	75
Figure III. 18: Logique d'accueil – Kodular (blocks).	76
Figure III. 19: Organigramme du processus d'inscription.....	70
Figure III. 20: Les étapes L'interface d'inscription.	78
Figure III. 21 : Code de l'interface d'inscription.	79
Figure III. 22: Code des informations de l'appareil.	80
Figure III. 23: Organigramme du processus de connexion.	81
Figure III. 24 : L'interface de Connexion.	82
Figure III. 25: Code de vérification du mot de passe.....	83
Figure III. 26: Organigramme de L'interface principale.	84
Figure III. 27 : Organigramme de Section de collecte et de traitement des données.	85

Figure III. 28 :	Lecture des informations depuis Firebase.	86
Figure III. 29 :	En cas de non-correspondance du code de sécurité.	86
Figure III. 30:	Le code de sécurité correspond.	87
Figure III. 31:	Méthodes d’affichage des données du registre temporaire.	88
Figure III. 32 :	Le code d’affichage des données.	88
Figure III. 33:	Affichage du tracé de l’électrocardiogramme (ECG).	89
Figure III. 34:	L’état de l’écran en situation normale et anormale.	90
Figure III. 35 :	Organigramme Section de tri et de stockage des données.	91
Figure III. 36:	Résumé du stockage.	92
Figure III. 37:	Organigramme Section des paramètres.	93
Figure III. 38:	Code de modification des paramètres de l’application.	94
Figure III. 39 :	Pages d’affichage des données stockées.	95
Figure III. 40 :	Exemple d’affichage des échantillons d’électrocardiogrammes (ECG) enregistrés....	96
Figure III. 41:	Exemple d’affichage de la liste des alertes.	97
Figure III.42:	Organigramme Mise en place des composants électroniques et liaison avec Firebase.....	98
Figure III. 43:	Schéma de câblage du capteurAD8232.....	99
Figure III. 44 :	Schéma de câblage du capteur OximeterMAX30102.	99
Figure III. 45:	Schéma de câblage du capteur DS18B20.	100
Figure III. 46 :	Schéma de câblage du capteur MLX90614.....	100
Figure III. 47 :	Schéma de câblage Écran ST7789.	100
Figure III. 48:	Afficher “welcome “sur Ecran St7789.....	102
Figure III. 49:	Organigramme Paramètres de l’appareil.	102
Figure III. 50:	Interfaces de configuration.....	103
Figure III. 51 :	Organigramme lecture et envoi.	104
Figure III. 52 :	État d’affichage des données et état du réseau..	105
Figure III. 53 :	Organigramme Mesure de la température.	105
Figure III. 54 :	Mesure de la température corporelle à l'aide du MLX90614 et le DS18B20.	106
Figure III. 55 :	Organigramme Mesure du taux d’oxygène et du rythme cardiaque.	106
Figure III. 56 :	Mesure du taux d’oxygène à l’aide de MAX 30102.	107
Figure III. 57 :	Organigramme Électrocardiogramme (ECG).	107
Figure III. 58 :	Affichage du signal ECG et connexion des électrodes au patient.	108
Figure III. 59 :	Assemblage final des composants électroniques.	109
Figure III. 60 :	a) Assemblage complet du système électronique , b) Mise en place complète du système électroniqu.....	110
Figure III. 61:	Prototype dans sa forme finale.....	111

Liste des abréviations

◆ Acronymes médicaux et biométriques

- **ECG** : Électrocardiogramme
- **SpO₂** : Saturation pulsée en oxygène
- **HR** : Heart Rate
- **PPG** : Photopléthysmographie
- **PR** : Intervalle PR
- **QRS** : Complexe QRS
- **ST** : Segment ST
- **BPM** : Battements Par Minute
- **CO₂** : Dioxyde de carbone
- **HTA** : Hypertension artérielle
- **Oxymètre de pouls** : Pulse Oximeter
- **Température (°C)** : Température corporelle mesurée en degrés Celsius

◆ Acronymes électroniques et techniques

- **Pico W** : Version sans fil du microcontrôleur Raspberry Pi Pico
- **SA** : Nœud sino-auriculaire — Pacemaker naturel du cœur
- **SoC** : Système sur Puce — Composant intégrant plusieurs éléments électroniques sur un seul circuit
- **GPIO**: General Purpose Input/Output
- **ADC** : Analog to Digital Converter
- **PWM** : Pulse Width Modulation
- **RTC** : Real Time Clock
- **UART** : Universal Asynchronous Receiver/Transmitter
- **I2C**: Inter Integrated Circuit
- **SPI** : Serial Peripheral Interface
- **SWD** : Serial Wire Debug
- **PLL** : Phase Locked Loop
- **SRAM** : Static Random Access Memory
- **Quad-SPI**: Quad Serial Peripheral Interface
- **XIP** : Execute In Place
- **USB B**: Universal Serial Bus Type B
- **TFT** : Thin-Film Transistor
- **ST7789** : Contrôleur d'écran — Pilote de l'écran couleur TFT
- **GND** : Ground
- **VCC** : Voltage Common Collector
- **SDA** : Serial Data Line
- **SCL** : Serial Clock Line
- **mAh** : milliampere-hour

- **CPU** : Unité Centrale de Traitement — Processeur principal d'un système électronique
- **CSI** : Interface Série pour Caméra — Interface utilisée pour connecter des caméras
- **DSI** : Interface Série pour Affichage — Interface utilisée pour les écrans
- **AV** : Nœud auriculo-ventriculaire — Centre de transmission électrique entre oreillettes et ventricules

◆ Programmation et systèmes

- **IDE** : Environnement de Développement Intégré
- **API** : Interface de Programmation d'Application
- **SDK** : Software Development Kit
- **HTML** : HyperText Markup Language
- **CSS** : Cascading Style Sheets
- **JS** : JavaScript
- **UI** : User Interface
- **UX** : User Experience
- **APK** : Android Package Kit
- **BaaS** : Backend-as-a-Service

◆ Intelligence artificielle et apprentissage automatique

- **IA / AI** : Intelligence Artificielle
- **ML** : Apprentissage automatique — Machine Learning
- **DL** : Apprentissage profond — Deep Learning
- **CNN** : Convolutional Neural Network
- **TSRNet** : Réseau de Restauration Multimodale du Temps et du Spectrogramme
- **TP** : True Positive
- **TN** : True Negative
- **FP** : False Positive
- **FN** : False Negative
- **ROC** : Receiver Operating Characteristic
- **AUC** : Area Under the Curve
- **PR-AUC** : Precision-Recall AUC
- **F1-score** : Mesure harmonique entre la précision et le rappel
- **MSE** : Mean Squared Error
- **Kappa** : Coefficient de Kappa — Mesure de l'accord entre prédictions et vérité

◆ Outils et logiciels

- **Weka**: Waikato Environment for Knowledge Analysis
- **IoT** : Internet des Objets — Réseau d'objets physiques connectés à Internet

- **Wi-Fi** : Fidélité sans fil (Technologie de communication sans fil)
- **Firebase** : Plateforme Cloud pour développement d'applications (par Google)
- **Google Colab** : Bloc-notes Python dans le cloud — Développement collaboratif
- **Jupyter Notebook** : Interface interactive pour le code Python
- **VS Code Insiders** : Version anticipée de Visual Studio Code
- **CSV** : Comma-Separated Values — Format de données tabulaires
- **ARFF** : Attribute-Relation File Format — Spécifique à Weka
- **PyTorch** : Bibliothèque de deep learning en Python
- **NumPy** : Bibliothèque pour les calculs numériques en Python
- **Pandas** : Bibliothèque pour la manipulation de données tabulaires
- **SciPy** : Bibliothèque scientifique en Python
- **WFDB** : WaveForm DataBase — Pour signaux physiologiques
- **TQDM** : Bibliothèque pour barre de progression dans Python
- **STFT** : Short-Time Fourier Transform

◆ Organisations et conférences

- **OMS** : Organisation Mondiale de la Santé

ISBI : International Symposium on Biomedical Imaging — Conférence en bio-imagerie

Sommaire

<i>Introduction générale</i>	1
<i>Chapitre I : Surveillance des signes vitaux pour prévenir</i>	
<i>I.1. Introduction</i>	3
<i>I.2. Contexte générale des soins de santé et maladies cardiovasculaires</i>	3
<i>I.2.1. Rôle des soins de santé dans la prévention précoce</i>	3
<i>I.2.2. Prévalence croissante des maladies cardiaques et impact sanitaire</i>	4
<i>I.2.3. Surveillance des signes vitaux pour le diagnostic et le suivi</i>	4
<i>I.3. Anatomie et Fonctions Physiologiques du Cœur</i>	4
<i>I.3.1 Anatomies de cœur</i>	4
<i>I.3.2. Circulation sanguine : la petite circulation (pulmonaire) et la grande circulation (systémique)</i>	5
I .3.2.1. La circulation pulmonaire	5
I .3.2.2. La circulation systémique.....	5
<i>I.3.3. Activité électrique du cœur : fonctionnement du cœur entant que pompe et propagation des signaux électriques cardiaques</i>	6
<i>I .4. Les Maladies Cardiaques les Plus Courantes</i>	7
<i>I .4.1. Maladies coronariennes : angine de poitrine et infarctus du myocarde</i>	7
<i>I .4.2. Insuffisance cardiaque : causes, symptômes et évaluation clinique</i>	7
<i>I .4.3. Troubles du rythme cardiaque : tachycardie et bradycardie</i>	7
<i>I .4.4. Les cardiomyopathies</i>	8
<i>I .5. Les Signes Vitaux Liés au Cœur</i>	8
<i>I .5.1. Fréquence cardiaque</i>	8
<i>I .5.2. Les arythmies cardiaques</i>	8
<i>I .5.3. Méthodes de mesure de la fréquence cardiaque</i>	8
I .5.3.1 Électrocardiogramme (ECG).....	9
I .5.3.2. Le photo pléthysmographie(PPG)	11
<i>I .5.4. Saturation en oxygène dans le sang (SpO₂)</i>	11
I .5.4.1. Définition et importance de la mesure de la SpO ₂ dans le diagnostic de l'hypoxie :	11
I .5.4.2. Méthode de mesure de la saturation en oxygène	12
I .5.4.3. Effets de l'hypoxie sur le cœur les organes vitaux	13
<i>I .5.5. Température corporelle</i>	13
I .5.5.1. Température normale et son rôle dans le diagnostic	13
I .5.5.2. Lien entre température corporelle maladies cardiaques	14
<i>I .6.1. Impact des maladies cardiovasculaires sur la santé publique</i>	14

<i>I.6.2. Suivi intelligent des signes vitaux et prévention des complications</i>	<i>15</i>
<i>I.7. Conclusion.....</i>	<i>15</i>

Chapitre II : Conception du système biométrique intelligent

<i>II.1. Introduction</i>	<i>16</i>
<i>II.2. Composants électroniques et interface</i>	<i>16</i>
<i>II.2.1 Raspberry Pi.....</i>	<i>16</i>
II.2.1.1 Composants principaux du Raspberry Pi.....	17
II.2.1.2.a Modèles de Raspberry Pi.....	20
II.2.1.2.b Microcontrôleurs de la série Pico	23
II.2.1.3 À propos des appareils de la série Pico W	24
II.2.1.3.a Module Raspberry Pi Pico W.....	24
II.2.1.3.b Schéma des broches du module Pico.....	27
II.2.1.3.c Programmation du Raspberry Pi Pico W	28
1.1 Définition de thonny.....	28
1.2 Télécharger thonny	28
1.3 Description de thonny	29
1.3.1 Fenêtre de travail Thonny	29
1.3.2 Les Icônes	29
1.3.3 Installation d'un paquet sur Thonny.....	30
1.4 Premiers pas avec la Raspberry Pi Pico et Thonny.....	31
<i>II.2.2. Les capteurs.....</i>	<i>33</i>
<i>II.2.3. Les capteurs médicaux.....</i>	<i>34</i>
II.2.3.1. Le capteur ECG.....	34
II.2.3.2 Oxymètre MAX30102	35
II.2.3.3 Capteur de température corporelle (DS18B20).....	36
II.2.3.4 Capteur de température par infrarouge (MLX90614)	36
II.2.4 Écran ST7789 (320x240).....	37
II.2.5 Batteries Lithium	37
<i>II.3. Internet des objets (IOT)</i>	<i>37</i>
II.3.1. Introduction générale à l'Internet des objets (IoMT) dans le domaine médical.....	37
II.3.2 Application IoT dans ce projet	38
II.3.3 Firebase.....	39
II.3.4 L'Application mobile kodular	39
<i>II.4. L'intelligence artificielle (AI)</i>	<i>44</i>
II.4.1. Kaggle.....	46
II.4.2 Google Colab.....	46

<i>II.4.3 Visual Studio Code Insiders</i>	<i>47</i>
<i>II.4.4 Weka</i>	<i>48</i>
<i>II.5. Conclusion</i>	<i>49</i>

Chapitre III : Réalisations Et Résultats

<i>III.1. Introduction.....</i>	<i>50</i>
<i>III.2. Architecture générale du système.....</i>	<i>51</i>
<i>III. 2.1. Les capteurs biomédicaux (Sensors)</i>	<i>51</i>
<i>III .2.2. Le microcontrôleur (Microcontroller-Raspberry Pi Pico W)</i>	<i>52</i>
<i>III .2.3. Communication sans fil (Wi-Fi Communication)</i>	<i>52</i>
<i>III .2.4. Traitement par Intelligence Artificielle (AI Processing)</i>	<i>52</i>
<i>III .2.5. L'intermédiaire (Firebase- Realtime Database).....</i>	<i>52</i>
<i>III .2.6. Application mobile (App Kodular).....</i>	<i>53</i>
<i>III .3. L'intelligence artificielle (IA) et Détection des données</i>	<i>53</i>
<i>III .3.1. Méthodologie</i>	<i>53</i>
<i>III .3 .1. 1. Détection de la fréquence cardiaque avec Random Forest</i>	<i>53</i>
<i>III .3.1. 2. Détection d'anomalies du signal ECG avec TSRNet</i>	<i>56</i>
<i>III .3 .2. Environnement expérimental et Résultats</i>	<i>63</i>
<i>III .3 .2.1 Environnement technique</i>	<i>63</i>
<i>III .3.2. 2 Bibliothèques Utilisées.....</i>	<i>64</i>
<i>III .3 .2. 3 Mesures d'évaluation.....</i>	<i>65</i>
<i>III .3 .2. 4 Expérience : RÉSULTATS DE SIMULATION.....</i>	<i>67</i>
<i>III .4. L'application mobile</i>	<i>73</i>
<i>III .4.1 Objectifs de l'application.....</i>	<i>73</i>
<i>III .4.2 Conception de l'interface utilisateur (UI) à l'aide de Kodular.....</i>	<i>75</i>
• <i>III .4.2 .1 L'interface d'accueil.....</i>	<i>75</i>
• <i>III .4.2 .2 L'interface d'inscription</i>	<i>76</i>
• <i>III .4.2 .3 L'interface de Connexion (Se connecter).....</i>	<i>81</i>
• <i>III .4.2 .4 L'interface principale (informations biomédicales)</i>	<i>83</i>
• <i>III .4.2 .5. Page des échantillons de graphiques enregistrés</i>	<i>96</i>
• <i>III .4.2 .6. Page d'affichage de la liste des alertes</i>	<i>97</i>
<i>III .5. Mise en œuvre pratique et appliquée</i>	<i>97</i>
<i>III .5.1. Organigramme de pratique.....</i>	<i>98</i>
<i>III .5 .2. Connexion des composants électroniques.....</i>	<i>98</i>
<i>Branchement du capteur ECG (Ad8232) avec Raspberry Pico Wifi</i>	<i>98</i>
<i>Branchement du capteur SPO2 et FC (MAX30102) avec Raspberry Pico Wifi</i>	<i>99</i>
<i>Branchement du capteur de température corporelle (DS18B20) avec Raspberry Pico Wifi.....</i>	<i>99</i>

Branchement de température par infrarouge (MLX90614) avec Raspberry Pico Wifi	100
Branchement et mise en marche Écran ST7789 avec Raspberry Pico Wifi	100
<i>III .5 .3. Paramètres de l'appareil</i>	<i>102</i>
<i>III .5 .4. Lecture et envoi des données des capteurs</i>	<i>104</i>
III .5 .4. 1.Mesure de la température	105
III .5 .4. .2 Mesure du taux d'oxygène et du rythme cardiaque	106
III .5.4. .3Électrocardiogramme (ECG).....	107
<i>III .6. Montage Final.....</i>	<i>108</i>
<i>III .7. Assemblage du prototype</i>	<i>109</i>
<i>III .8.Conclusion.....</i>	<i>112</i>
<i>Conclusion générale.....</i>	<i>113</i>



Introduction générale

Introduction générale

Dans le contexte des évolutions rapides que connaît notre monde contemporain sur les plans sanitaire et social, le besoin de moyens modernes et efficaces pour surveiller en continu et avec précision l'état de santé des individus est devenu primordial. Avec l'augmentation constante des maladies chroniques, en particulier les maladies cardiovasculaires qui représentent l'une des principales causes de mortalité mondiale, il est devenu indispensable de développer des systèmes intelligents et portables permettant de suivre les indicateurs vitaux essentiels. Cela contribue à améliorer la qualité des soins médicaux et à accroître les chances d'intervention précoce afin de prévenir les complications graves.

La surveillance des paramètres tels que l'électrocardiogramme (ECG), la fréquence cardiaque (FC), la saturation en oxygène du sang (SpO_2) et la température corporelle joue un rôle clé dans la détection précoce des dégradations de l'état de santé, en particulier chez les patients souffrant de maladies cardiaques chroniques ou nécessitant un suivi médical régulier. Partant de cette réalité, notre projet vise à concevoir et développer un dispositif intelligent et portable capable de mesurer ces indicateurs vitaux en temps réel, offrant ainsi une surveillance continue et accessible aux patients à domicile ou en mobilité.

Ce système a été conçu pour allier facilité d'utilisation, précision et portabilité, en intégrant des composants électroniques modernes tels que des capteurs spécialisés et un microcontrôleur pour la collecte et l'analyse instantanée des données, avec la possibilité de transmission à une plateforme de surveillance ou à une application mobile. Ceci permet à l'utilisateur de suivre son état de santé de manière autonome et de prendre les mesures préventives adéquates au moment opportun.

À travers ce travail, nous aspirons à proposer une solution technique intégrée contribuant à l'amélioration des soins de santé intelligents, en offrant aux patients un meilleur contrôle de leur santé, et en fournissant aux professionnels de santé des outils efficaces pour la surveillance continue des indicateurs vitaux.

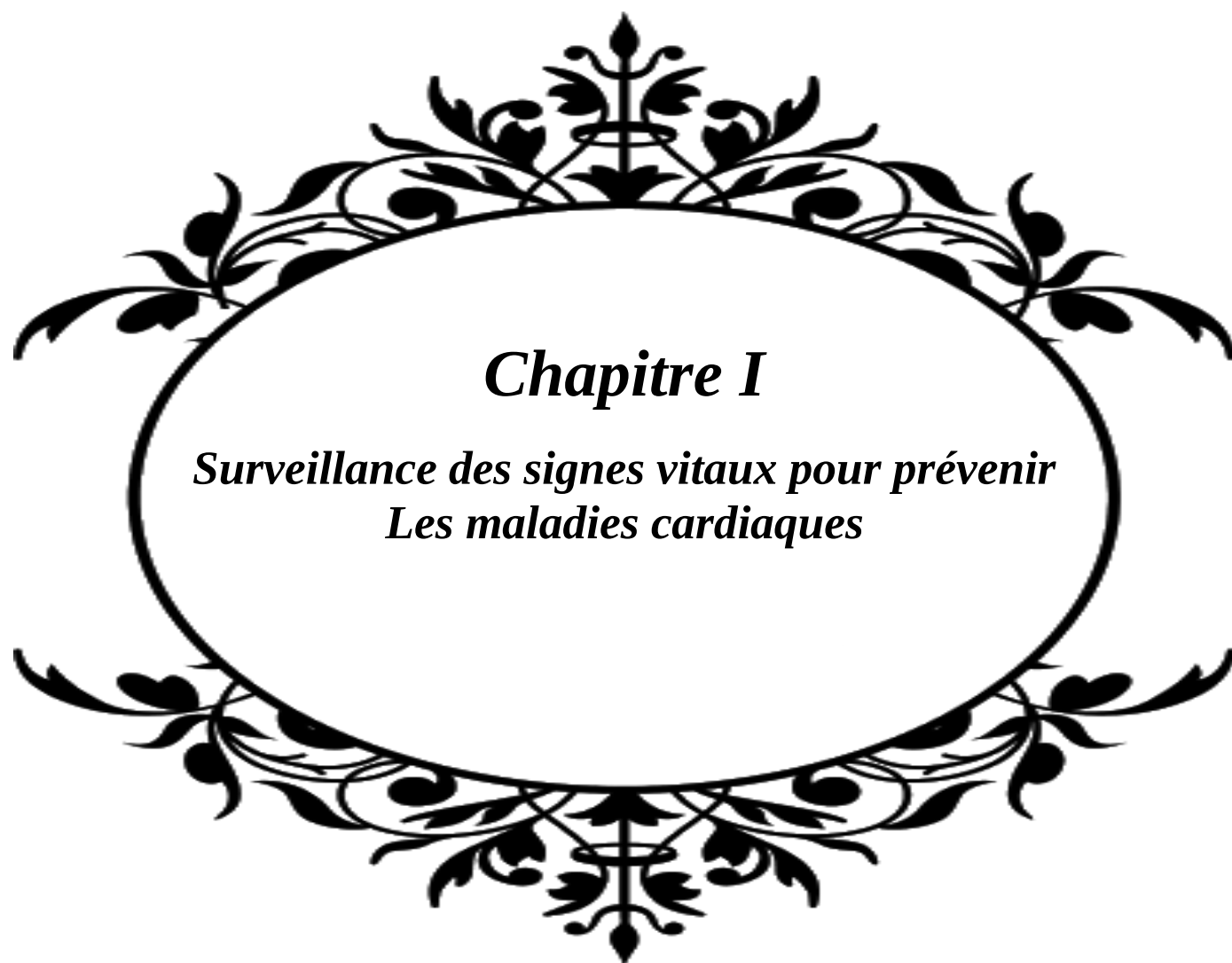
Cette mémoire est structurée autour de trois axes principaux :

Le premier chapitre est consacré à l'étude théorique et médicale des maladies cardiovasculaires, en mettant l'accent sur l'importance de la surveillance des indicateurs vitaux pour la prévention et le diagnostic précoce.

Introduction générale

Le deuxième chapitre aborde la conception du système intelligent à travers l'étude des composants matériels (capteurs, microcontrôleur) et des logiciels utilisés, en mettant en lumière leur interaction pour atteindre les objectifs fixés.

Enfin, le troisième chapitre présente l'aspect pratique du projet, avec les étapes de mise en œuvre du système, les tests effectués, ainsi que l'analyse des résultats obtenus.



Chapitre I

*Surveillance des signes vitaux pour prévenir
Les maladies cardiaques*

I.1. Introduction

La préservation de la santé constitue aujourd'hui une priorité majeure des soins de santé, surtout face à l'augmentation continue des maladies cardiovasculaires, qui représentent l'une des principales causes de mortalité dans le monde. Car Le cœur joue un rôle essentiel dans la vie humaine, étant l'organe responsable de pomper le sang riche en oxygène et en nutriments vers toutes les parties du corps.

Il est désormais indispensable de s'appuyer sur une surveillance précise des signes vitaux comme moyen de dépistage précoce et de suivi des maladies cardiaques. Parmi ces signes : l'électrocardiogramme (ECG), la fréquence cardiaque, le taux de saturation en oxygène dans le sang (SpO₂), et la température corporelle. Chacun de ces indicateurs fournit des informations médicales précieuses sur le fonctionnement du cœur et de l'organisme en général, et peut jouer un rôle crucial dans la prise de décision médicale au bon moment.

Ce chapitre vise à mettre en lumière les aspects physiologiques du cœur, ainsi que sa relation avec la température corporelle et le taux d'oxygène dans le sang. Il présente également les maladies cardiaques les plus courantes et les méthodes de mesure des signes vitaux qui leur sont liés.

L'objectif est de souligner l'importance du suivi continu de ces indicateurs pour améliorer la qualité des soins et réduire les complications liées aux maladies cardiovasculaires.

I.2. Contexte générale des soins de santé et maladies cardiovasculaires

I.2.1. Rôle des soins de santé dans la prévention précoce

Les soins de santé constituent un pilier fondamental dans la détection précoce des pathologies et la mise en œuvre de mesures préventives efficaces. Un système de santé organisé de manière optimale permet de repérer les facteurs de risque avant même l'apparition des premiers signes cliniques, ce qui favorise une prise en charge rapide et améliore significativement la qualité de vie des patients. À travers des actions telles que la vaccination, les contrôles médicaux réguliers ou encore la sensibilisation à la santé, la prévention joue un rôle déterminant dans la réduction de la fréquence des maladies chroniques et allège la charge pesant sur les établissements hospitaliers [1].

I.2.2. Prévalence croissante des maladies cardiaques et impact sanitaire

Les maladies cardiovasculaires constituent à ce jour la première cause de décès à l'échelle mondiale, avec environ **17,9** millions de morts chaque année, d'après les données de l'Organisation mondiale de la Santé. Cette augmentation alarmante s'explique par la présence de nombreux facteurs de risque, notamment la sédentarité, le tabagisme, les déséquilibres alimentaires et le stress chronique. Au-delà de leurs conséquences cliniques, ces affections engendrent également une charge économique considérable pour les systèmes de santé, en raison des dépenses associées aux traitements de longue durée et à la diminution de la productivité des personnes atteintes [2].

I.2.3. Surveillance des signes vitaux pour le diagnostic et le suivi

Le suivi des signes vitaux joue un rôle fondamental dans le triage et la gestion efficace des patients. Parmi les paramètres clés permettant d'évaluer l'état clinique figurent la fréquence Cardiaque, la respiration, la température corporelle, ainsi que le taux de saturation en oxygène dans le sang. L'intégration des systèmes de télémédecine en ligne s'avère particulièrement avantageuse, car elle permet d'accélérer les interventions médicales tout en améliorant leur efficacité [3].

I.3. Anatomie et Fonctions Physiologiques du Cœur

I.3.1 Anatomies de cœur

Le cœur est un organe musculaire creux et contractile, responsable de la circulation sanguine dans tout l'organisme. Il est constitué de deux moitiés indépendantes – droite et gauche – séparées, chacune remplissant une fonction spécifique. La partie droite contient du sang pauvre en oxygène et le dirige vers les poumons via la circulation pulmonaire, tandis que la partie gauche, chargée en oxygène, l'envoie vers l'ensemble des tissus corporels. Chaque moitié est composée d'une oreillette et d'un ventricule, reliés entre eux par des valves auriculo-ventriculaires qui, en condition normale, permettent au sang de circuler uniquement de l'oreillette vers le ventricule. On retrouve également des valves de sortie, notamment la valve pulmonaire entre le ventricule droit et l'artère pulmonaire, et la valve aortique entre le ventricule gauche et l'aorte. Ces structures valvulaires sont situées à l'entrée respective de l'aorte et de l'artère pulmonaire. Les parois cardiaques, quant à elles, sont constituées du myocarde, un tissu musculaire spécifique formé de cellules contractiles appelées cardiomyocytes [4][5].

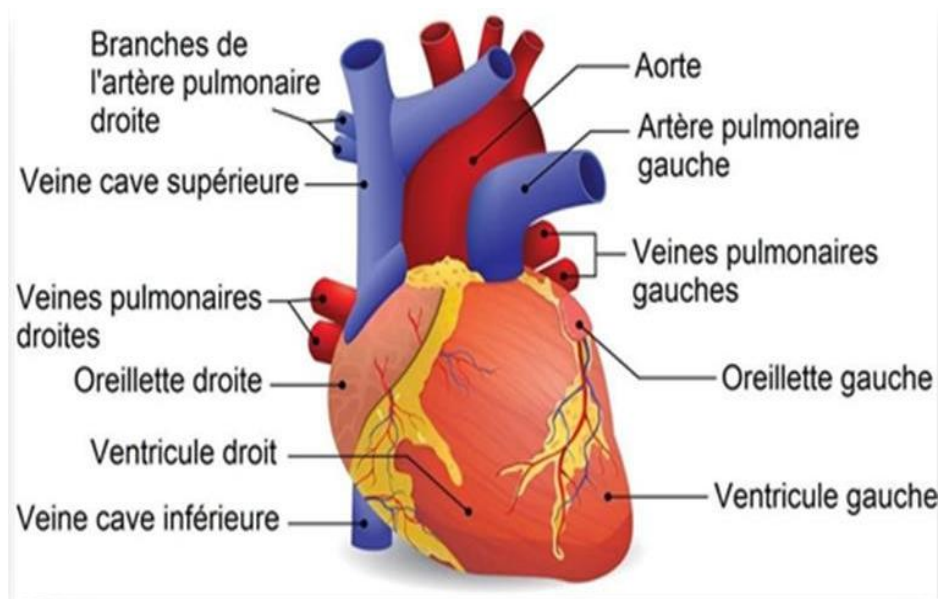


Figure I. 1 : Anatomie du cœur [6].

I.3.2. Circulation sanguine : la petite circulation (pulmonaire) et la grande circulation (systémique)

I .3.2.1. La circulation pulmonaire

La circulation pulmonaire, également appelée petite circulation, implique l'oreillette droite et le ventricule droit, formant ce que l'on appelle le cœur droit. Sa fonction principale est d'acheminer le sang appauvri en oxygène vers les poumons, où il se libère du dioxyde de carbone (CO_2) et se recharge en oxygène. Une fois ré oxygéné, le sang est renvoyé vers le cœur par les veines pulmonaires, pour atteindre l'oreillette gauche [6] [7].

I .3.2.2. La circulation systémique

La circulation systémique, également appelée grande circulation, implique le côté gauche du cœur, composé de l'oreillette gauche et du ventricule gauche [7]. Elle a pour rôle principal d'assurer l'acheminement du sang oxygéné vers l'ensemble des tissus du corps ainsi que vers les organes vitaux tels que le cerveau, les reins, le foie, etc...

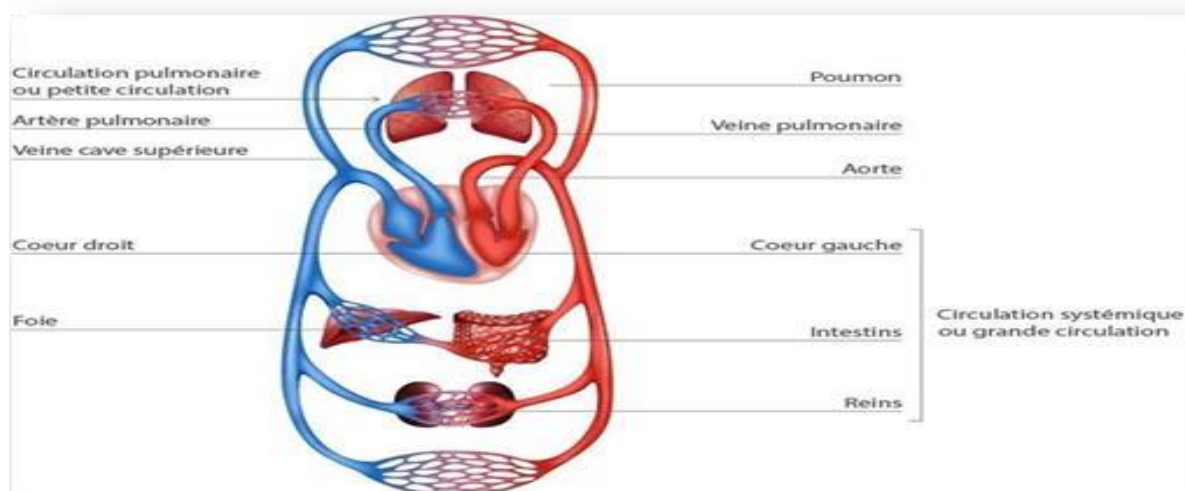


Figure I. 2 : Circulation Systémique et Pulmonaire [8].

I.3.3. Activité électrique du cœur : fonctionnement du cœur en tant que pompe et propagation des signaux électriques cardiaques

I .3.3.1. Fonction électrique du cœur

Le fonctionnement du cœur est automatique. Comme pour tous les muscles du corps, la contraction du myocarde est provoquée par la propagation d'une impulsion électrique le long des fibres musculaires cardiaques, induite par la dépolarisation des cellules musculaires. Elle prend naissance dans la partie haute de l'oreillette droite, dans la région dite "nœud sinusal SA" (a), puis se propage dans les oreillettes (b), entraînant leur contraction (systole auriculaire).

Oreillettes et les ventricules. Une courte pause est alors introduite (c), juste avant la propagation dans les fibres constituant le faisceau de His. Au passage de l'impulsion électrique (d), les ventricules se contractent à leur tour (systole ventriculaire) (e).

Après la diastole (décontraction du muscle), les cellules se repolarisent (f) (Figure I-3). Ainsi, le cycle du battement cardiaque est terminé et le cœur est prêt pour un nouveau battement [9] .

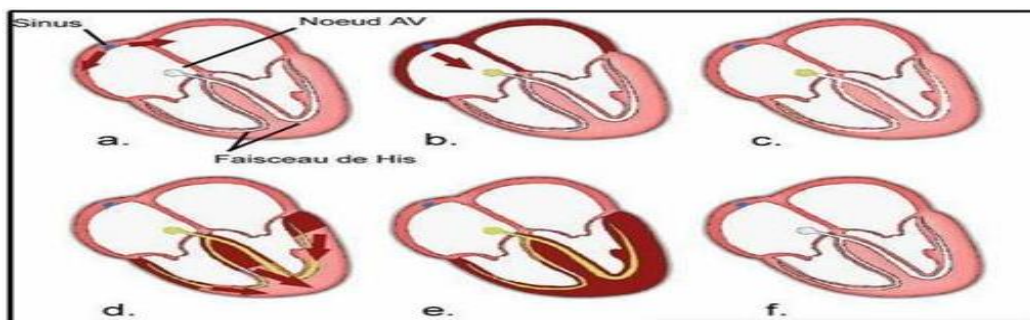


Figure I. 3 : Propagation de l'impulsion dans le cœur [9].

I .4. Les Maladies Cardiaques les Plus Courantes

I .4.1. Maladies coronariennes : angine de poitrine et infarctus du myocarde

La forme la plus courante de maladie cardiovasculaire à travers le monde concerne les troubles de l'irrigation sanguine du muscle cardiaque. Une obstruction partielle d'une ou des artères coronaires peut entraîner une diminution de l'apport en oxygène (ischémie), provoquant des symptômes tels que l'angine de poitrine, c'est-à-dire une douleur au niveau du thorax. En revanche, lorsqu'une artère est complètement bouchée, cela peut causer une nécrose du tissu cardiaque, connue sous le nom d'infarctus du myocarde, plus communément appelée crise cardiaque [10].

I .4.2. Insuffisance cardiaque : causes, symptômes et évaluation clinique

L'insuffisance cardiaque se définit comme l'incapacité du muscle cardiaque à assurer efficacement sa fonction de pompage du sang dans l'organisme. Elle survient lorsque le cœur perd une partie de sa force musculaire et de sa capacité de contraction, ce qui l'empêche de faire circuler suffisamment de sang pour répondre aux besoins en oxygène et en nutriments essentiels des organes. Cette condition peut apparaître à la suite d'un infarctus du myocarde, d'une angine de poitrine ou encore d'une hypertension artérielle (**HTA**), et sa fréquence augmente avec l'âge. Les premiers signes se manifestent généralement à l'effort, puis même au repos. Dans un premier temps, le cœur tente de compenser sa faiblesse en augmentant la fréquence de ses battements, puis il se dilate, augmentant ainsi de volume. Mais cette surcharge de travail finit par aggraver l'insuffisance cardiaque [11].

I .4.3. Troubles du rythme cardiaque : tachycardie et bradycardie

Les troubles du rythme cardiaque désignent des battements du cœur qui sont soit trop lents, trop rapides ou irréguliers. Ils peuvent avoir une origine fonctionnelle ou organique, et être bénins ou, au contraire, plus graves. Chez une personne en bonne santé, la fréquence cardiaque normale se situe entre **60 et 80** battements réguliers par minute. Il existe plusieurs types d'arythmies, tels que la tachycardie, la bradycardie, l'arythmie proprement dite ou encore les extrasystoles. L'évaluation de ces troubles varie selon leur localisation dans le cœur, qu'ils concernent les ventricules ou les oreillettes [10].

I .4.4. Les cardiomyopathies

La cardiomyopathie, ou myocardiopathie, regroupe un ensemble de pathologies qui touchent le myocarde, provoquant un dysfonctionnement de ce muscle vital pour le cœur. Ces troubles peuvent avoir deux origines : extrinsèques, lorsque l'affection provient d'une cause extérieure au muscle cardiaque, ou intrinsèques, lorsqu'ils sont dus à une atteinte directe et primaire du myocarde lui-même [10].

I .5. Les Signes Vitaux Liés au Cœur

I .5.1. Fréquence cardiaque

La fréquence cardiaque correspond au nombre de contractions des ventricules par unité de temps, et elle est mesurée en battements par minute (batt/min). En moyenne, elle est de **60 batt/min**. Elle augmente pendant l'inspiration et diminue durant l'expiration. La fréquence cardiaque au repos est celle mesurée après un repos complet en position allongée pendant environ **10** minutes. On considère qu'une fréquence cardiaque au repos supérieure à **80batt/min** est anormale et peut être signe d'une pathologie [9].

I .5.2. Les arythmies cardiaques

Les arythmies désignent des anomalies du rythme cardiaque. Certaines formes d'arythmies ne causent aucun problème de santé, mais elles peuvent entraîner des symptômes inconfortables tels que des vertiges ou des douleurs thoraciques. D'autres formes plus graves peuvent affecter l'apport sanguin, nécessitant ainsi une prise en charge médicale. Si l'arythmie entraîne une accélération du rythme cardiaque, on parle de tachycardie (**tachy = rapide**) ; si elle le ralentit, on parle de bradycardie (**Brady = lent**) [12].

I .5.3. Méthodes de mesure de la fréquence cardiaque

Le rythme cardiaque est défini comme le nombre moyen de contractions du muscle cardiaque par minute, et il est mesuré en battements par minute (**BPM**). Selon les pathologies à détecter, il peut être nécessaire de surveiller l'évolution du rythme cardiaque sur des périodes longues, ce qui peut durer plusieurs jours ou semaines. En fonction de la précision requise et du temps de surveillance nécessaire, différents systèmes existent pour mesurer le rythme cardiaque. Dans le domaine médical, il existe trois méthodes principales pour effectuer cette mesure [13] :

- La méthode hémodynamique.
- L'électrocardiographie(EGC).
- La photo pléthysmographie(PPG).

I .5.3.1 Électrocardiogramme (ECG)

I .5.3.1. a. Définition de l'ECG et son rôle dans le diagnostic

L'électrocardiogramme (**ECG**) est un examen médical permettant d'enregistrer l'activité électrique du cœur sous forme de tracé graphique, appelé électrocardiogramme. Pour réaliser un **ECG**, des électrodes sont placées sur la peau du patient pour capter les variations du potentiel électrique générées par les contractions et les relaxations du cœur. Ces signaux sont ensuite envoyés à un appareil d'électrocardiographie, qui les affiche sous forme graphique [14].

L'ECG est constitué de plusieurs ondes représentant les différentes phases du cycle cardiaque. La première onde, désignée par la lettre « **P** », reflète la dépolarisation des oreillettes. L'influx électrique met un certain temps à se propager de la dépolarisation auriculaire jusqu'au nœud auriculo-ventriculaire, créant ainsi l'intervalle « **PR** » sur le tracé. L'influx poursuit sa course vers le faisceau de His, provoquant la contraction des ventricules, symbolisée par le complexe « **QRS** ». L'intervalle « **ST** » représente une période transitoire où aucun influx électrique ne circule au niveau des myocytes. Ce segment est essentiel pour l'exploration d'une ischémie ou d'un infarctus du myocarde [14].

L'occlusion d'une artère coronaire peut entraîner une déviation du segment **ST** par rapport à la ligne de base sur l'ECG, ce qui peut indiquer une atteinte cardiaque précoce. La dernière onde du cycle cardiaque est l'onde « **T** », qui représente la repolarisation des ventricules.

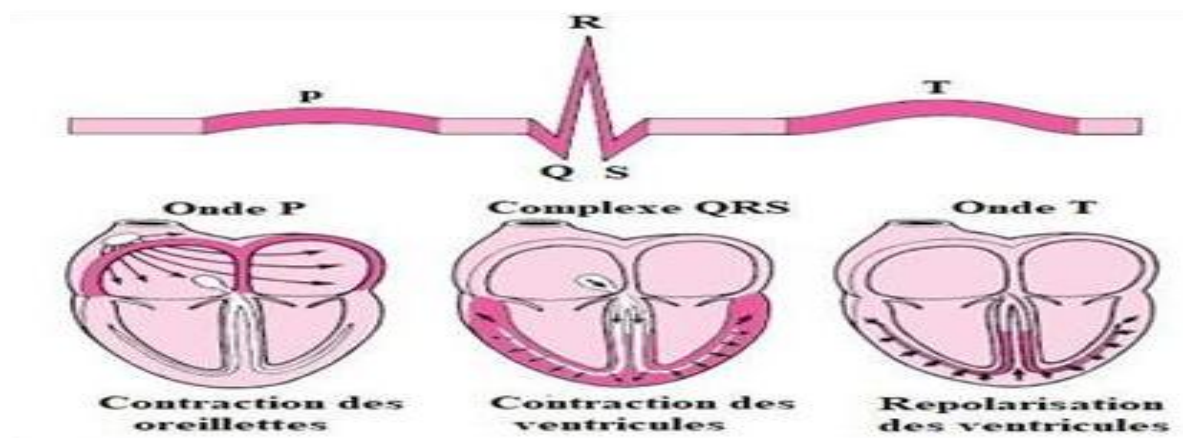


Figure I. 4 : Electrocardiogramme (ECG) pendant un cycle cardiaque [28].

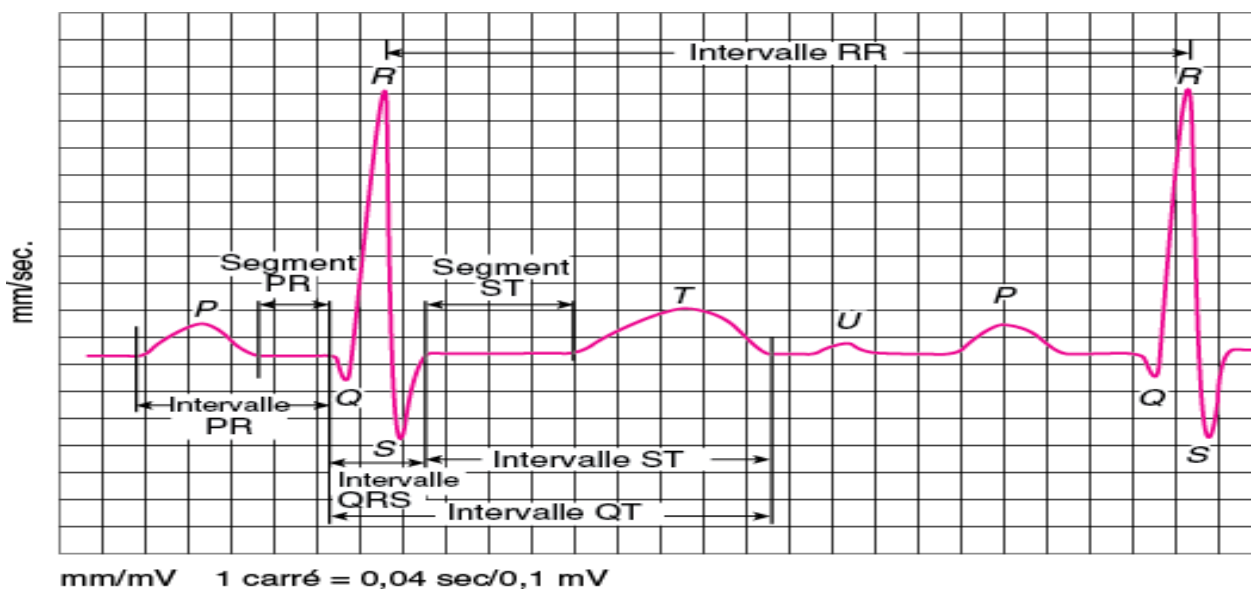


Figure I. 5 : Courbe ECG [15].

I .5.3.1. b. Interprétation des ondes principales : P, QRS, T

L'onde P : représente la dépolarisation des oreillettes. Elle présente une polarité positive ou négative et sa durée moyenne est d'environ 90 ms. Son observation peut être difficile, surtout en présence de bruits ou d'interférences. Il est important de noter que la repolarisation auriculaire n'est pas visible sur l'ECG, car elle coïncide avec le complexe QRS, qui a une amplitude plus grande [16].

- **Le complexe QRS :** correspond à la dépolarisation des ventricules, précédant la contraction mécanique du cœur, et il possède l'amplitude la plus importante de l'ECG. Ce complexe est constitué de trois ondes successives : l'onde Q, qui est négative, l'onde R, qui est positive dans un ECG normal, et l'onde S, qui est négative. Sa durée normale varie entre 85 et 95 ms [16].

L'onde T : Représente la repolarisation des ventricules. Elle peut être négative, positive ou biphasique, avec une amplitude généralement plus faible que celle du complexe QRS. Bien que la dépolarisation et la repolarisation des ventricules soient des phénomènes opposés, l'onde T présente généralement la même polarité que l'onde R, ce qui indique que ces deux processus ne sont pas symétriques. L'ECG inclut également plusieurs intervalles [16], comme illustré dans la Figure I-6.

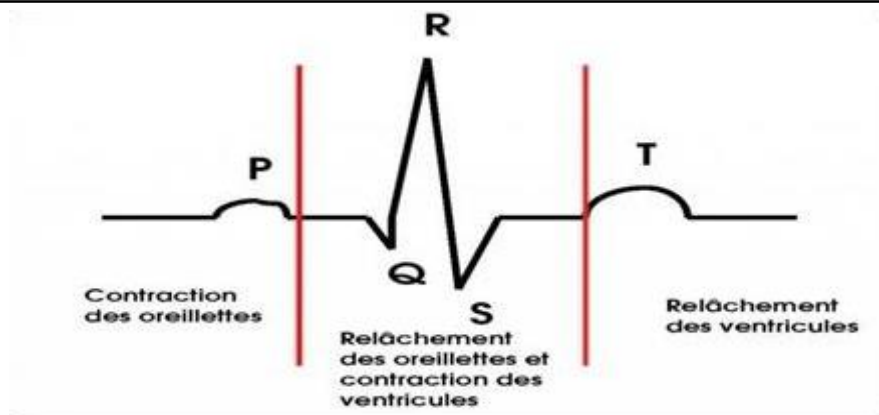


Figure I. 6 : Nomenclature standard de L'ECG [6].

I .5.3.1. c. Rôle de l'électrocardiogramme

L'électrocardiogramme (**ECG**) est un outil essentiel pour comprendre le fonctionnement du cœur. Il fournit des informations cruciales sur divers aspects cardiaques. Tout d'abord, il permet de mesurer le rythme cardiaque en évaluant la fréquence et la régularité des battements du cœur. L'ECG peut également détecter des anomalies dans la conduction électrique, comme des blocs auriculo-ventriculaires ou des troubles du rythme. Il est aussi utilisé pour identifier des signes d'ischémie, qui traduisent un manque d'oxygène dans le muscle cardiaque, généralement causé par une obstruction des artères coronaires. Enfin, cet examen permet de diagnostiquer une hypertrophie ventriculaire, qu'elle soit gauche ou droite, c'est-à-dire une augmentation anormale de la taille des cavités cardiaques [17].

I .5.3.2. Le photo pléthysmographie(PPG)

La photo pléthysmographie (**PPG**) est une méthode optique non invasive qui permet de mesurer les variations du volume sanguin dans un tissu. Cette technique est utilisée pour estimer le rythme cardiaque en observant les changements dans l'information lumineuse transmise à travers la peau à l'aide d'un capteur photoélectrique. Ces variations sont liées aux changements dans le flux sanguin à travers les tissus micro vasculaires sous la peau. Elle repose sur le principe que le sang dans les vaisseaux présente différents niveaux d'absorption en fonction des longueurs d'onde de la lumière [18].

I .5.4. Saturation en oxygène dans le sang (SpO₂)

I .5.4.1. Définition et importance de la mesure de la SpO₂ dans le diagnostic de l'hypoxie :

La saturation en oxygène (**SpO₂**) est un paramètre essentiel pour évaluer la fonction respiratoire. Elle indique le pourcentage d'oxygène transporté par les globules rouges après leur passage dans les

Poumons. L'oxygène est ensuite distribué aux tissus et aux organes par l'hémoglobine, où il joue un rôle crucial dans la production d'énergie. Un apport insuffisant en oxygène peut altérer le fonctionnement cellulaire et provoquer divers problèmes de santé. Par ailleurs, l'oxygène contribue à l'élimination des déchets métaboliques, en se combinant avec ceux-ci pour former de l'eau et du dioxyde de carbone, qui sont ensuite expulsés par l'organisme [19].

Tableau- I. 1: Normes de saturation en oxygène [6].

Oxygen Saturation Levels	
Severity	% Saturation
None/Minimal	> 96%
Mild	90% - 95%
Moderate	80% - 89%
Severe	< 80%

I .5.4.2. Méthode de mesure de la saturation en oxygène

Il existe deux méthodes principales pour mesurer la saturation en oxygène : l'une invasive et l'autre non invasive.

Méthode invasive : appelée saturation artérielle en oxygène, elle nécessite un prélèvement sanguin directement à partir d'une artère.

Méthode non invasive : reposant sur l'oxymétrie de pouls, elle utilise un petit appareil fixé au bout du doigt pour mesurer la saturation en oxygène sans nécessiter de prélèvement sanguin.

❖ L'oxymétrie de pouls

L'oxymètre de pouls, également appelé saturomètre, est une technique non invasive qui permet d'évaluer la saturation en oxygène du sang. Il fonctionne grâce à un capteur placé sur le doigt, un orteil, ou parfois sur le lobe de l'oreille. Ce capteur mesure la différence de couleur entre le sang oxygéné et non oxygéné pour calculer le taux de saturation. Cette méthode est

Couramment utilisée pour surveiller les patients souffrant de troubles respiratoires [20].



Figure I. 7 : Oxymètre de pouls [21].

I .5.4.3. Effets de l'hypoxie sur le cœur les organes vitaux

L'hypoxie désigne une diminution de l'apport en oxygène aux tissus. Elle peut avoir des effets graves, voire mortels, sur les organes vitaux tels que le cœur, le cerveau, les reins et le foie. Le cœur, particulièrement sensible à l'oxygénation, réagit à l'hypoxie par une tachycardie réflexe, visant à compenser le déficit en oxygène par une augmentation du débit sanguin. Cependant, une hypoxie prolongée peut provoquer une ischémie myocardique, des troubles du rythme cardiaque, voire un arrêt cardiaque [22].

Le cerveau est également très vulnérable à l'hypoxie : quelques minutes de privation d'oxygène peuvent entraîner des dommages neurologiques irréversibles. Les reins voient leur fonction de filtration altérée, ce qui peut mener à une insuffisance rénale aiguë. Enfin, le foie peut subir une nécrose hépatique, perturbant ainsi ses fonctions métaboliques essentielles [22].

I .5.5. Température corporelle

I .5.5.1. Température normale et son rôle dans le diagnostic

Le corps humain est un organisme homéotherme, ce qui signifie que sa température reste relativement stable, malgré les variations de l'environnement extérieur. On considère généralement que la température corporelle normale est de **37,0°C**. Toutefois, cette valeur peut varier selon l'endroit du corps où la mesure est prise, le moment de la journée, et le niveau d'activité physique de la personne. De manière générale, une température corporelle normale se situe entre **36,1°C** et **37,8°C** [23].

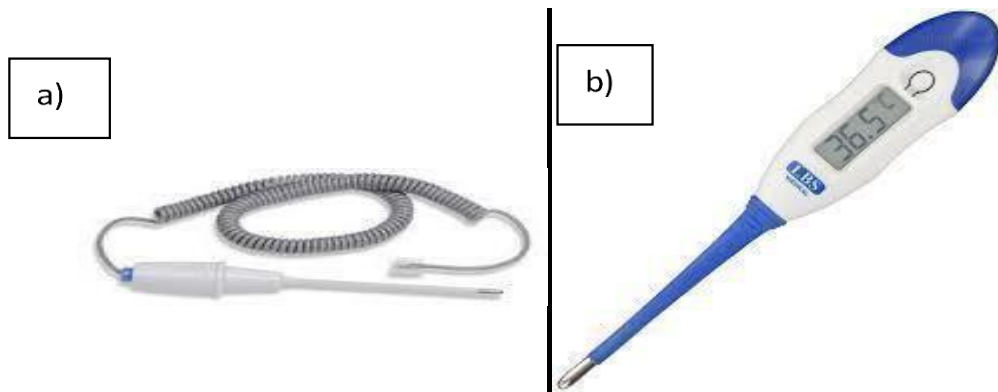


Figure I. 8 : a) Sonde de température, b) Thermomètre [24].

I .5.5.2. Lien entre température corporelle maladies cardiaques

Au cours des **20** dernières années, la prise en charge des patients en arrêt cardiaque suite à une hypothermie accidentelle a considérablement évolué, notamment grâce à la standardisation des pratiques et des techniques de réchauffement [25]. L'arrêt cardiaque par fibrillation ventriculaire est une complication fréquente de l'hypothermie accidentelle, pouvant survenir lorsque la température corporelle chute en dessous de **32°C** et devenant quasi systématique lorsque la température descend sous les **28°C** [26].

Ce qui rend cette pathologie particulière, c'est la relative tolérance du cerveau à l'arrêt circulatoire en état d'hypothermie. En effet, cela modifie considérablement les durées acceptables de "no-flow" et de "low-flow" chez ces patients par rapport à ceux en normo thermie. Par exemple, à une température de **18°C**, le cerveau peut tolérer un arrêt circulatoire dont la durée est **10** fois plus longue que celle observée à **37°C** [25].

I .6. Importance de la Surveillance Médicale Continue

I .6.1. Impact des maladies cardiovasculaires sur la santé publique

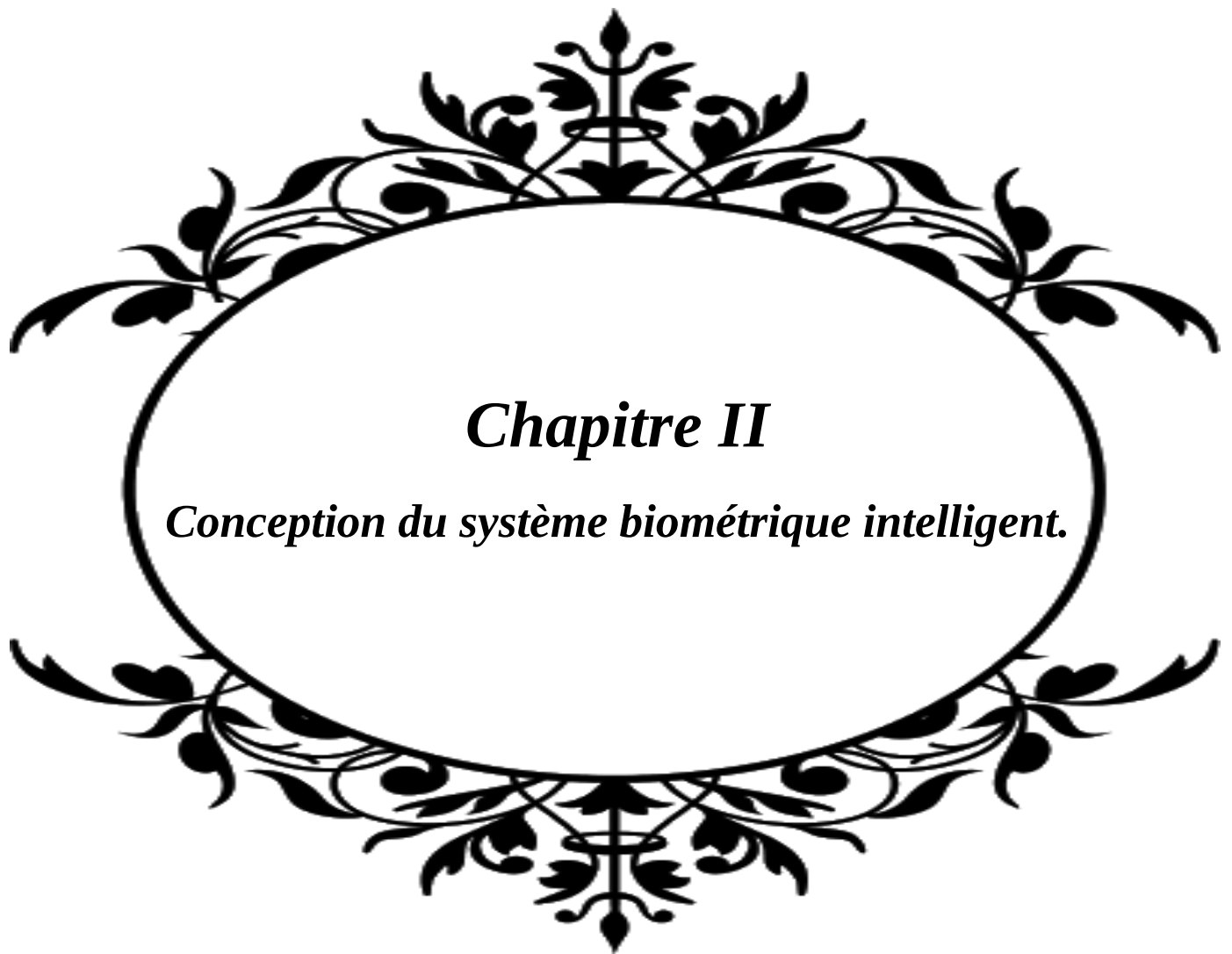
Les maladies cardiovasculaires sont actuellement la principale cause de mortalité dans le monde, avec près de **17,9** millions de décès chaque année, selon l'Organisation mondiale de la Santé. Cette augmentation est due à de nombreux facteurs de risque, tels que le mode de vie sédentaire, le tabagisme, une alimentation déséquilibrée et le stress chronique. En plus de leurs conséquences médicales, ces maladies représentent un fardeau économique considérable pour les systèmes de santé, en raison des coûts associés aux soins à long terme et à la perte de productivité des patients [27].

I.6.2. Suivi intelligent des signes vitaux et prévention des complications

La surveillance des signes vitaux est essentielle pour le suivi médical quotidien, en particulier chez les personnes à risque de maladies cardiovasculaires. La fréquence cardiaque fournit des indications précieuses sur l'activité du cœur, permettant de détecter rapidement des anomalies telles que les arythmies. La saturation en oxygène du sang (**SpO₂**) reflète l'efficacité de la respiration et peut mettre en évidence des troubles respiratoires avant même l'apparition de symptômes visibles. Quant à la température corporelle, elle constitue un indicateur fiable pour repérer des infections ou des réactions inflammatoires. L'intégration des technologies portables et des capteurs intelligents permet désormais un suivi en temps réel, facilitant ainsi la détection précoce des anomalies et permettant une prise en charge rapide [28].

I.7. Conclusion

À la fin de ce chapitre, il apparaît clairement que la compréhension des informations médicales liées aux fonctions cardiaques et aux signes vitaux — tels que la fréquence cardiaque, la saturation en oxygène et la température corporelle — est essentielle pour le suivi de la santé humaine et la détection précoce de pathologies. Ces indicateurs ne sont pas de simples données cliniques : ce sont de véritables signaux d'alerte permettant d'évaluer le bon fonctionnement de l'organisme. Prendre conscience de leur lien étroit avec le système cardiovasculaire constitue une base solide pour le développement de solutions intelligentes de surveillance. C'est dans cette perspective que s'inscrit le chapitre suivant, en abordant la conception et le développement d'un système intelligent capable de surveiller ces paramètres vitaux en temps réel, avec pour objectif principal la détection précoce des maladies cardiovasculaires et l'amélioration de la prise en charge médicale.



Chapitre II

Conception du système biométrique intelligent.

II.1. Introduction

L'importance de la surveillance continue de l'état de santé ne cesse de croître, en particulier dans le domaine de la prévention des maladies cardiovasculaires, en raison de leur large diffusion et de leurs effets potentiellement graves [29].

Ce chapitre présente la conception d'un système intelligent destiné à surveiller plusieurs indicateurs biométriques essentiels, tels que :

- L'électrocardiogramme (**ECG**),
- La fréquence cardiaque,
- Le taux d'oxygène dans le sang (**SpO₂**),
- Ainsi que la température corporelle.

Le système proposé repose sur l'utilisation conjointe des technologies de l'Internet des objets (**IoT**) et de l'intelligence artificielle (**IA**) [30] [31]. Il s'appuie sur le microcontrôleur **Raspberry Pi Pico** pour la collecte continue des données biométriques, leur traitement via des algorithmes d'**IA**, ainsi que leur transmission par **Wi-Fi** vers un environnement cloud.

Les données sont stockées et analysées sur la plateforme **Firebase**, permettant ainsi aux professionnels de santé et aux patients d'accéder à des informations précises et actualisées pour une prise de décision éclairée [29] [32].

L'intégration des technologies **IoT** et de l'intelligence artificielle améliore considérablement la précision des prédictions médicales, facilite une surveillance personnalisée et contribue à l'amélioration de la qualité des soins, tout en soutenant les professionnels de santé dans leurs décisions cliniques [30] [31].

II.2. Composants électroniques et interface

II.2.1 Raspberry Pi

Le Raspberry Pi est un micro-ordinateur compact, peu coûteux et polyvalent, doté de broches GPIO pour l'intégration facile de capteurs et d'actionneurs. Il supporte plusieurs systèmes d'exploitation et s'utilise dans divers projets, de la domotique à l'industrie [33].

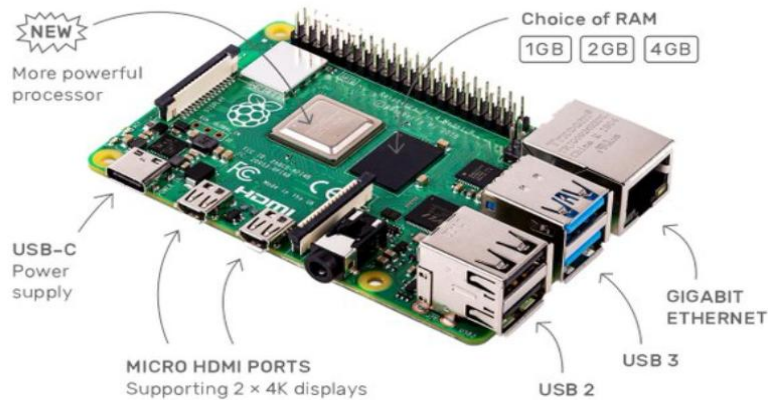


Figure II. 1 : Brochage de Raspberry Pi [33].

II.2.1.1 Composants principaux du Raspberry Pi

Le "Raspberry Pi" est un micro-ordinateur compact qui intègre des composants essentiels similaires à ceux d'un ordinateur traditionnel, mais conçus sur une seule carte. Voici quelques-uns de ses "composants principaux" :

◆ 1- Processeur (CPU)

C'est le cerveau qui pilote tous les composants du Raspberry Pi. Il exécute les opérations arithmétiques et logiques, ainsi que la gestion du système d'exploitation. Le processeur utilisé est généralement de type **ARM**.



Figure II. 2 : Circuit intégré système (System on Chip – SoC) [34].

◆ 2- Mémoire vive (RAM)

Sa capacité varie selon le modèle, allant généralement de 512 Mo à 8 Go.



Figure II. 3 : La mémoire vive (RAM) du Raspberry Pi [34].

◆ **3- Ports USB:** Pour connecter des périphériques tels qu'un clavier, une souris ou une clé USB.



Figure II. 4 : Les ports USB du Raspberry Pi [34].

◆ 4- Ports vidéo (HDMI)

Comme le port HDMI, qui est utilisé pour connecter le Raspberry Pi à des écrans tels que des téléviseurs intelligents. En l'absence de port HDMI sur l'écran, un adaptateur **HDMI vers VGA** peut être utilisé pour relier le Raspberry Pi à des écrans plus anciens.

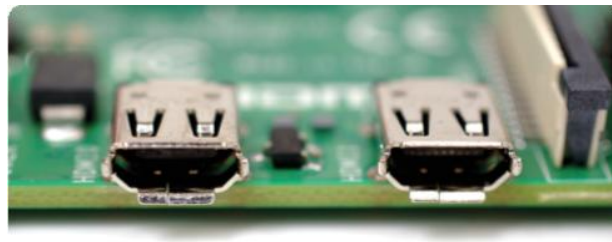


Figure II. 5 : Ports HDMI du Raspberry Pi [34].

◆ 5- Fente pour carte microSD

Située sur la face inférieure de la carte, elle est utilisée pour stocker le système d'exploitation et les données. Elle joue, pour le Raspberry Pi, le même rôle qu'un disque dur dans un ordinateur.



Figure II. 6: Support pour carte mémoire microSD [34].

◆ 6- Ports GPIO (General Purpose Input/Output → Entrées/Sorties Générales)

Pour connecter divers composants électroniques tels que des capteurs et des moteurs.



Figure II. 7 : Connecteur GPIO [35].

◆ 7- Ports Ethernet et Wi-Fi

Utilisés pour la connexion à Internet [36], soit via le Wi-Fi, soit par le port RJ45 pour une connexion filaire ou à des réseaux locaux.



Figure II. 8 : Port Ethernet du Raspberry Pi [36].

◆8- Port CSI

Utilisé pour connecter des caméras dédiées au Raspberry Pi. Il nécessite un câble nappe (Ribbon Cable).



Figure II. 9 : L'entrée de la caméra CSI [37] [38].

◆9- Port DSI

Utilisé pour connecter des écrans compatibles avec la technologie DSI Ribbon dédiée au Raspberry Pi [39].



Figure II. 10 : Portail DSI Display et Écran tactile pour Raspberry Pi [39].

◆ 10- Port audio 3,5 mm

Utilisé pour connecter des écouteurs ou des haut-parleurs, mais il ne peut pas être utilisé comme entrée pour un microphone. Il est possible d'utiliser des microphones USB compatibles avec le système d'exploitation.

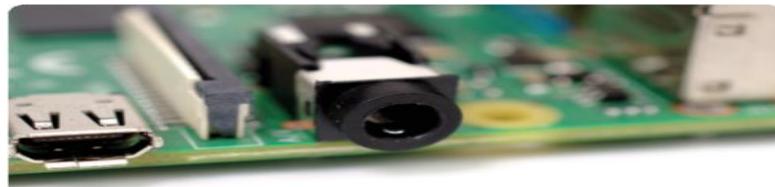


Figure II. 11 : Sortie audio-vidéo combinée (jack 3,5 mm) [39].

II.2.1.2.a Modèles de Raspberry Pi

Raspberry Pi a été développé en plusieurs versions, chaque modèle apportant des améliorations et des fonctionnalités plus avancées par rapport à son prédécesseur [40]. Parmi les différentes variantes de cet appareil, on trouve les suivantes : voir le tableau.

Tableau II. 1: Comparaison des modèles principaux de Raspberry Pi [40].

Nom	CPU	Fréquence	64 bits	RAM	Ports USB	Affichage	Réseau	Taille (mm)
Raspberry Pi 1 A	BCM2835	700 Mhz	✗	256 MB	1	HDMI	-	85 x 56 x 10
Raspberry Pi 1 A+	BCM2835	700 Mhz	✗	512 MB	1	HDMI	-	65 x 56 x 10
Raspberry Pi 2 B	BCM2836	4x 900 Mhz	✗	1 GB	4	HDMI	LAN	85 x 56 x 17
Raspberry Pi 3 A+	BCM2837	1.4 Ghz	✗	512 MB	1	HDMI	Wi-Fi	65 x 56 x 10
Raspberry Pi 3 B	BCM2837	4x 1.2 Ghz	✓	1 GB	4	HDMI	LAN, Wi-Fi, BT	85 x 56 x 17
Raspberry Pi 3 B+	BCM2837	4x 1.4 Ghz	✓	1 GB	4	HDMI	LAN, Wi-Fi, BT	85 x 56 x 17
Raspberry Pi 4 B	BCM2711	4x 1.5 Ghz	✓	1, 2, 4 or 8 GB	4 (2x USB 2.0, 2x USB 3.0)	2x Micro-HDMI	LAN, Wi-Fi, BT	85 x 56 x 17
Raspberry Pi 5	BCM2712	4x 2.4 Ghz	✓	4, 8 or 16 GB	4 (2x USB 2.0, 2x USB 3.0)	2x Micro-HDMI	LAN, Wi-Fi, BT	85 x 56 x 17
Raspberry Pi 1 B	BCM2835	700 Mhz	✗	512 MB	2	HDMI	LAN	85 x 56 x 17
Raspberry Pi 1 B+	BCM2835	700 Mhz	✗	512 MB	4	HDMI	LAN	85 x 56 x 17

Tableau II. 2 : Comparaison des modèles principaux de Raspberry Pi (Pico et Zero) [40].

Nom		CPU	Fréquence	64 bits	RAM	Ports USB	Ports HDMI	Réseau	Taille (mm)
Raspberry Pi Pico		RP2040	133 Mhz	✗	264 KB	1x Micro-USB	-	-	51 x 21 x 1
Raspberry Pi Pico W		RP2040	133 Mhz	✗	264 KB	1x Micro-USB	-	Wi-Fi, Bluetooth	51 x 21 x 1
Raspberry Pi Pico 2		RP2350	150 Mhz	✗	520 KB	1x Micro-USB	-	-	51 x 21 x 1
Raspberry Pi Pico 2 W		RP2350	150 Mhz	✗	520 KB	1x Micro-USB	-	Wi-Fi, Bluetooth	51 x 21 x 1
Raspberry Pi Zero W		BCM2835	1 Ghz	✗	512 MB	1x Micro-USB	1x Mini-HDMI	Wi-Fi, Bluetooth	65 x 30 x 5
Raspberry Pi Zero 2 W		BCM2710	4x 1 Ghz	✓	512 MB	1x Micro-USB	1x Mini-HDMI	Wi-Fi, Bluetooth	65 x 30 x 5
Raspberry Pi Zero		BCM2835	1 Ghz	✗	512 MB	1x Micro-USB	1x Mini-HDMI	-	65 x 30 x 5

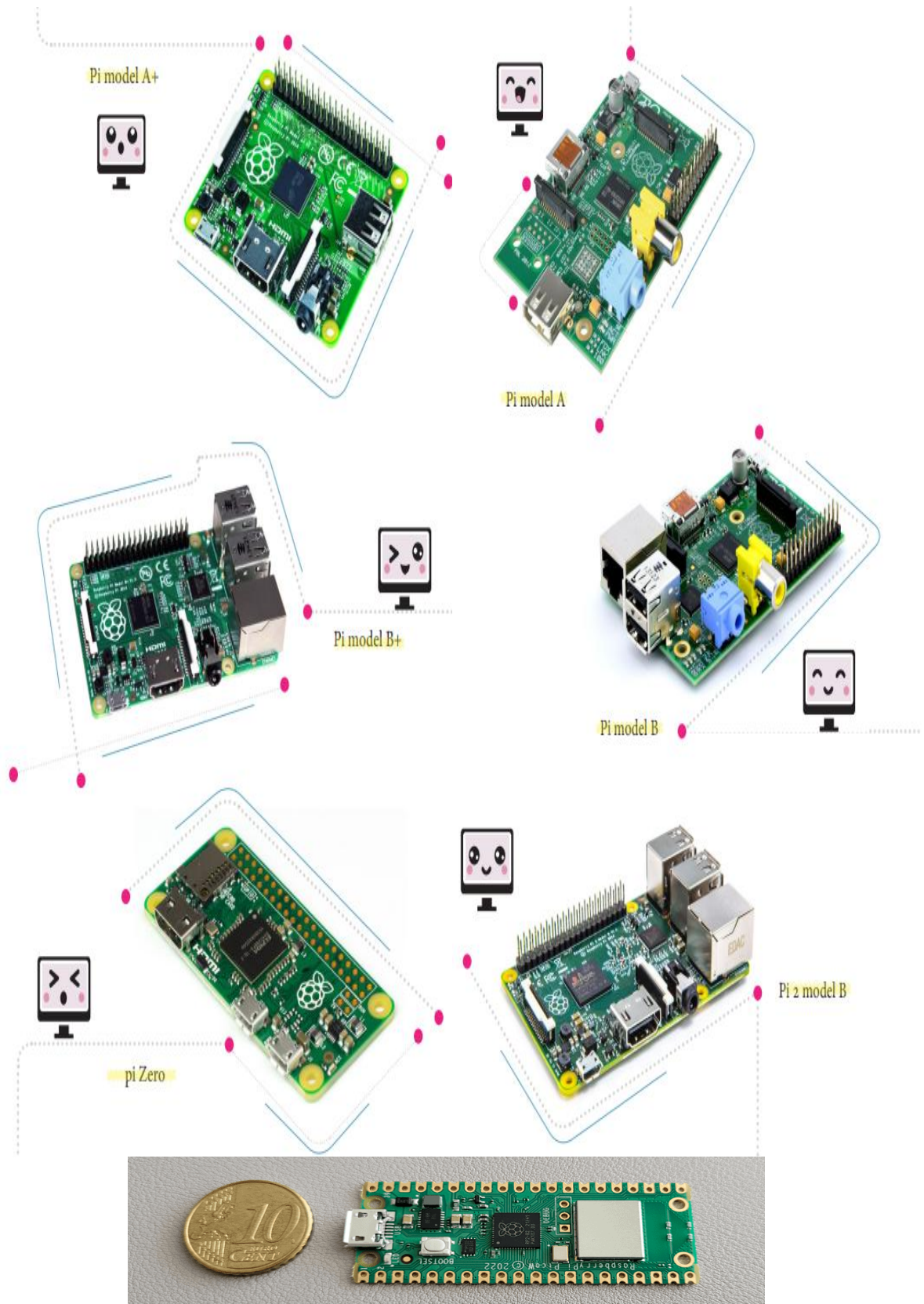


Figure II. 12: Modèles de Raspberry pi (A+, B+, Zéro, A, B) et Raspberry pi pico [41].

II.2.1.2.b Microcontrôleurs de la série Pico

Le 21 janvier 2021, la Fondation Raspberry Pi a lancé sa première carte microcontrôleur, comme illustré à la figure II .13, appelée Pico. Contrairement aux autres produits de la fondation, cette carte ne permet pas d'exécuter un système d'exploitation comme Linux [41]. Elle s'apparente davantage aux cartes Arduino, destinée à des tâches spécifiques dans des projets électroniques.

❖ Organisation de la série Raspberry Pi Pico

Les appareils de la série Pico sont organisés en familles, selon la génération du produit :

1/ Famille originale : Raspberry Pi Pico (ou Pico 1)

Cette première génération comprend les variantes suivantes :

- **Pico** : la version de base.
- **Pico H** : version avec des broches (headers) pré-soudées.
- **Pico W** : version avec connectivité Wi-Fi intégrée.
- **Pico WH** : version avec Wi-Fi et headers pré-soudés

2 / Deuxième génération : Raspberry Pi Pico 2

Cette génération plus récente inclut les variantes suivantes :

- **Pico 2** : seconde version de la carte de base.
- **Pico 2 W** : version avec Wi-Fi de la seconde génération [42].

Tableau II. 3: Évolution et comparaison des modèles Raspberry Pi Pico disponibles [43].

Nom du modèle	CPU	Fréquence	64 bits	BÉLIER	Ports USB	Ports d'affichage	Connectivité	Taille (mm)
Raspberry Pi Pico	Réf. 2040	133 Mhz	✗	264 Ko	1x micro-USB	-	-	51 x 21 x 1
Raspberry Pi Pico W	Réf. 2040	133 Mhz	✗	264 Ko	1x micro-USB	-	Wi-Fi, Bluetooth	51 x 21 x 1
Raspberry Pi Pico 2	Réf. RP2350	150 Mhz	✗	520 Ko	1x micro-USB	-	-	51 x 21 x 1
Raspberry Pi Pico 2 W	Réf. RP2350	150 Mhz	✗	520 Ko	1x micro-USB	-	Wi-Fi, Bluetooth	51 x 21 x 1

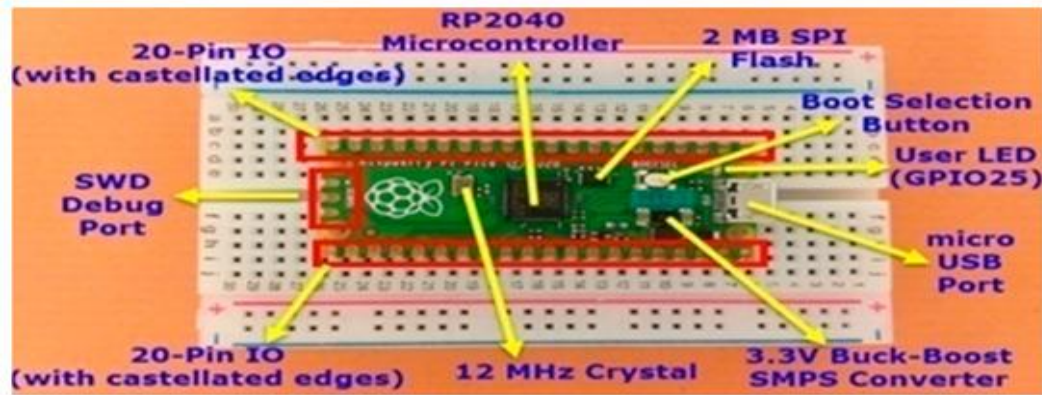


Figure II. 13: Disposition de la carte du contrôleur Raspberry Pi Pico [43].

II.2.1.3 À propos des appareils de la série Pico W

Les séries Pico W sont des cartes microcontrôleurs basées sur le microcontrôleur de la série RP de Raspberry Pi [44].

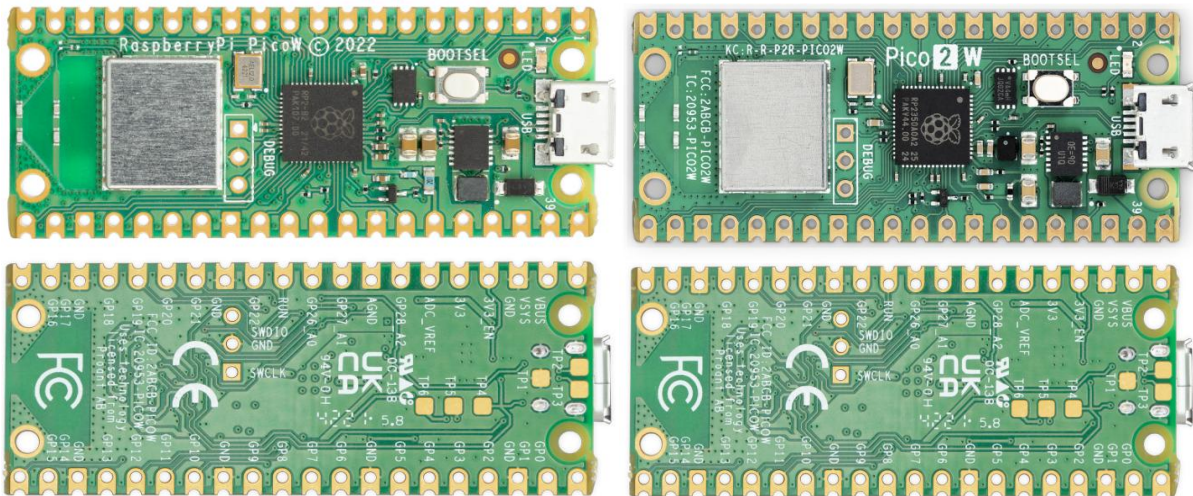


Figure II. 14 : La carte Raspberry Pi Pico W et Pico 2 W Rev3 [44].

II.2.1.3.a Module Raspberry Pi Pico W

La Raspberry Pi Pico W a été conçue comme une plateforme de développement économique mais flexible pour le RP2040, avec une interface sans fil 2,4 GHz et les caractéristiques principales suivantes :

- Microcontrôleur RP2040 avec 2 Mo de mémoire flash
- Interfaces sans fil monobande 2,4 GHz intégrées (802.11n, Bluetooth 5.2)
 - Prise en charge des rôles Central et Périphérique en Bluetooth Low Energy (LE)
 - Prise en charge du Bluetooth Classique

- Port Micro USB B pour l'alimentation, les données (et pour reprogrammer la mémoire flash)
- Carte PCB de type DIP 40 broches, dimensions 21 mm × 51 mm, épaisseur de 1 mm, avec broches traversantes de 0,1" et bordures à encoches
 - 26 broches GPIO 3,3V multifonctions exposées
 - 23 GPIO sont uniquement numériques, trois d'entre elles sont également compatibles ADC
 - Peut être montée en surface comme un module .
- Port SWD (Serial Wire Debug) à 3 broches pour le débogage
- Architecture d'alimentation simple mais très flexible
 - Plusieurs options faciles pour alimenter la carte via Micro USB, alimentation externe ou batteries
- Haute qualité, coût réduit, disponibilité élevée
- SDK complet, exemples de code et documentation fournis

Pour des détails complets sur le microcontrôleur RP2040, veuillez consulter la fiche technique du RP2040.

Les principales caractéristiques incluent:

- Double cœur Cortex-M0+ jusqu'à 133 MHz.
- PLL intégrée permettant une fréquence de cœur variable
 - 264 kB de SRAM haute performance répartie en plusieurs banques
 - Mémoire flash externe Quad-SPI avec exécution directe (XIP) et cache intégré de 16 kB
 - Architecture de bus interne haute performance avec interconnexion complète (full-crossbar)
 - USB 1.1 intégré (fonctionne en hôte ou périphérique)
 - 30 broches GPIO multifonctions (dont 4 peuvent être utilisées en ADC)
 - Tension d'entrée/sortie : 1,8 à 3,3 V
 - Convertisseur analogique-numérique (ADC) 12 bits à 500 ksps
 - Divers périphériques numériques :
 - 2 × UART, 2 × I2C, 2 × SPI, 16 × canaux PWM
 - 1 × minuterie avec 4 alarmes, 1 × horloge temps réel (RTC)
 - 2 blocs PIO (Programmable I/O), soit un total de 8 machines d'état
 - E/S rapides, flexibles et programmables par l'utilisateur

- Peut émuler des interfaces telles que carte SD et VGA [45].

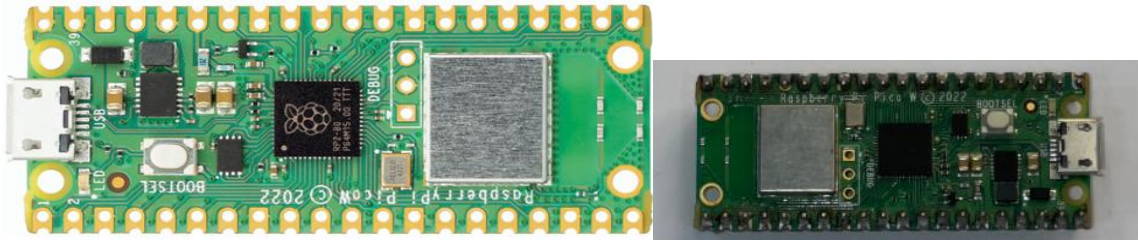


Figure II. 15: Vue avant du module Raspberry Pi Pico W [45].

Sur un bord de la carte Raspberry Pi Pico, on trouve un port micro-USB B utilisé pour alimenter la carte et la programmer. À côté se trouve une LED intégrée qui peut être utilisée pendant le développement du programme, suivie du bouton BOOTSEL, utilisé lors de la programmation du microcontrôleur.

Près du processeur, il y a trois trous de connexion permettant des connexions externes, utilisés pour le débogage des programmes via l'interface Serial Wire Debug (SWD).

Sur le bord opposé de la carte, se trouve un module Wi-Fi monobande 2,4 GHz (802.11n), avec à côté une antenne intégrée.

À l'arrière du module (comme illustré dans **la figure II.15**), tous les broches GPIO sont identifiées par des lettres et des chiffres.

GND	- power supply ground (digital ground)
AGND	- power supply ground (analog ground)
3V3	- +3.3 V power supply (output)
GP0 - GP22	- digital GPIO
GP26_A0 - GP28_A2	- analog inputs
ADC_VREF	- ADC reference voltage
TP1 - TP6	- test points
SWDIO, GND, SWCLK	- debug interface
RUN	- default RUN pin. Connect LOW to reset the RP2040
3V3_EN	- this pin by default enables the +3.3 V power supply. +3.3 V can be disabled by connecting this pin LOW
VSYS	- system input voltage (1.8 V to 5.5 V) used by the on-board SMPS to generate +3.3 V supply for the board
VBUS	- micro-USB input voltage (+5 V)

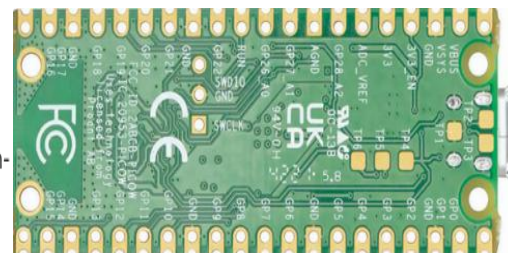


Figure II. 16 : Vue arrière du module Raspberry Pi Pico W [45].

Certaines broches GPIO sont utilisées pour des fonctions internes de la carte.

- GP23 (sortie) : utilisée en mode ADC (ADC3) pour mesurer VSYS / 3
- Détection de VBUS : l'état est HAUT si VBUS est présent, sinon BAS
- Elle contrôle également la broche d'alimentation du convertisseur SMPS intégré à la carte.

Spécifications matérielles de la carte Raspberry Pi Pico :

- Mémoire SRAM: 264 Ko
- Puce sans fil mono-bande Infineon CYW43439 intégrée, avec connectivité Wi-Fi 2,4 GHz (802.11b/g/n) et Bluetooth 5.2(Bluetooth non pris en charge au moment de la rédaction)
- Port Micro-USB (USB 1.1) : pour l'alimentation (+5V) et le transfert de données (programmation)
- 2 interfaces UART, 2 interfaces I2C, 2 bus SPI
- LED intégrée connectée à GPIO0, contrôlée par la puce CYW43439
- Connecteurs castellés permettant de souder la carte directement sur des cartes porteuses
- 3 broches ADC 12 bits
- Bibliothèques de calcul en virgule flottante accélérées sur puce

◆ Remarque

Sur la carte Raspberry Pi Pico, la LED intégrée est connectée à GP25. Sur la Raspberry Pi Pico W, cette LED est contrôlée par le module Wi-Fi CYW43439 [46].

II.2.1.3.b Schéma des broches du module Pico

Pour connecter des composants externes au **Raspberry Pi Pico W**, il est important de connaître la disposition de ses broches. L'image ci-dessous illustre cette disposition pour faciliter vos connexions :

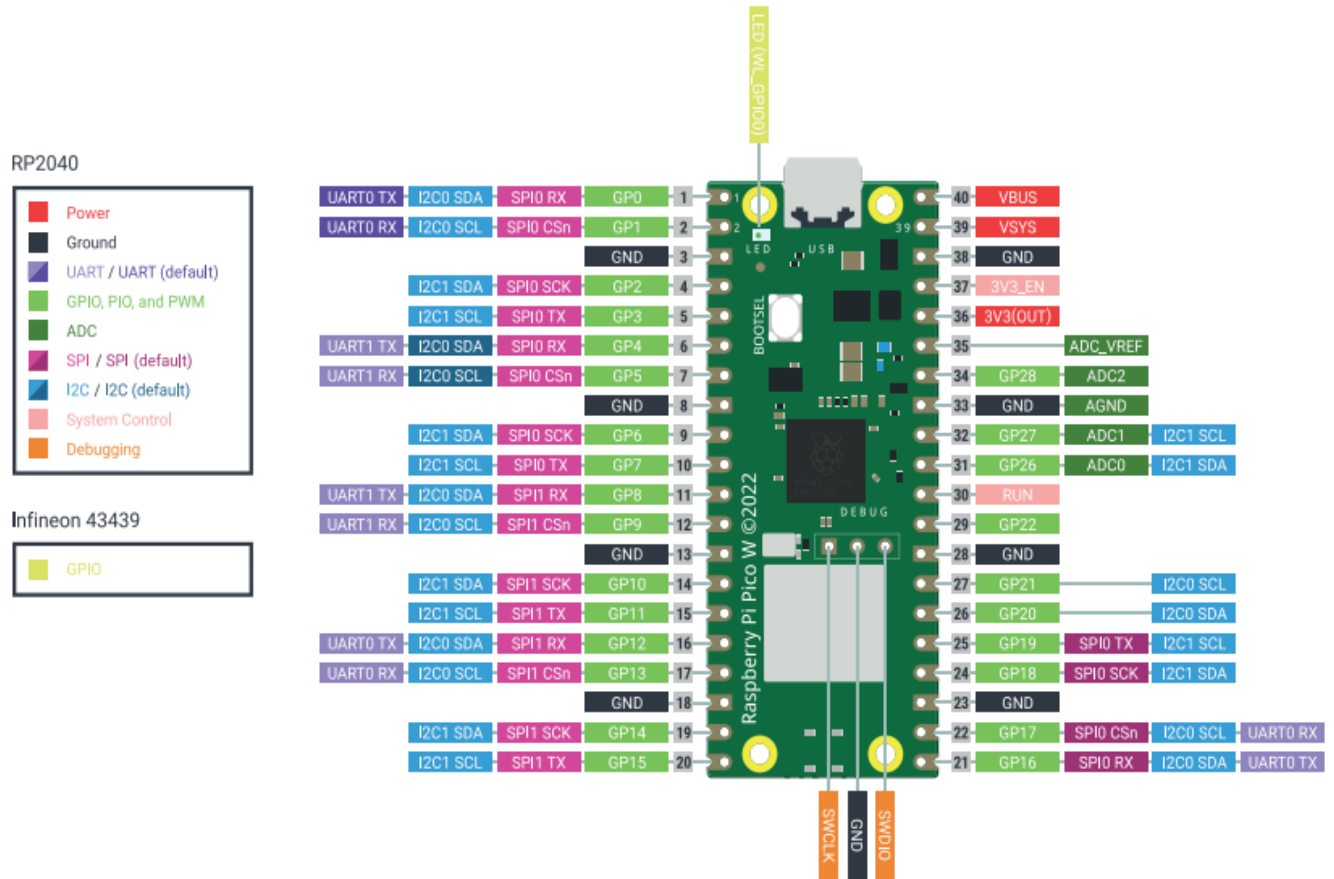


Figure II. 17: Schéma des broches du module Pico (GPIO) [46].

II.2.1.3.c Programmation du Raspberry Pi Pico W

Utilisation de l'éditeur de texte Thonny depuis le PC :

Pour programmer le Raspberry Pi Pico W, l'éditeur Thonny a été choisi pour sa simplicité et sa compatibilité avec MicroPython. Les étapes principales de son utilisation sont présentées ci-dessous.

1.1 Définition de thonny

Thonny est un IDE simple, gratuit et open-source pour Python, spécialement conçu pour les débutants. Développé par Aivar Annamaa, il offre une interface intuitive, l'exécution pas à pas du code, et des outils visuels pour comprendre la mémoire, les références et la pile d'appels [47].

1.2 Télécharger thonny

- ❖ aller sur le site : <https://thonny.org> [48].
- ❖ Cliquez sur le lien en haut à droite de l'écran pour installer Thonny (voir **Figure II.18**).

Thonny

Python IDE for beginners



Download version [4.1.7](#) for
[Windows](#) • [Mac](#) • [Linux](#)

Figure II. 18: Cliquez pour installer Thonny [48].

1.3 Description de thonny

Thonny est un logiciel simple permettant d'écrire, d'exécuter et de déboguer des codes en Python et MicroPython, utilisé pour programmer des cartes comme le Raspberry Pi Pico facilement avec une interface claire pour les débutants.

1.3.1 Fenêtre de travail Thonny

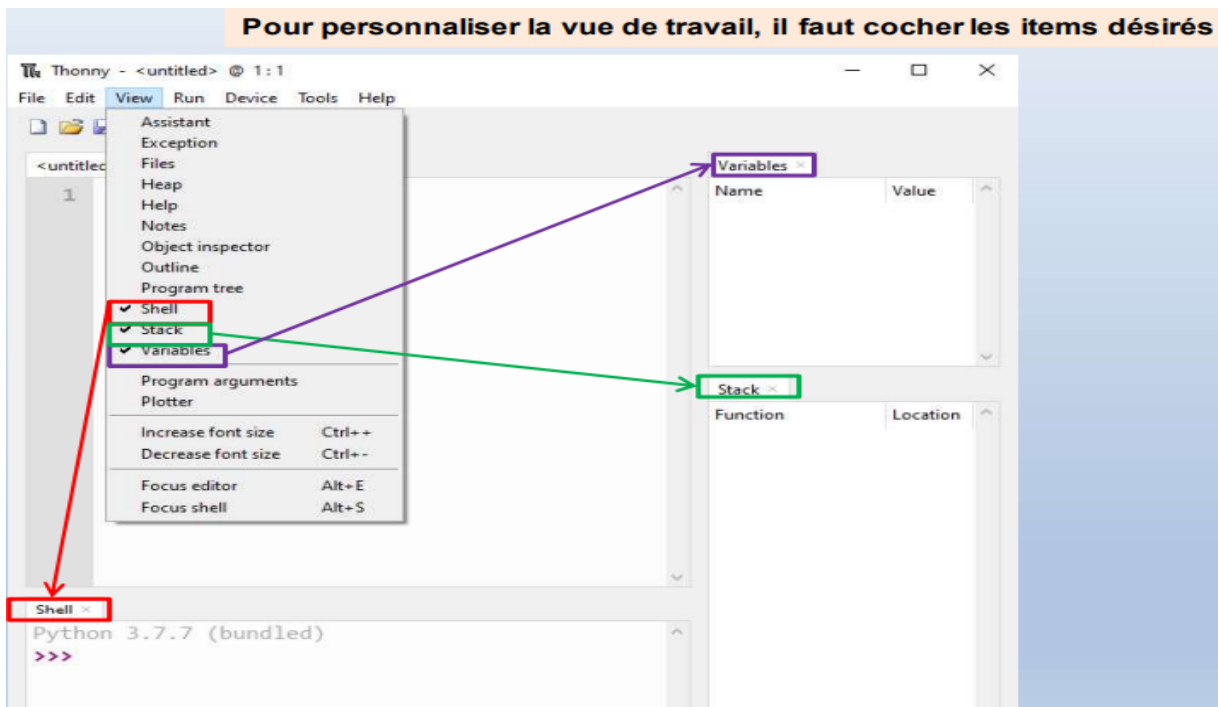


Figure II. 19: Vue personnalisée [49].

1.3.2 Les Icônes

- **A** : Créer un nouveau fichier.
- **B** : Ouvrir un fichier existant.
- **C** : Sauvegarder le code.
- **D** : Exécuter- le code.
- **E** : Déboguer le code.

- **F-H** : Exécution étape par étape du code :
 - **F** : Pas grand, passer à la ligne suivante.
 - **G** : Pas petit, examiner en détail.
 - **H** : Sortir du mode débogage.
- **I** : Reprendre l'exécution du programme.
- **J** : Arrêter l'exécution du programme.



Figure II. 20 : Icônes de Thonny [49].

1.3.3 Installation d'un paquet sur Thonny

1. Brancher la Raspberry Pi Pico.
2. Aller à Outils > Gérer les paquets.
3. Rechercher le nom du paquet dans la barre.
4. Cliquer sur le nom du paquet dans les résultats.
5. Cliquer sur Installer.
6. Vérifier dans l'arborescence : un dossier lib apparaît avec les fichiers du paquet [50].

☞ Les paquets sont des bouts de code réutilisables, utiles pour gérer du matériel ou d'autres fonctions.

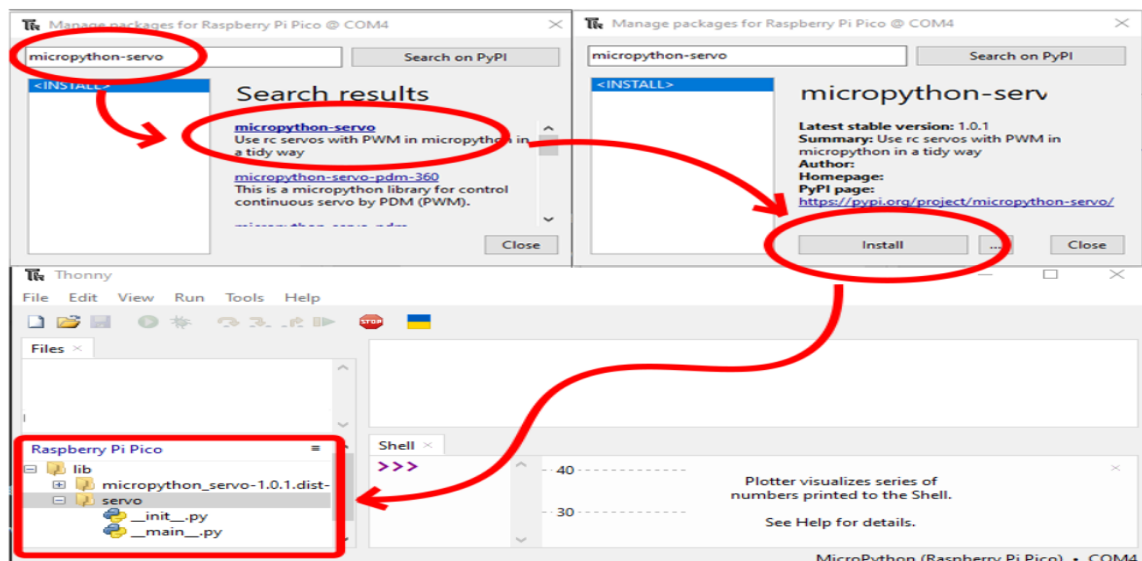


Figure II. 19: Exemple d'installation de la bibliothèque micro python-servo [50].

1.4 Premiers pas avec la Raspberry Pi Pico et Thonny

La Pico peut être programmée dans plusieurs langages.

Ce guide est destiné à Micro Python – une implémentation de Python pour les microcontrôleurs – et utilise l’éditeur Thonny.

Configuration initiale de la Raspberry Pi Pico et Thonny

- ☐ Installer Micro Python sur la Pico:
 - Maintenir le bouton Boot Sel enfoncé.
 - Connecter la Pico en USB, puis relâcher le bouton.
 - Le lecteur RPI-RP2 apparaît.
 - Ouvrir Index.htm, suivre les instructions dans Getting Started with Micro Python.
 - Télécharger le fichier UF2 et le copier sur RPI-RP2.
 - Redémarrer la Pico.
- ☐ Installer Thonny:
 - Télécharger Thonny depuis thonny.org et l’installer.
 - Brancher la Pico via USB.
 - Thonny détecte automatiquement la Pico pour programmer en Micro Python.

Commencer à coder

Maintenant que nous avons les outils et le Pico prêts, la prochaine étape de ce guide vous montrera comment créer et exécuter un programme simple.

Thonny est un environnement de développement intégré (IDE) qui combine l’édition de code, le débogage et la programmation dans une seule application.

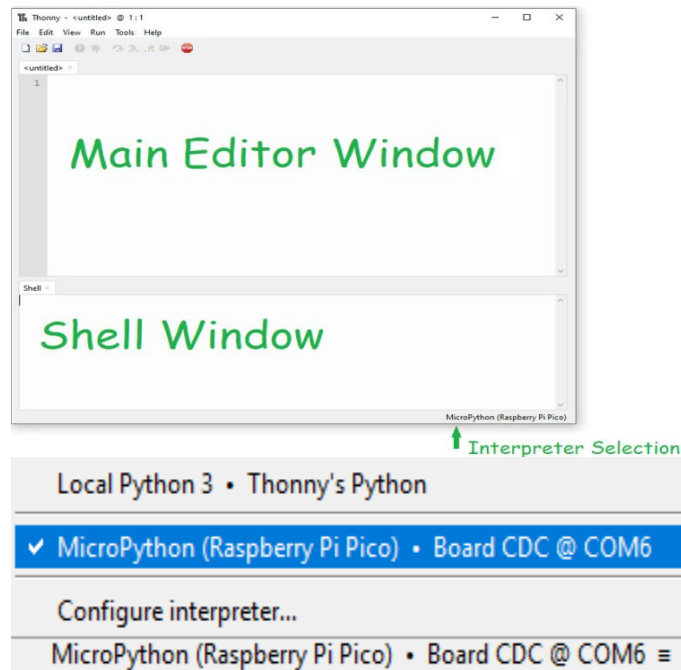


Figure II. 20 : Sélectionner Micro Python (Raspberry Pi Pico) pour connecter [50].

Thonny a deux fenêtres principales : une pour écrire du code (l'éditeur) et une autre pour afficher les messages du Pico (le Shell). Vous pouvez écrire du code dans le Shell, mais cela ne sera pas couvert ici.

Il y a un bouton pour choisir l'interpréteur Python que Thonny utilise. Pour le Pico, sélectionnez Micro Python (Raspberry Pi Pico W).

Pour connecter Thonny au Pico, après avoir installé Micro Python sur le Pico

Branchez-le avec un câble USB. Ensuite, dans le coin inférieur droit de Thonny, sélectionnez Micro Python (Raspberry Pi Pico W) pour établir la connexion [51].

Le Pico possède une LED près de son connecteur USB qui peut être contrôlée par logiciel.



Figure II. 23 : Branchez l'extrémité petite du câble USB au Pico W [51].

Écrire et exécuter des scripts

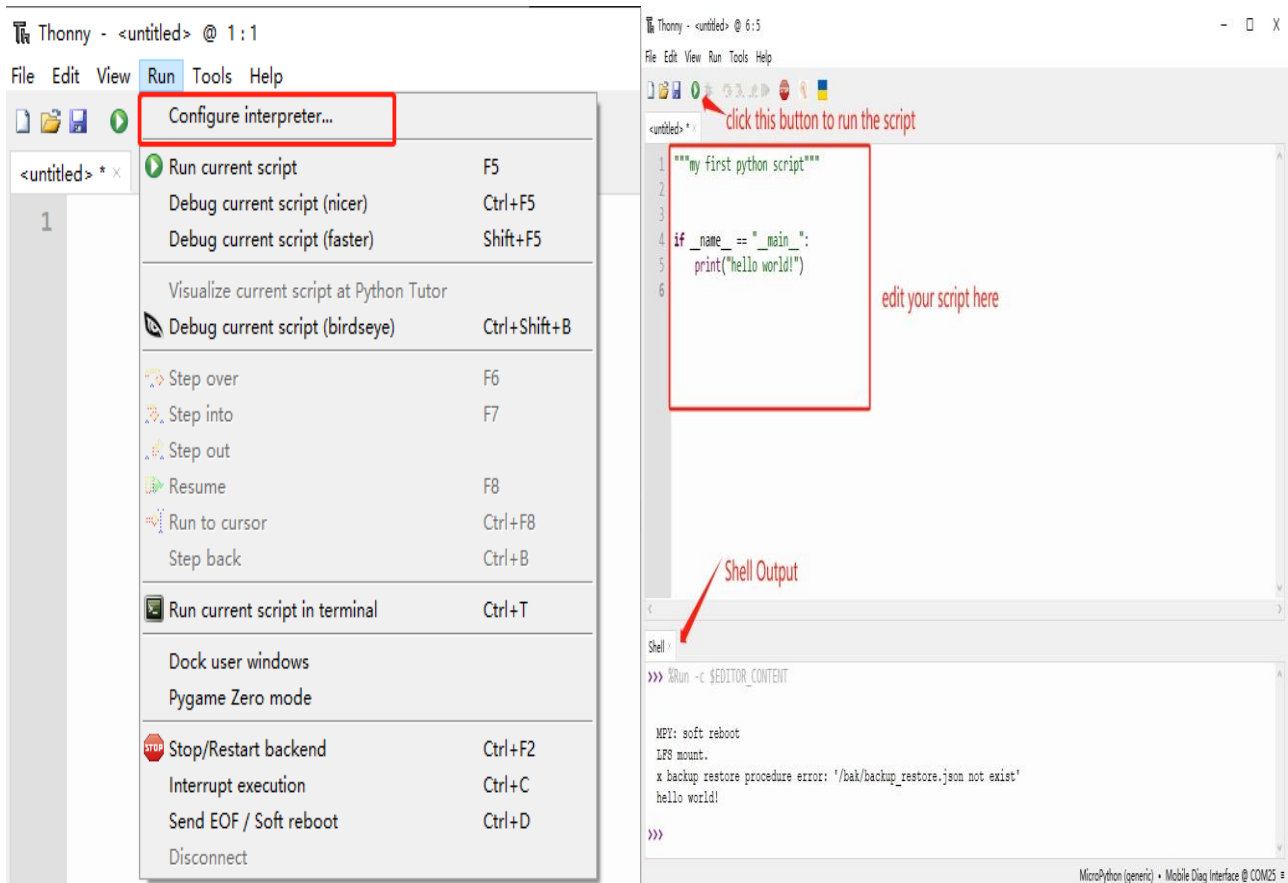


Figure II. 24 : Sélectionner et configurer l'interpréteur / Figure II. 21 : Exécuter le premier script [51].

II.2.2. Les capteurs

Un capteur est un dispositif qui transforme une grandeur physique, comme la température ou la pression, en un signal électrique exploitable. Il est utilisé pour capter des informations de l'environnement et suivre les variations en temps réel. Le capteur constitue un élément essentiel dans les systèmes d'acquisition de données et de surveillance dans les domaines médical et industriel. [52].

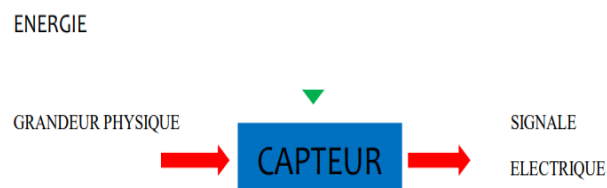


Figure II. 22 : Fonctionnement du capteur [52].

❖ Caractéristiques d'un capteur

- ☐ Étendue: valeurs maximales mesurables.
- ☐ Résolution: plus, petite variation détectable.
- ☐ Sensibilité: variation du signal de sortie selon l'entrée.
- ☐ Précision: proximité de la mesure avec la valeur réelle.
- ☐ Rapidité: temps de réponse (bande passante).
- ☐ Linéarité: stabilité de la sensibilité sur l'étendue [52].

II.2.3. Les capteurs médicaux

Les capteurs médicaux sont des dispositifs technologiques conçus pour surveiller et mesurer divers paramètres physiologiques du corps humain. Utilisés dans le domaine médical, ces capteurs jouent un rôle crucial dans le diagnostic, le suivi et la gestion des maladies et des conditions de santé. Ils peuvent être intégrés dans des appareils portables, des équipements médicaux ou même implantés dans le corps.

II.2.3.1. Le capteur ECG

Le module AD8232 est un capteur ECG compact, conçu pour mesurer l'activité électrique du cœur et l'afficher sous forme d'électrocardiogramme (ECG). Il capte les signaux électriques générés naturellement par les battements cardiaques, grâce à des électrodes placées sur la peau—généralement sur la poitrine, les bras ou les jambes. Ces signaux sont ensuite amplifiés et traités pour fournir une

Lecture précise et fiable du rythme cardiaque. Dans notre système, cinq des neuf broches du module sont connectées à la Raspberry Pi Pico W : GND, 3.3V, OUTPUT, LO- et LO+. Pour garantir la sécurité du patient, il est recommandé d'alimenter le capteur à partir d'une batterie indépendante plutôt qu'une source reliée au secteur [53] [54].

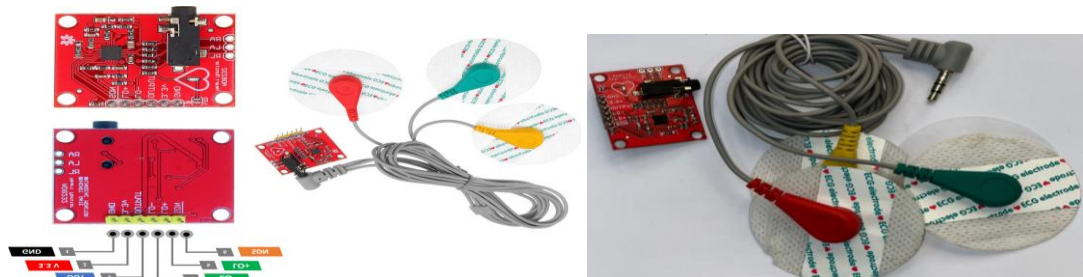


Figure II. 27: Capteur ECG compact: module AD8232 [54].

Après l'exploitation, le résultat sera affiché sous forme d'un tracé comportant cinq pics, comme illustré dans la figure II.28:

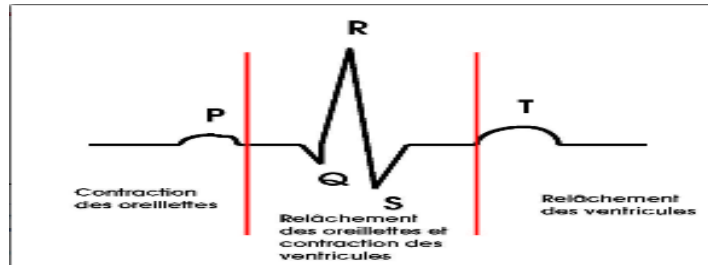


Figure II. 28 : Le graphe de l'ECG [54].

★ Les caractéristiques du capteur :

- Electrodes en connectique 3,5mm.
- Alimentation en 3,3V et 5V.
- 6 électrodes.
- Câble pour les électrodes de 1000mm.

II.2.3.2 Oxymètre MAX30102

Le capteur MAX30102 est une version améliorée du capteur MAX30100, utilisé à la fois comme moniteur de fréquence cardiaque et oxymètre. Ses fonctionnalités sont rendues possibles grâce à sa conception, qui inclut deux LED, un photodétecteur, une optique optimisée et des composants de traitement du signal à faible bruit. Ce capteur s'intègre facilement avec la Raspberry Pi Pico W, permettant ainsi la création d'un dispositif efficace pour mesurer le rythme cardiaque et la saturation en oxygène [55].

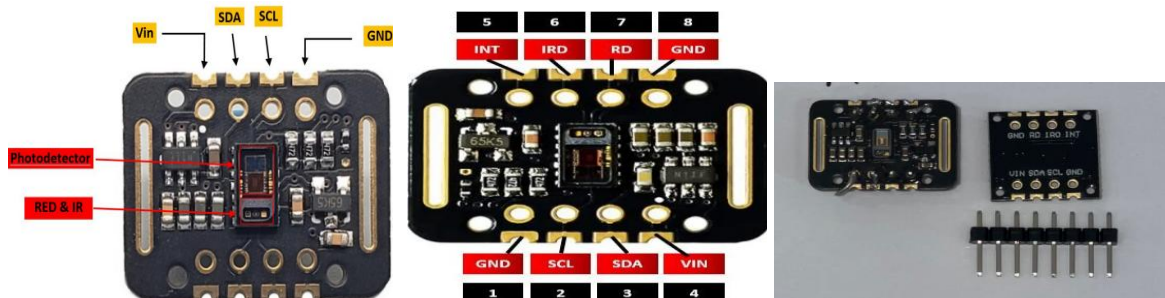


Figure II. 29: Oximeter MAX30102 [55].

Dans ce circuit, on utilise les broches SCL (Serial Clock) et SDA (Serial Data) pour transmettre les données à la Raspberry Pi Pico W. L'alimentation est fournie par les broches 3.3V (ou 5V selon la configuration) et GND. Le protocole de communication série I2C (Inter-Integrated Circuit) est utilisé pour la transmission des données vers la Raspberry Pi Pico W [55].

II.2.3.3 Capteur de température corporelle (DS18B20)

Le DS18B20 est un capteur numérique de température précis et facile à utiliser. Il fonctionne via une interface 1-Wire qui permet de connecter plusieurs capteurs à une seule broche, simplifiant ainsi le câblage. Il peut mesurer une large gamme de températures et n'a pas besoin d'une alimentation externe, car l'énergie est fournie par la ligne de données elle-même. Avec son boîtier résistant à l'eau et à la corrosion, il est idéal pour les mesures de température dans des environnements aquatiques. Grâce à ces caractéristiques, le DS18B20 est un choix parfait pour la surveillance de la température dans diverses applications, de l'automatisation industrielle aux projets personnels [56] [57].

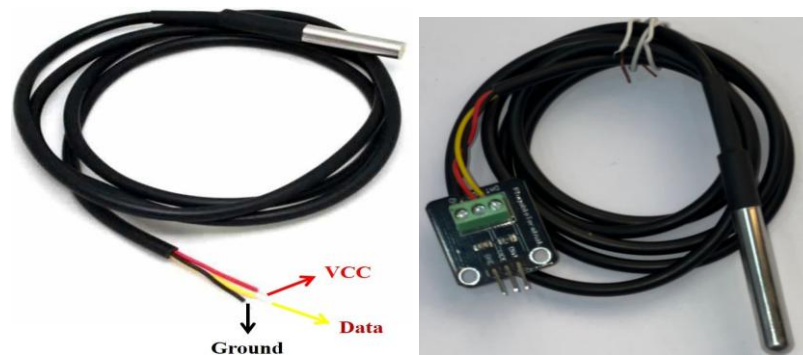


Figure II. 30 : Capteur de température DS18B20 [57].

II.2.3.4 Capteur de température par infrarouge (MLX90614)

Le MLX90614 est un capteur de température sans contact, basé sur la technologie infrarouge pour mesurer avec précision la température d'un objet sans qu'il soit nécessaire d'avoir un contact direct [58]. Il détecte le rayonnement thermique émis par la surface cible et communique avec le microcontrôleur via le protocole I2C, ce qui facilite son intégration dans divers systèmes électroniques [59].

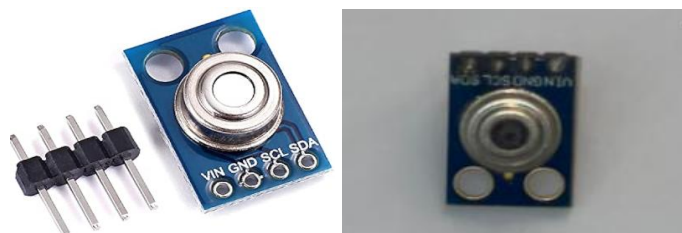


Figure II.31 : Capteur de température MLX90614 [59].

II.2 .4 Écran ST7789 (320x240)

Le ST7789 est un contrôleur d'affichage TFT polyvalent, largement utilisé pour les écrans de petite à moyenne taille. Il prend en charge une résolution allant jusqu'à 240×320 pixels avec une profondeur de couleur de 18 bits (environ 262 000 couleurs). On peut le considérer comme une version plus moderne du célèbre ILI9341, avec lequel il partage les principales caractéristiques, tout en consommant un peu moins d'énergie, mais avec des taux de rafraîchissement légèrement plus lents [60].

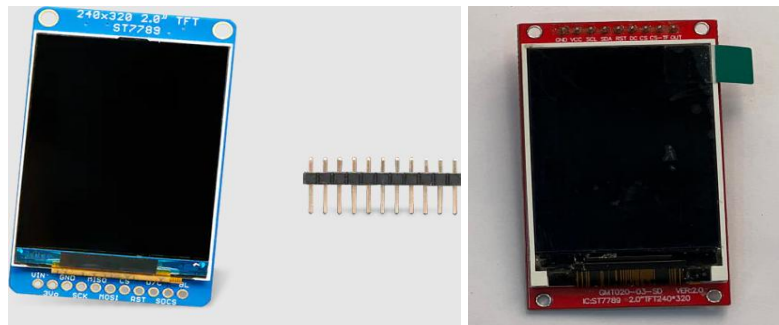


Figure II. 32: Affichage ST7789 320×240 (TFT IPS) [60].

II.2.5 Batteries Lithium

Les batteries lithium 18650 (3,7V) sont adaptées aux projets Raspberry Pi Pico. En série, elles fournissent jusqu'à 8,2V, avec une capacité atteignant 4800 mAh. Rechargeables et durables, elles nécessitent un chargeur adapté et une manipulation prudente pour éviter tout risque [61].



Figure II. 23 : Batteries lithium 18650 de 3,7V [61].

II.3. Internet des objets (IOT)

II.3.1. Introduction générale à l'Internet des objets (IoMT) dans le domaine médical

L'Internet des objets (IoT) connecte des objets capables d'être identifiés via Internet et contribue à fournir des services médicaux en collectant et en analysant des données. Dans le domaine de la santé,

L'intégration de l'IoT a amélioré les soins à distance et la surveillance continue, ce qui aide à la détection précoce des maladies cardiaques. Dans ce projet, cette technologie a été utilisée pour développer un système intelligent pour la détection précoce des maladies cardiaques en surveillant les paramètres vitaux [62].



Figure II. 34 : IOT dans le domaine de santé [62].

II.3. 2 Application IoT dans ce projet

Dans ce projet, un système intelligent a été conçu en intégrant les technologies de l'Internet des objets (IoT) pour surveiller les signes vitaux liés à la santé cardiaque. Des capteurs comme l'ECG, la fréquence cardiaque, le SpO2 et la température sont utilisés pour collecter les données biologiques.

Ces données sont transmises via la carte Raspberry Pi Pico connectée en Wi-Fi vers une base de données Firebase, assurant un stockage sécurisé et un accès en temps réel. Pour afficher ces Informations, une application a été développée avec kodular. Elle permet à l'utilisateur de se connecter, d'ajouter les données du patient et de consulter les paramètres vitaux actuels et archivés, facilitant ainsi le suivi de l'état de santé et l'alerte en cas de danger. Ce système permet une surveillance continue et une analyse instantanée, favorisant une intervention rapide en cas d'anomalie [62].

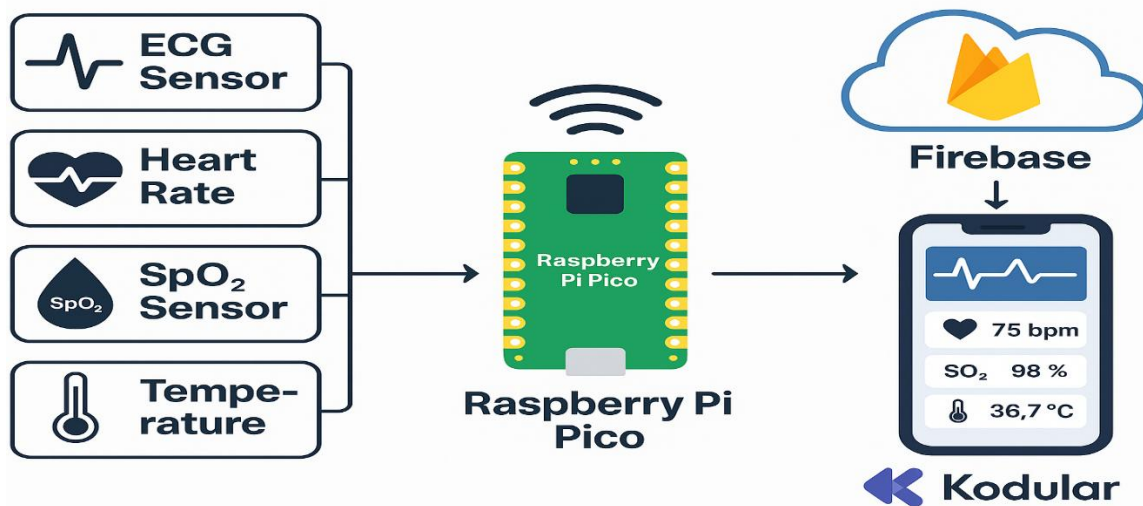


Figure II. 24 : Développement d'un système IoT pour le suivi des signes vitaux en temps réel à l'aide de Firebase et kodular.

II.3.3 Firebase

Firebase, plateforme BaaS de Google, offre des services comme la base de données en temps réel, le stockage cloud, l'authentification et l'hébergement web. Compatible avec plusieurs langages tels que Java, JavaScript, C++, Swift, entre autres, elle facilite le développement d'applications multiplateformes. Dans ce projet, elle est utilisée pour la synchronisation et le stockage sécurisé des données vitales en temps réel. [63] [64] [65].

❖ aller sur le site : <https://console.firebase.google.com/>



Figure II. 36 : Le logo de la plateforme Firebase [64].

II.3. 4 L'Application mobile kodular

Kodular est une plateforme de développement d'applications qui facilite la création d'applications mobiles, en particulier pour les utilisateurs n'ayant aucune expérience en programmation. Elle propose une interface visuelle basée sur des blocs, permettant aux utilisateurs de construire la logique et les fonctionnalités de leur application d'une manière simple et intuitive, similaire à l'assemblage d'un puzzle [66], et ce, selon les étapes suivantes.

La première étape de la création d'une application consiste à accéder à la page d'accueil de Kodular: Accueil (<https://www.kodular.io/>) et à cliquer sur Créer des application **Figure II.37**

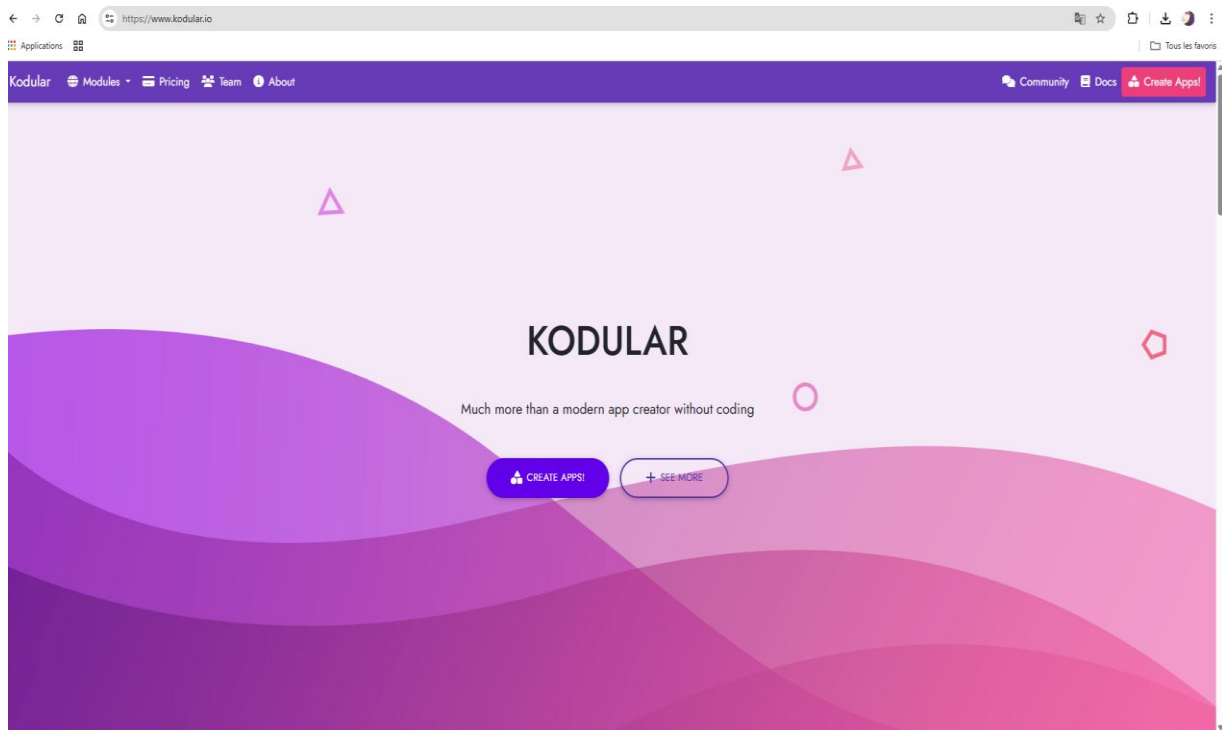


Figure II. 25 : Écran d'accueil application kodular [66].

L'utilisateur sera dirigé vers une page de connexion, lors de son inscription, il sera dirigé vers une autre page où tous les projets créés par l'utilisateur sont présents (**Figure II.38**). Pour créer un nouveau projet, cliquez sur « Create Project » puis nommez ce nouveau projet.

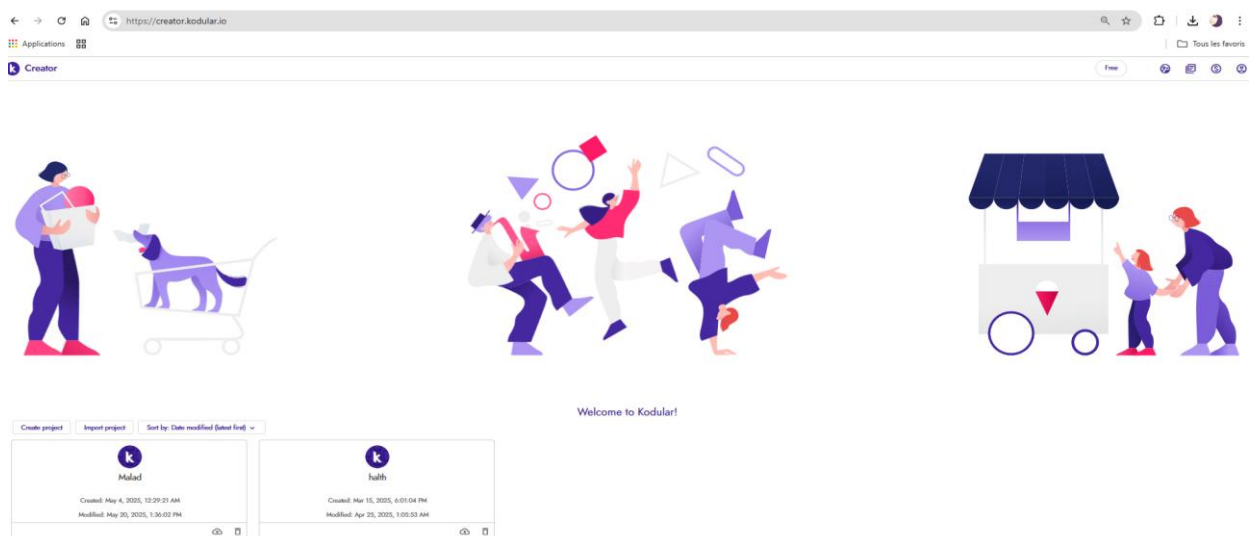


Figure II. 26 : Écran de stockage de projet d'application kodular [66].

Lors de la création initiale du projet, l'utilisateur choisit un nom, un thème, des couleurs, puis sélectionne un système Android de base nécessaire au fonctionnement de l'application (**Figure II.39**)

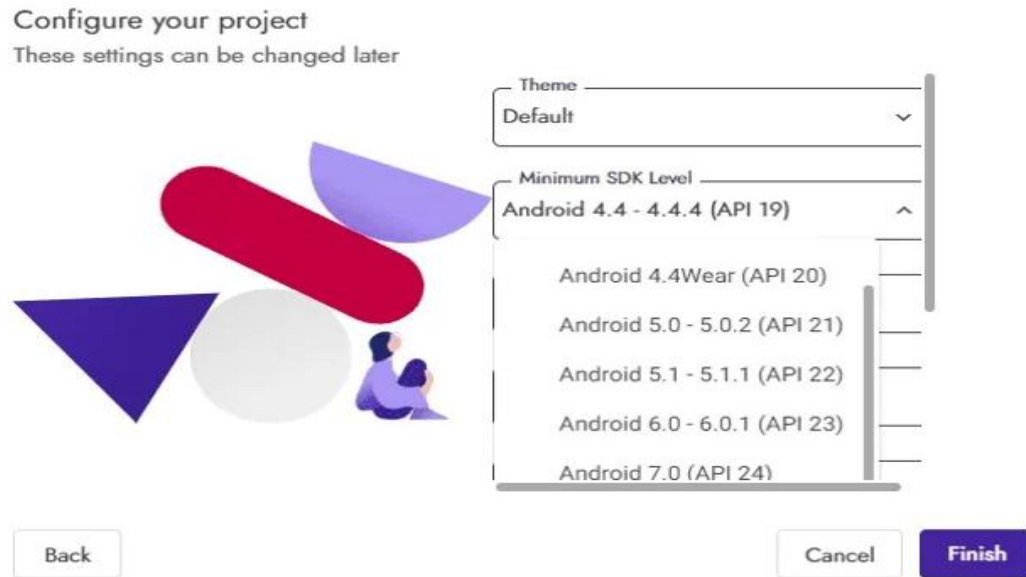


Figure II. 39 : Choix du système de base [67].

Il accède ensuite à l'écran principal (**Figure II.40**), où il peut définir le modèle de téléphone et la taille de l'écran.

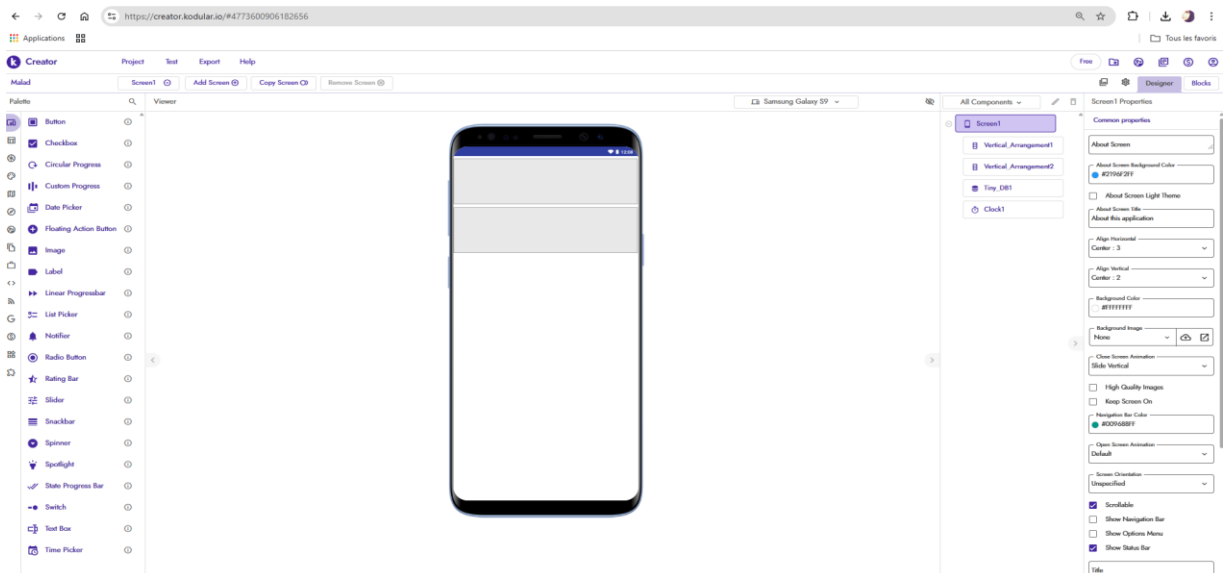


Figure II. 27 : Écran principal de kodular [67].

Sur le côté gauche (**Figure II.41**), plusieurs sections sont disponibles, comme Interface, Mise en page, Médias, Animation, Cartes, Capteurs, Réseaux sociaux, Stockage, Connectivité, etc. Tous les éléments de base (texte, image, bouton, liste...) peuvent être glissés sur l'écran.

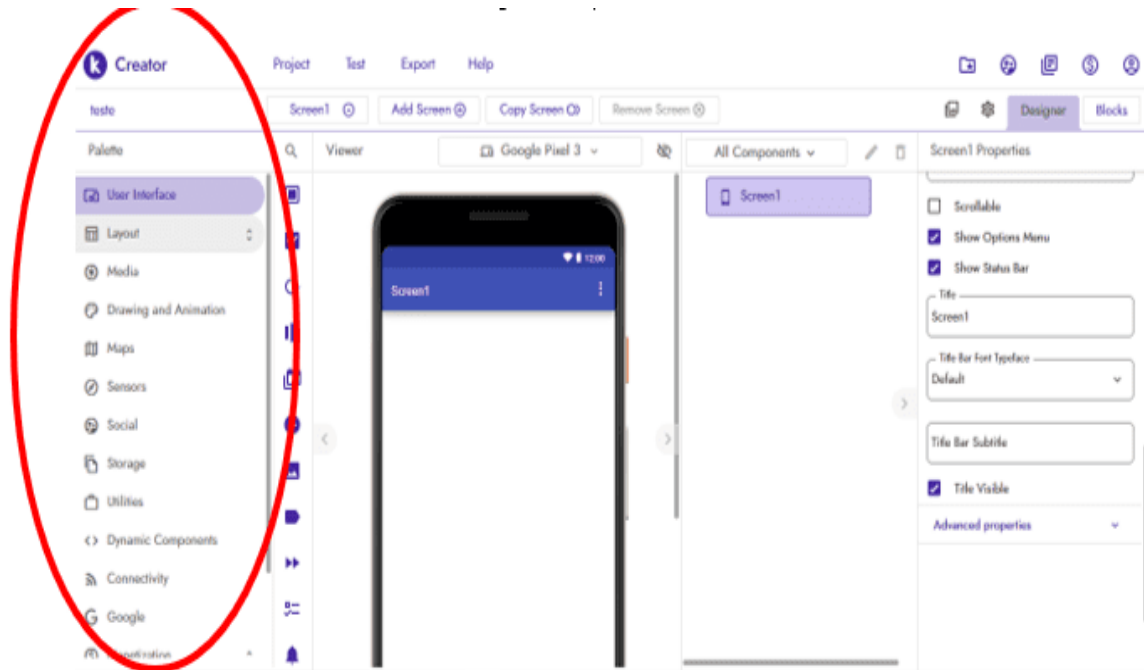


Figure II. 41 : Éléments de l'interface de l'application kodular [67]

L'environnement utilise un langage de blocs (Figure II.42), ce qui permet de configurer les fonctions sans connaissance approfondie en programmation. Chaque type de bloc a une couleur et une fonction

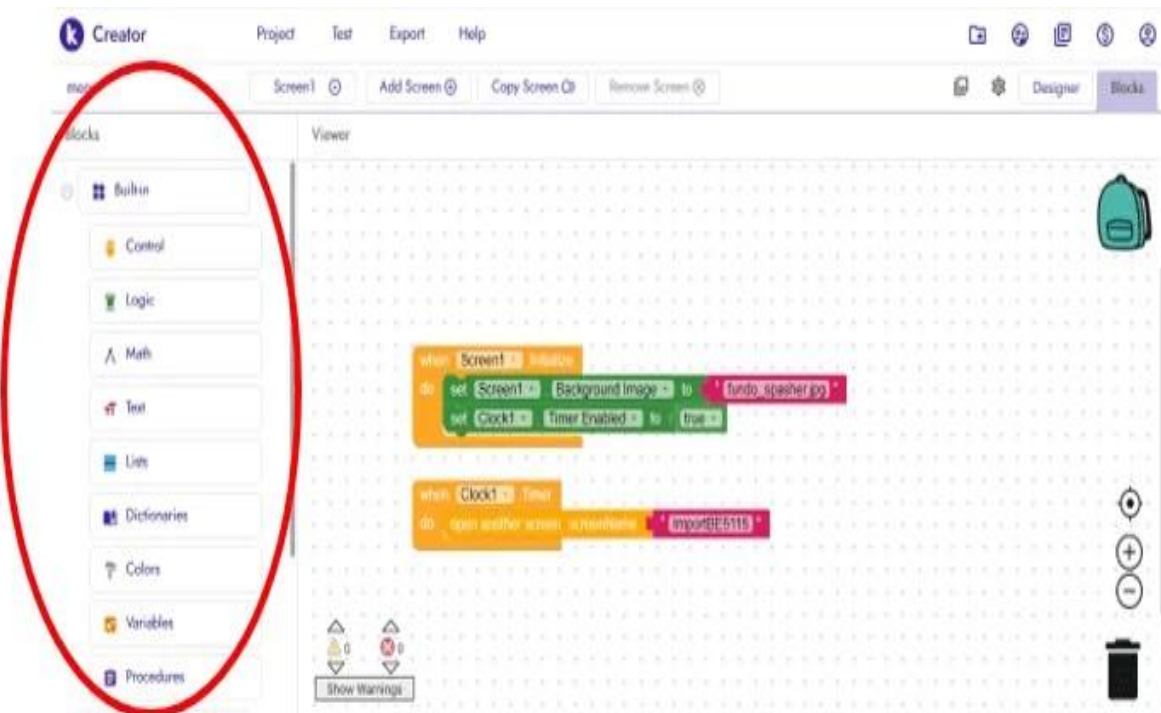


Figure II. 42 : Paramètres de bloc kodular [67].

Chaque type de bloc a une couleur et une fonction :

- **Control (jaune)** : gestion des actions (fermer, ouvrir, ignorer...).
- **Logic (vert)** : opérations logiques (vrai, faux, et, ou...).
- **Math (bleu)** : calculs mathématiques.
- **Text (rose)** : manipulation des textes.
- **List (bleu clair)** : gestion des listes de données.
- **Dictionaries (bleu foncé)** : stockage structuré des informations sous forme de paires clé/valeur.
- **Colors (gris)** : manipulation des couleurs.
- **Variables (orange)** : stockage temporaire de données.
- **Procedures (violet)** : séquences de blocs réutilisables sous forme de fonctions.

Après chaque modification, un test de l'application peut être effectué via “Connect of companion” ou “Connect via USB” (**Figure II.43**).

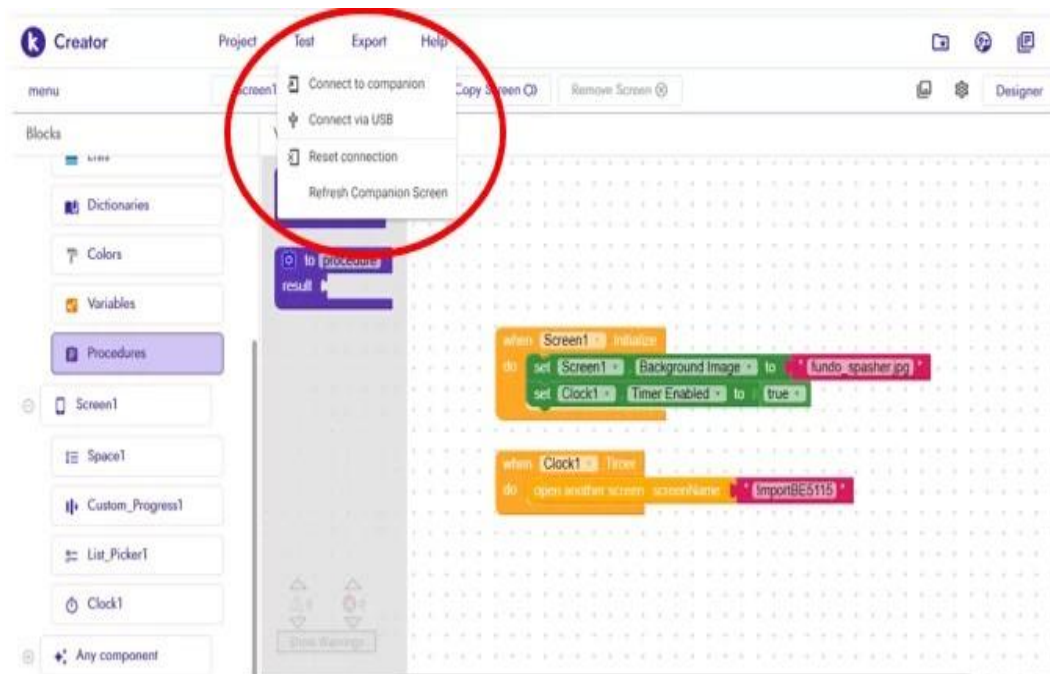


Figure II. 28 : Test d'application kodular [67].

Enfin, pour terminer la création, l'utilisateur peut exporter l'APK ou utiliser le Android App Bundler pour la publication sur Google Play (**Figure II.44**).

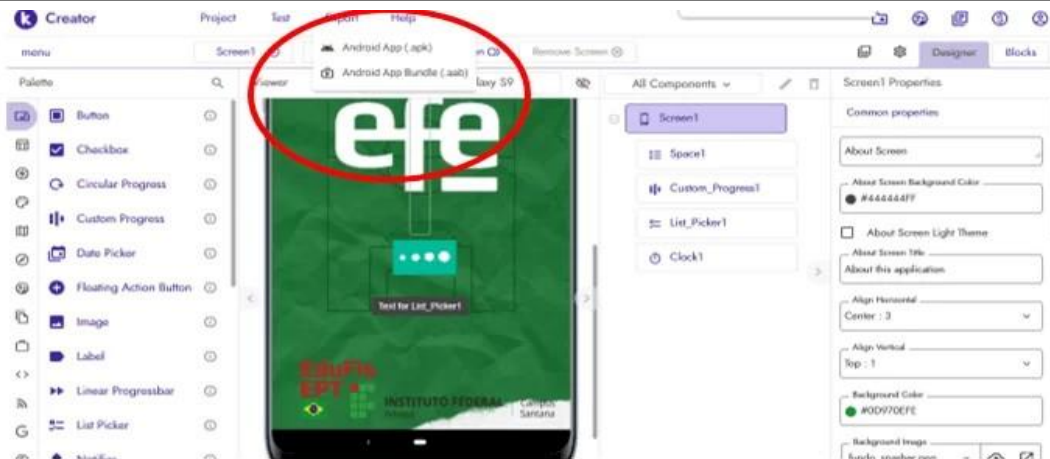


Figure II. 29 : Terminer l'application [67] .

II.4. L'intelligence artificielle (AI)

L'intelligence artificielle dans le domaine de la santé

L'intelligence artificielle (IA) est déjà bien ancrée dans le domaine de la santé. Présente sous forme d'algorithmes ou de robots chirurgicaux, elle assiste les professionnels, prévient les effets indésirables, accélère les diagnostics et améliore la médecine de précision. Bien que les premiers algorithmes datent des années 1960, ses applications se sont multipliées dans tous les domaines Médicaux ces dernières années. Le concept reste toutefois souvent flou, suscitant parfois des inquiétudes. De la détection des maladies rares à la prévention des épidémies, l'IA automatise certaines tâches et analyse de vastes volumes de données, amplifiant ainsi les capacités médicales et soutenant les interventions chirurgicales complexes [68].

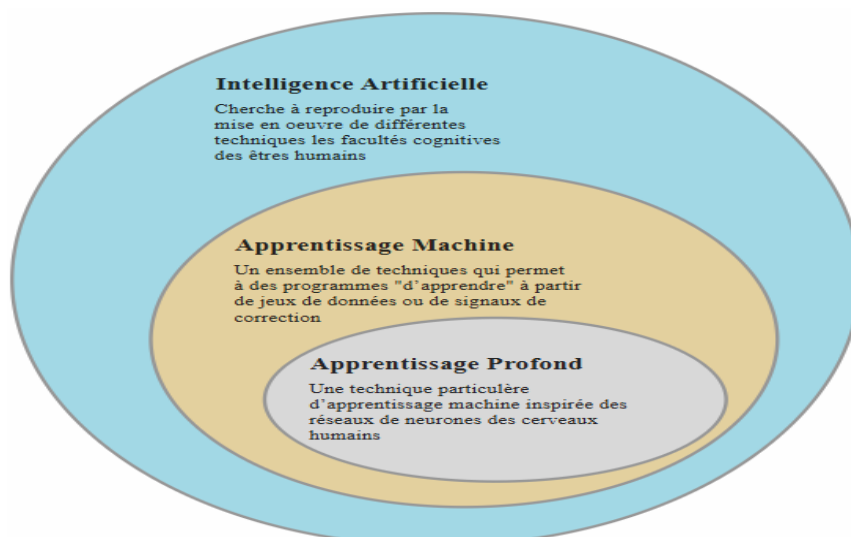


Figure II. 30 : Hiérarchie de l'IA [69].

◆ Apprentissage automatique (Machine Learning)

L'apprentissage automatique est un domaine de l'intelligence artificielle basé sur des méthodes statistiques et mathématiques permettant aux ordinateurs d'apprendre à partir de données, sans être explicitement programmés. Il s'agit de développer des modèles capables d'extraire des connaissances à partir de données afin de faire des prédictions ou des décisions [70].

Parmi les algorithmes populaires, on trouve **Random Forest** : une méthode d'ensemble qui combine plusieurs arbres de décision pour améliorer la précision et réduire le sur apprentissage. Elle est particulièrement efficace pour les tâches de classification et de régression, en divisant les données en sous-ensembles et en réalisant un vote majoritaire entre les arbres pour la prédiction finale [71].

◆ Apprentissage profond (Deep Learning)

L'apprentissage profond est une sous-branche de l'apprentissage automatique, qui repose sur l'utilisation de réseaux neuronaux artificiels composés de plusieurs couches. Ces réseaux permettent d'apprendre des représentations complexes des données de manière hiérarchique [72].

Un exemple courant est le réseau neuronal convolutif (**CNN**), utilisé principalement pour la reconnaissance d'images et la vision par ordinateur. Les CNN se distinguent par l'utilisation de couches de convolution et de Relu, permettant de détecter des caractéristiques locales dans les images. Contrairement aux réseaux entièrement connectés, les CNN utilisent une connectivité locale et un partage des poids, ce qui réduit considérablement le nombre de paramètres tout en conservant une grande capacité d'apprentissage [73].

◆ Outils et plateformes utilisés

- **Kaggle** : Pour obtenir des données médicales.
- **Google Colab** : Pour développer les algorithmes en Python.
- **Android Studio** : Pour intégrer les modèles dans l'application mobile.
- **Indestrie** : Dans la conception et la simulation.
- **Weka** : Pour l'analyse des données avec des outils d'apprentissage automatique traditionnels.

Notre système intelligent, intégré avec les technologies IoT, permet d'analyser les données biométriques en temps réel, améliorant ainsi la précision des diagnostics et accélérant la prise de décisions médicales.

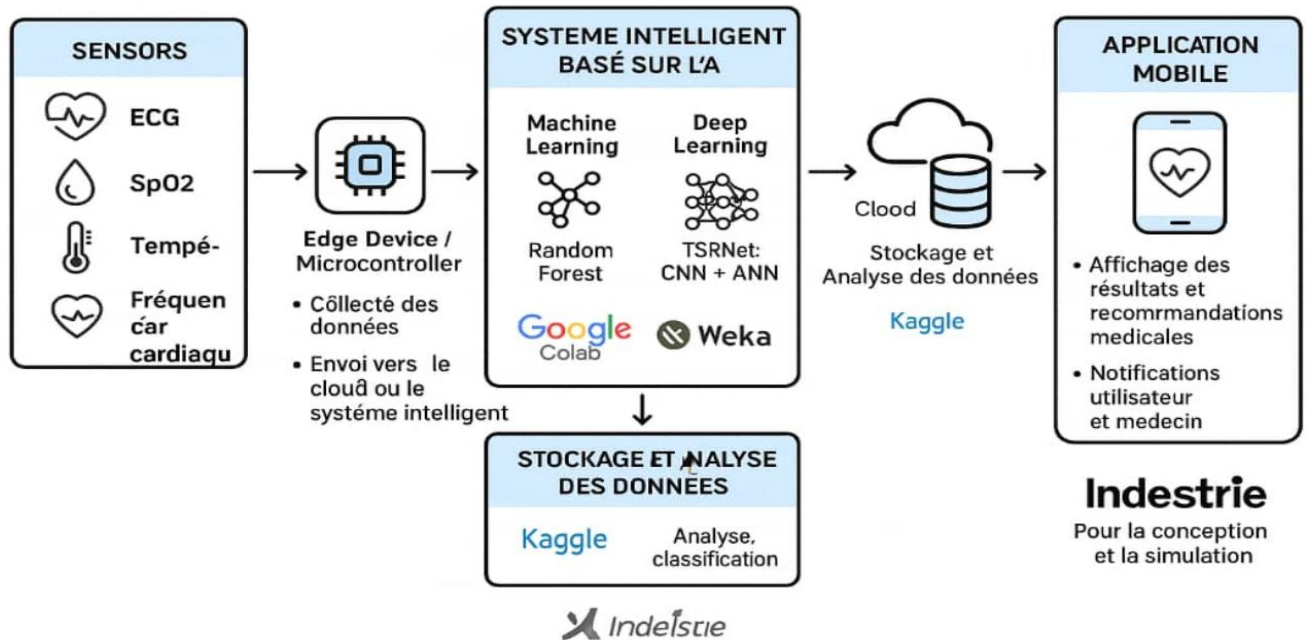


Figure II. 31 : Architecture Du Système Intelligent.

II.4 1. Kaggle

Kaggle est une plateforme de Google dédiée aux compétitions en science des données. Elle permet d'explorer des jeux de données, développer des modèles d'IA et collaborer avec une large communauté. Intégrée à Google Cloud depuis 2017, elle favorise l'apprentissage et le partage entre professionnels [74] [75].

❖ Aller sur le site : <https://www.kaggle.com/>.



Figure II. 32 : Logo Kaggle [74].

II.4.2 Google Colab

Google Colab est une plateforme gratuite basée sur le cloud qui vous permet d'écrire et d'exécuter du code Python directement depuis votre navigateur. Elle repose sur l'environnement de notebook Jupyter, largement utilisé par les data scientists et les développeurs, ce qui facilite le travail sur des projets de machine et deep Learning et d'analyse de données. Colab vous offre un accès à des ressources puissantes comme des unités de traitement graphique (GPU) et des unités de traitement tensoriel (TPU) sans avoir besoin d'installer quoi que ce soit localement.

❖ Aller sur le site : <https://colab.research.google.com/>

Les principaux avantages de Google Colab

1. Accès gratuit **aux GPU et TPU**, ce qui accélère l'entraînement des modèles.
2. Collaboration en temps réel avec vos collègues sur le même notebook.
3. Support des bibliothèques populaires comme **TensorFlow et PyTorch**, pour développer des modèles de machine et deep Learning.
4. Pas besoin de configurer un environnement local complexe, ce qui facilite le démarrage rapide.

Colab est un excellent outil pour les développeurs et les data scientists qui souhaitent un environnement flexible et rapide pour tester leurs idées et travailler sur des projets complexes [76] [77] [78].



Figure II. 33 : Logo Google Colab [78].

II.4.3 Visual Studio Code Insiders

Visual Studio Code Insiders est une version préliminaire et avancée de l'éditeur de code populaire VS Code, mise à jour quotidiennement pour permettre aux utilisateurs de découvrir les dernières fonctionnalités, corrections de bugs et améliorations avant leur publication dans la version stable [79]. Cette version est idéale pour les développeurs qui souhaitent explorer les nouvelles mises à jour et contribuer à leur amélioration en soumettant leurs retours [80]. Cette version fonctionne de manière totalement indépendante de la version officielle, ce qui permet de l'installer et de l'utiliser en parallèle avec la version stable sans interférer avec les paramètres ou les extensions [80]. Elle offre également une mise à jour automatique dès qu'une nouvelle version est disponible, facilitant ainsi la mise à jour sans effort pour les développeurs [79]. Visual Studio Code est un projet open-source en développement continu, dont les changements sont documentés publiquement sur [GitHub](https://github.com). Cependant, la publication des nouvelles fonctionnalités pour le public prend du temps. Ainsi, les utilisateurs peuvent tester la version beta (Insiders) pour découvrir les dernières fonctionnalités sans affecter leur environnement de développement principal [81].

Pour télécharger cette version, vous pouvez visiter : <https://code.visualstudio.com/insiders> [81].

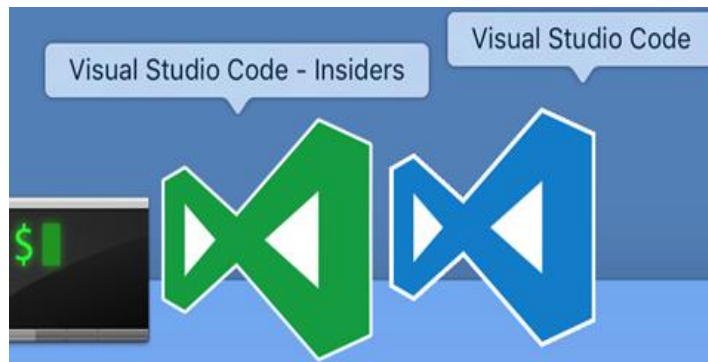


Figure II. 49: Logo Visual Studio Code Insiders [81].

II.4.4 Weka

Weka a (Waikato Environment for Knowledge Analysis) est un programme gratuit développé à l'Université de Waikato en Nouvelle-Zélande, principalement utilisé dans les domaines de l'apprentissage automatique et de l'analyse de données. Weka est écrit en Java, ce qui permet de l'exécuter sur plusieurs systèmes d'exploitation comme Windows et Linux. Il utilise un format de données spécifique appelé "ARFF".

Weka propose un ensemble d'outils qui facilitent le processus d'analyse des données. Par exemple :

- **Explorer** : C'est le module principal de Weka. Il permet de nettoyer les données, de sélectionner les caractéristiques importantes et d'utiliser des algorithmes d'apprentissage automatique.
- **Experimenter** : Il aide à comparer différents algorithmes et à les tester sur un même ensemble de données.
- **Knowledge Flow** : Fournit une interface graphique avec la technique de glisser-déposer pour organiser et analyser les données.

Grâce à son interface simple et directe, Weka est un excellent choix pour les débutants qui souhaitent commencer à apprendre l'analyse des données et l'apprentissage automatique sans avoir à écrire de code complexe [82] [83]. ❖ Aller sur le site : [Weka download | SourceForge.net](https://weka.org/)

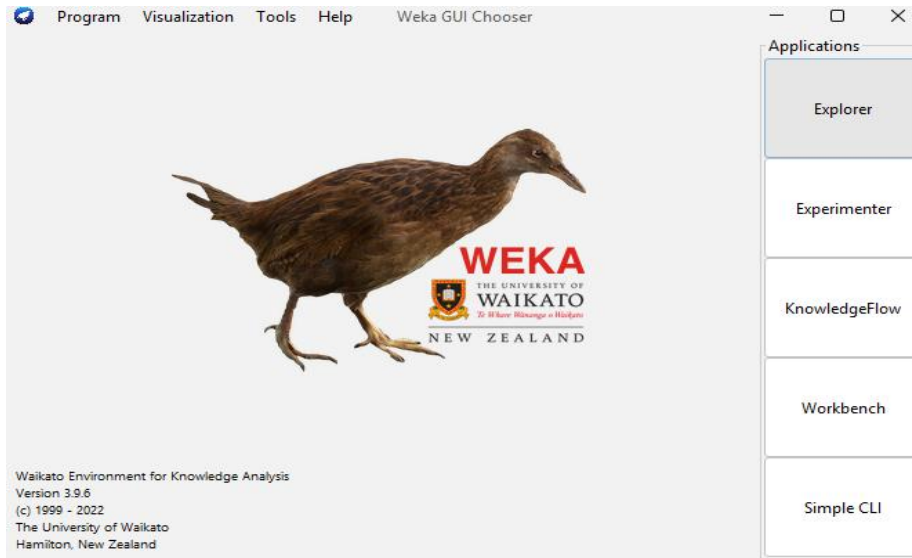


Figure II. 50 : Interface de Weka [83].

II.5. Conclusion

À l'issue de ce chapitre, nous avons jeté les bases d'un système intelligent dédié à la détection précoce des maladies cardiaques. En combinant la carte Raspberry Pi Pico avec des capteurs biométriques (ECG, SpO₂, fréquence cardiaque, température), nous avons conçu une architecture électronique robuste. La programmation en Python, l'intégration de Firebase pour le stockage sécurisé, ainsi que le développement d'une application mobile via Kodular ont permis une surveillance en temps réel de l'état de santé.

Ce projet se distingue par son approche interdisciplinaire, alliant électronique, médecine, programmation et intelligence artificielle pour une prévention proactive. Ce chapitre marque le début d'une solution innovante, qui sera concrètement évaluée dans le prochain chapitre à travers des expérimentations réelles et une validation des performances.



Chapitre III
Réalisations Et Résultats

III.1. Introduction

Après avoir abordé dans les deux chapitres précédents les différents aspects théoriques liés à notre problématique de recherche — en commençant par la compréhension des maladies cardiaques et des indicateurs physiologiques associés, et en passant par l'étude des approches possibles pour la conception d'un système intelligent avec IA et l'Internet des objets— nous arrivons maintenant à la phase de mise en œuvre pratique de notre.

L'objectif de ce chapitre est de transformer les concepts technologies développés en un système fonctionnel et opérationnel. Il ne s'agit pas seulement de démontrer le bon fonctionnement du modèle, mais aussi d'évaluer son efficacité dans le traitement de données réelles, dans un environnement concret.

Nous commençons par mettre en lumière l'aspect "intelligent" du système, qui se manifeste par l'utilisation d'algorithmes d'intelligence artificielle pour analyser les signaux et données physiologiques du patient, comme le signal ECG et la fréquence cardiaque. Cette analyse permet de détecter des anomalies pouvant révéler des troubles cardiaques, souvent avant l'apparition de symptômes cliniques évidents, augmentant ainsi considérablement les chances d'une intervention précoce.

Ensuite, nous détaillons le rôle de l'Internet des objets, qui sert de passerelle entre les capteurs et l'utilisateur. Il permet de connecter les capteurs au microcontrôleur, de collecter les données en temps réel, puis de les transmettre directement à l'application mobile via Wi-Fi. Cette communication fluide et rapide permet un suivi en temps réel du patient et assure la disponibilité continue des données pour l'analyse et le traitement.

III.2. Architecture générale du système

Cette section présente l'architecture globale du système conçu pour la surveillance des signes vitaux.

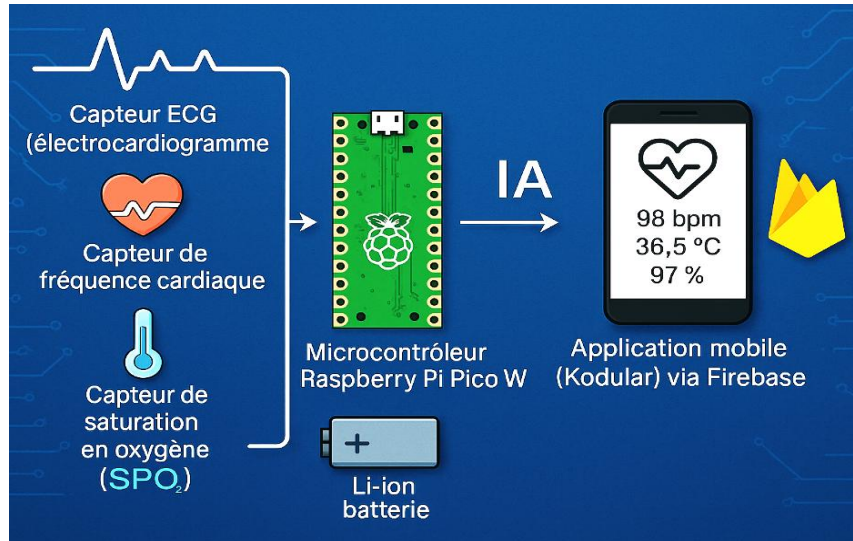


Figure III. 1 : Architecture du système intelligent de surveillance des signes vitaux à base de Raspberry Pi Pico W et d'intelligence artificielle.

Explication du flux de données :

III. 2.1. Les capteurs biomédicaux (Sensors)

Le système repose sur plusieurs capteurs biomédicaux destinés à collecter des données de santé précises et complètes sur l'état du patient. Ces capteurs comprennent :

Capteur ECG : Le capteur ECG AD8232 capte les signaux électriques du cœur pour détecter des anomalies. Les coussinets, fixés aux fils codés par couleur (rouge, jaune, vert), [84]. Doivent être placés près du cœur pour une mesure précise.

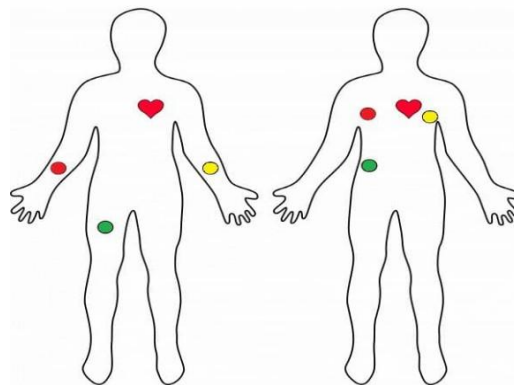


Figure III. 2 : la possibilité de placer des électrodes sur le corps humain [15].

- **Capteur de fréquence cardiaque (Heart Rate Sensor)** : permet de surveiller les battements du cœur en temps réel avec une grande précision [55].
- **Capteur de saturation en oxygène dans le sang (SpO₂ Sensor)** : mesure le taux de saturation en oxygène du sang, un facteur clé pour évaluer l'efficacité des fonctions respiratoires et circulatoires [55].
- **Capteur de température (Temperature Sensor)** : mesure la température corporelle du patient, un indicateur vital essentiel pour la détection des infections ou d'autres troubles de santé [57].

III .2.2. Le microcontrôleur (Microcontroller-Raspberry Pi Pico W)

Le Raspberry Pi Pico W constitue le cœur du système : il reçoit les données biomédicales provenant des capteurs, les organise et effectue un traitement préliminaire, avant de les transmettre via une connexion Wi-Fi au système intelligent chargé de les analyser et de prendre les décisions appropriées [51].

III .2.3. Communication sans fil (Wi-Fi Communication)

Le système repose sur la connexion Wi-Fi pour transmettre les données biométriques en temps réel vers les serveurs ou bases de données, permettant ainsi leur surveillance et analyse à distance en temps réel [85].

III .2.4. Traitement par Intelligence Artificielle (AI Processing)

Les données de santé sont analysées selon deux méthodes :

- **Random Forest**

Un algorithme d'apprentissage automatique utilisé pour classer et analyser les lectures physiologiques, telles que le rythme cardiaque, afin de détecter les anomalies [71].

- **Réseaux de neurones convolutifs (CNNs)**

Les réseaux de neurones profonds (CNNs) sont utilisés pour analyser en profondeur les signaux ECG, permettant de détecter tôt les indicateurs liés à des problèmes cardiaques[73].

III .2.5. L'intermédiaire (Firebase- Realtime Database)

Firebase assure la transmission en temps réel des données biométriques entre le Raspberry Pi Pico W et l'application, permettant un suivi instantané de l'état de santé du patient [63].

III .2.6. Application mobile (App Kodular)

Une application mobile développée avec Kodular permet d’afficher en temps réel les données vitales du patient via Firebase, d’émettre des alertes instantanées en cas d’anomalies détectées, et de consulter les enregistrements antérieurs si nécessaire [66].

III .3. L'intelligence artificielle (IA) et Détection des données

La surveillance des signaux physiologiques joue un rôle fondamental dans le diagnostic précoce des maladies cardiovasculaires. Parmi ces signaux, le signal électrocardiogramme (ECG) et la fréquence cardiaque sont deux indicateurs clés reflétant l’activité électrique et rythmique du cœur. Leur analyse intelligente permet de détecter précocement les anomalies cardiaques, et constitue donc un levier important dans la prévention des complications. Il est de valeur entière : **0 : pas de maladie et 1 : maladie.**

❖ **Apprentissage automatique (Machine Learning):** L'algorithme Random Forest a été utilisé pour classer les conditions de santé à partir des indicateurs biométriques, capable de traiter des données diverses et d'offrir des classifications précises.

❖ **Apprentissage profond (Deep Learning):** Le modèle TSRNet a été utilisé, combinant des réseaux de neurones convolutifs (CNN) pour l'extraction des caractéristiques pour la classification des données ECG. Ce modèle permet une analyse précise des données temporelles et la détection des anomalies cardiaques.

III .3.1. Méthodologie

III .3 .1. 1. Détection de la fréquence cardiaque avec Random Forest

L’algorithme **Random Forest**, relevant de l’apprentissage automatique supervisé, a été utilisé pour la classification de la fréquence cardiaque. Grâce à sa structure basée sur un ensemble d’arbres de décision, il est particulièrement efficace pour détecter des fluctuations anormales dans les battements du cœur, pouvant indiquer un rythme irrégulier.

Les données utilisées ont été collectées via des capteurs biomédicaux, puis nettoyées et prétraitées pour garantir l’exactitude des résultats [86].

Architecture de Model Random Forest

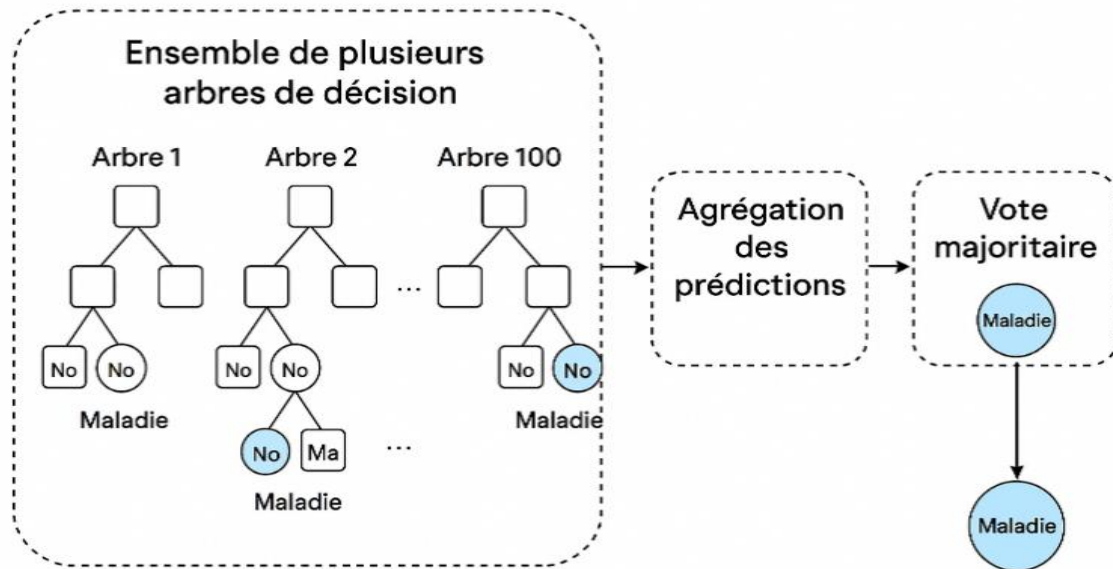


Figure III. 3: Architecture de Model Random Forest [86].

Base de données utilisée

La base de données Health_heart_experimental.csv, utilisée dans cette étude, a été extraite de la plateforme Kaggle, une référence en matière de partage de jeux de données pour l'analyse de données et l'apprentissage automatique. Elle a été spécialement sélectionnée pour sa pertinence dans l'étude des maladies cardiovasculaires, comme le montre l'image ci-dessous :

❖Aller sur le site: <https://www.kaggle.com/datasets/nassimsfaxi/observation-de-maladie.csv>

	age	sex	SysBP	DiaBP	HR	weightKg	heightCm	BMI	indication
0	64	1	141	96	128	69	147	32.0	1
1	21	1	109	100	106	48	150	21.0	0
2	30	0	112	73	126	69	183	21.0	0
3	35	1	106	90	130	45	149	20.0	0
4	39	0	140	90	112	92	166	33.0	1
5	68	1	115	93	130	53	172	18.0	0
6	50	1	125	117	89	56	172	19.0	0
7	23	1	111	85	131	55	169	19.0	0
8	34	1	144	80	90	67	178	21.0	0
9	36	0	113	109	187	46	114	35.0	1
10	39	1	146	104	85	54	160	21.0	0
11	25	1	108	91	141	117	183	35.0	1
12	33	0	117	107	111	61	155	25.0	0
13	58	1	143	89	86	70	133	40.0	1
14	54	0	128	114	124	98	181	30.0	0
15	68	1	116	89	193	62	158	25.0	0
16	44	0	130	78	94	76	144	37.0	1
17	54	0	117	118	166	58	136	31.0	1
18	56	1	117	112	138	51	175	17.0	1
19	60	1	106	108	115	91	167	33.0	1
20	49	0	116	79	176	88	167	32.0	1
21	21	0	130	115	100	110	173	37.0	1
22	63	1	135	112	155	61	129	37.0	1
23	21	0	129	87	119	91	166	33.0	1
24	65	0	134	110	180	56	121	38.0	1
25	59	1	125	115	199	73	147	34.0	1
26	63	0	120	106	157	52	167	19.0	0
27	25	1	117	110	175	102	163	38.0	1
28	33	0	135	91	104	48	181	15.0	1
29	40	1	145	108	85	45	147	21.0	0
30	30	0	143	90	133	54	129	32.0	1
31	41	0	112	87	157	66	163	25.0	0
32	46	1	138	75	139	67	133	38.0	1
33	47	0	108	101	137	80	167	29.0	0
34	25	1	145	86	108	85	175	28.0	0
35	67	0	124	83	190	112	173	37.0	1
36	22	1	134	108	95	47	138	25.0	0
37	41	1	106	100	115	45	146	21.0	0
38	48	1	123	96	137	81	165	30.0	0
39	21	0	128	77	185	58	183	17.0	0
40	56	0	141	82	117	55	159	22.0	0
41	23	0	145	101	151	102	160	40.0	1
42	63	0	127	79	147	54	155	22.0	0
43	52	0	112	113	137	59	158	24.0	0
44	21	1	136	87	93	60	156	25.0	0
45	43	1	126	107	199	84	170	29.0	0

Figure III. 4 : Base de données des signes vitaux des patients

```

@relation cardio-visual
@attribute pren numeric
@attribute age numeric
@attribute sex {1,0}
@attribute SysBP numeric
@attribute DiaBP numeric
@attribute HR numeric
@attribute weightKg numeric
@attribute heightCm numeric
@attribute BMI numeric
@attribute indication {1,0}
@data
0,64,1,141,96,128,69,147,32.0,1
1,21,1,109,100,106,48,150,21.0,0
2,30,0,112,73,126,69,183,21.0,0
3,35,1,106,90,130,45,149,20.0,0
4,39,0,140,90,112,92,166,33.0,1
5,68,1,115,93,130,53,172,18.0,0
6,50,1,125,117,89,56,172,19.0,0
7,23,1,111,85,131,55,169,19.0,0
8,34,1,144,80,90,67,178,21.0,0
9,36,0,113,109,187,46,114,35.0,1
10,39,1,146,104,85,54,160,21.0,0
11,25,1,108,91,141,117,183,35.0,1
12,33,0,117,107,111,61,155,25.0,0
13,58,1,143,89,86,70,133,40.0,1
14,54,0,128,114,124,98,181,30.0,0
15,68,1,116,89,193,62,158,25.0,0
16,44,0,130,78,94,76,144,37.0,1
17,54,0,117,118,166,58,136,31.0,1
18,56,1,117,112,138,51,175,17.0,1
19,60,1,106,108,115,91,167,33.0,1
20,49,0,116,79,176,88,167,32.0,1
21,21,0,130,115,100,110,173,37.0,1
22,63,1,135,112,155,61,129,37.0,1
23,21,0,129,87,119,91,166,33.0,1
24,65,0,134,110,180,56,121,38.0,1
25,59,1,125,115,199,73,147,34.0,1
26,63,0,120,106,157,52,167,19.0,0
27,25,1,117,110,175,102,163,38.0,1

```

Figure III. 5: Fichier heart_disease.arff utilisé avec Weka pour la prédiction .

La variable cible **indication** est binaire :

- **0** indique l'absence de pathologie cardiaque,
- **1** indique un risque ou la présence d'une affection cardiaque.

Tableau III. 1 : Informations d'attributs de la base de données des patients de cardiaques.

Nom de la variable	Description	Type
age	Âge du patient (en années)	Numérique
sex	Sexe du patient (0 = Femme, 1 = Homme)	Catégorique
SysBP	Pression artérielle systolique (en mmHg)	Numérique
DiaBP	Pression artérielle diastolique (en mmHg)	Numérique
HR	Fréquence cardiaque (en battements par minute)	Numérique
weightKg	Poids du patient (en kilogrammes)	Numérique
heightCm	Taille du patient (en centimètres)	Numérique
BMI	Indice de masse corporelle	Numérique
indication	Étiquette : 0 (sain) ou 1 (risque cardiaque)	Binaire (cible)

Les données ont été divisées en deux ensembles : **80 % pour l'apprentissage** et **20 % pour les tests**.

III .3.1. 2. Détection d'anomalies du signal ECG avec TSRNet

TSRNet est une approche innovante et accessible conçue pour détecter en temps réel les anomalies dans les signaux ECG (électrocardiogramme). Ce modèle a été mis au point par le laboratoire AICV (Intelligence Artificielle et Vision par Ordinateur) de l'Université de l'Arkansas, et a été officiellement présenté lors de la conférence internationale ISBI en **2024**. L'électrocardiogramme (ECG) est crucial pour évaluer la santé cardiaque, mais différencier signaux normaux et anormaux est complexe. Pour cela, TSRNet, un réseau innovant, utilise uniquement des données ECG normales pour apprendre à détecter les anomalies. Il combine deux types d'analyses : temporelle (1D) et spectrale (2D via STFT), grâce à deux sous-réseaux et des modules d'attention qui fusionnent ces informations. En reconstruisant les signaux normaux, le modèle identifie comme anomalies les écarts importants lors de la reconstruction, offrant une détection précise même sans données annotées [87].

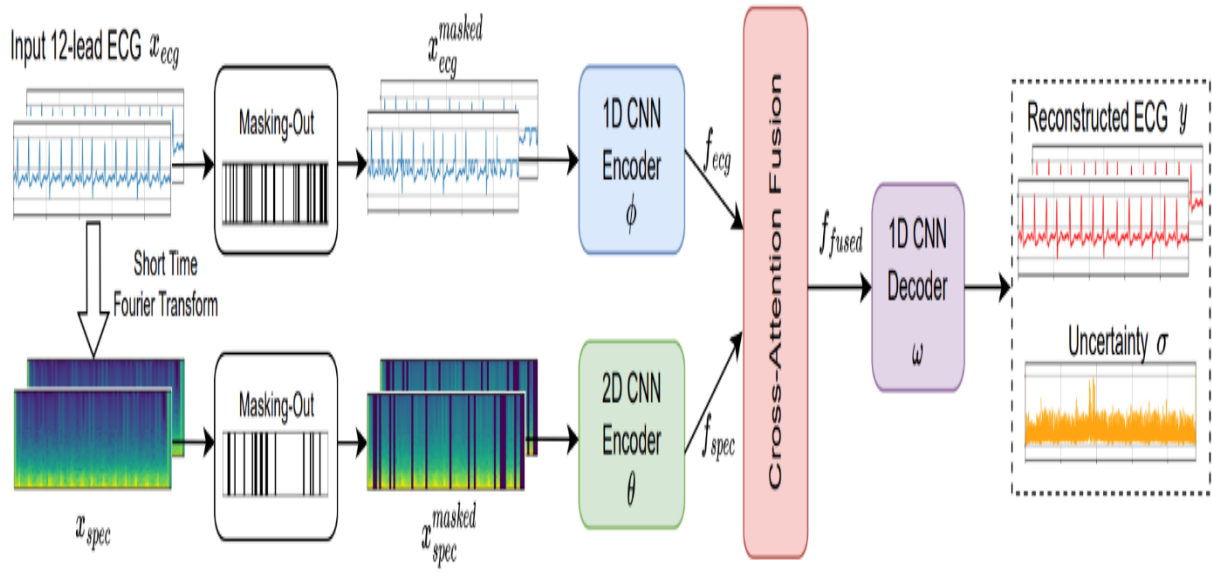


Figure III. 6: Vue d'ensemble de notre cadre proposé TSRNet [87].

Grâce à cela, TSRNet apprend des représentations robustes capables de mieux discriminer les motifs normaux des motifs anormaux.

Le signal ECG reconstruit représente la version générée par le modèle à partir d'un ECG d'entrée supposé normal. En phase d'entraînement, le modèle apprend à reproduire fidèlement les signaux normaux. Lorsqu'un signal anormal est présenté, le modèle échoue à le reconstruire correctement, ce qui provoque une erreur de reconstruction mesurable. Cette erreur, souvent calculée via la MSE (Mean Squared Error), sert d'indicateur fiable pour détecter des anomalies cardiaques de manière non supervisée [87].

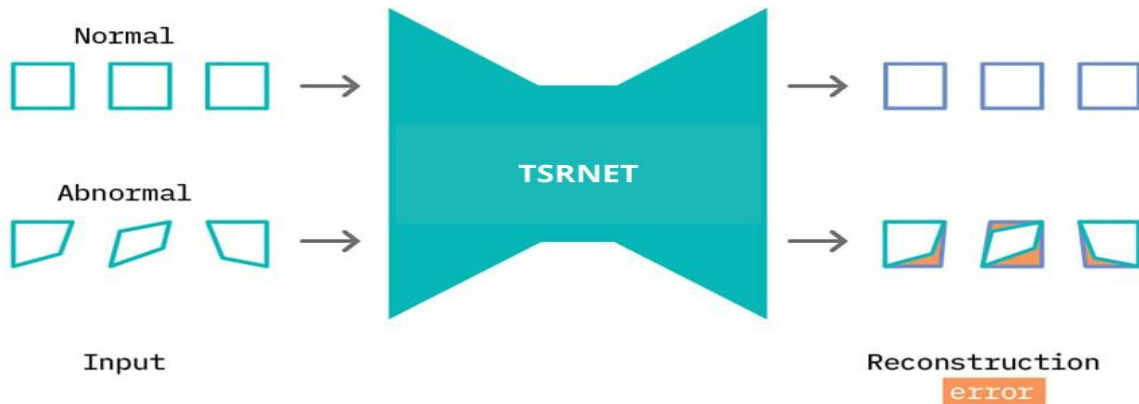


Figure III. 7: Anomaly Détection Models TSRNet [87].

En outre, une méthode d'inférence novatrice appelée "Peak-based Error", centrée sur les pics de l'ECG — éléments essentiels dans la détection d'anomalies — a été introduite. Les résultats expérimentaux obtenus sur la base de données à grande échelle PTB-XL ont confirmé l'efficacité de

Cette approche, tout en garantissant une grande efficacité grâce à une réduction du nombre de paramètres entraînables [87].

Dans ce chapitre, nous proposons une approche qui exploite la détection d'anomalies pour identifier les états pathologiques en utilisant uniquement des données ECG normales pour l'apprentissage.

En conséquence, nous introduisons un réseau spécialisé appelé Réseau de Restauration Multimodale du Temps et du Spectrogramme (TSRNet), conçu spécifiquement pour la détection des anomalies dans les signaux ECG.

TSRNet s'inscrit dans la catégorie des méthodes de détection d'anomalies basées sur la restauration et s'inspire à la fois du domaine des séries temporelles et de celui des spectrogrammes.

Cette approche permet au réseau d'apprendre des représentations robustes avec des capacités de discrimination supérieures, lui permettant de distinguer plus efficacement les motifs ECG normaux des motifs anormaux.

Par ailleurs, nous avons utilisé une nouvelle méthode d'inférence, appelée « erreur basée sur les pics », qui se concentre spécifiquement sur les pics de l'ECG, un élément crucial pour la détection des anomalies [87]. ❖ Aller sur le site : <https://github.com/UARK-AICV/TSRNet?tab=readme-ov-file>.

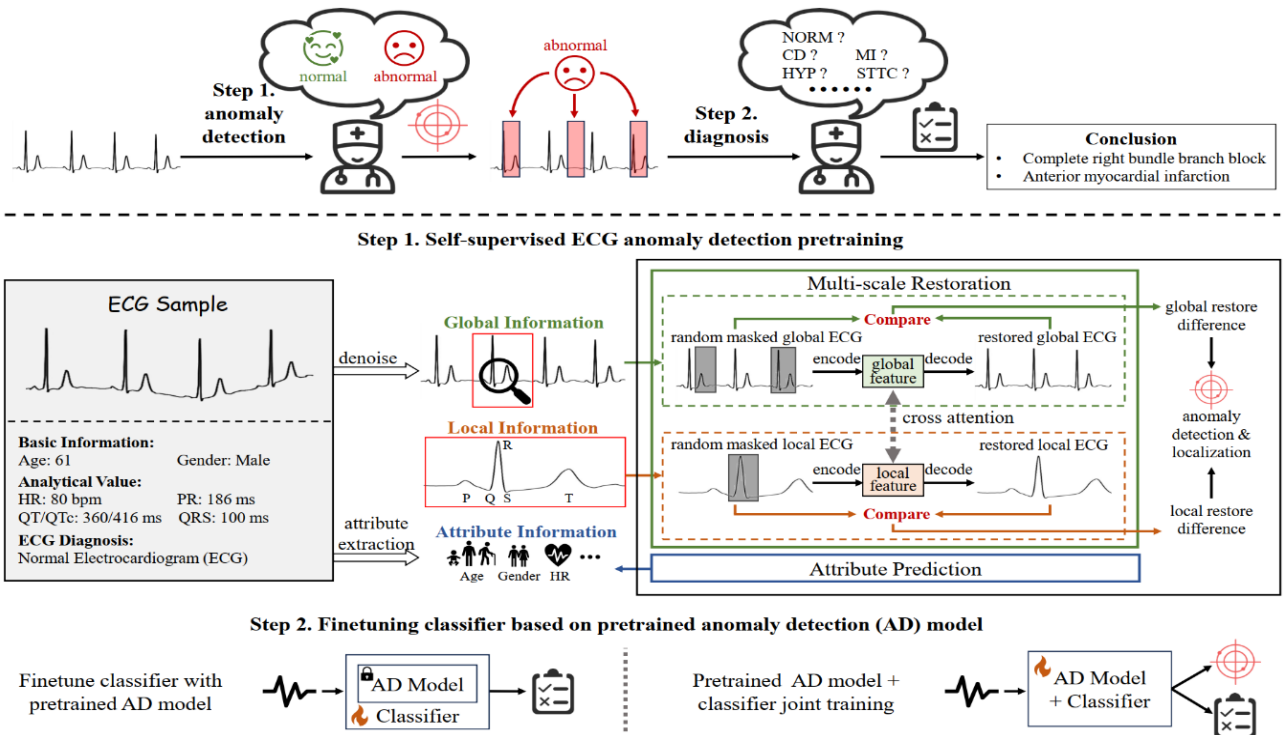


Figure III. 8 :- Détection et diagnostic des anomalies ECG par apprentissage auto-supervisé [88].

Architecture de Model TSRNET

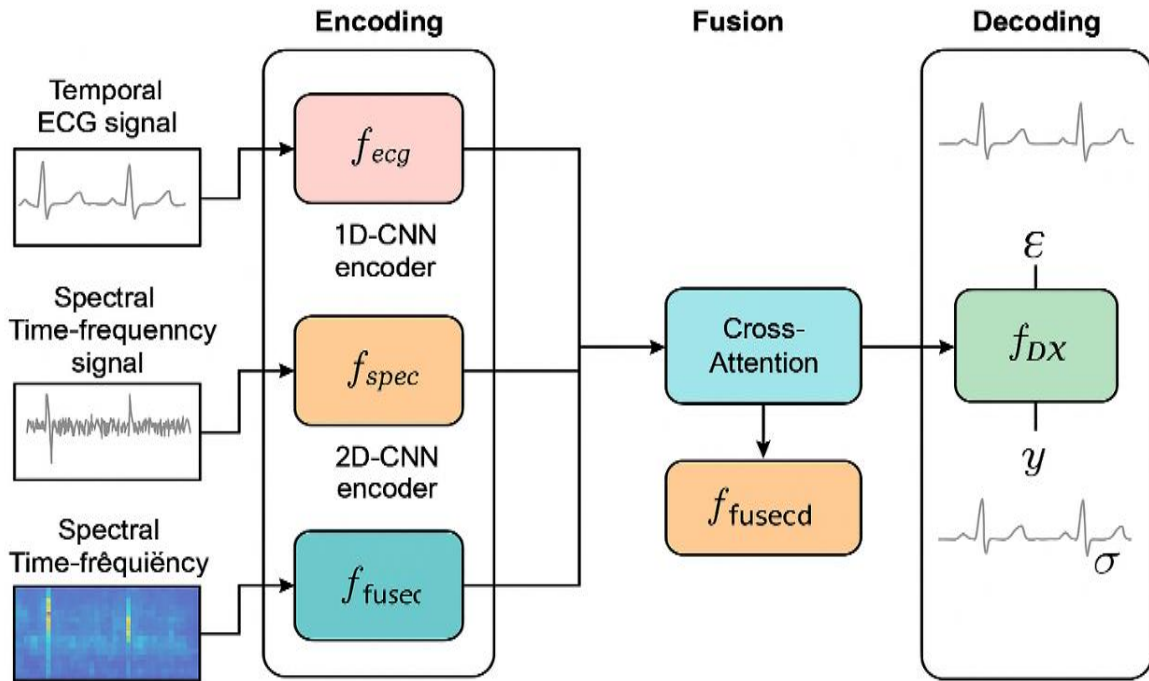


Figure III. 9: Architecture de Model TSRNET.

L'architecture du modèle TSRNet repose sur une combinaison multimodale des représentations temporelles et spectrales des signaux ECG, afin de détecter efficacement les anomalies.

◆ Entrées (Input)

Le modèle prend comme entrée un signal ECG brut à 12 dérivations. Deux types de représentations sont générées :

Une représentation temporelle unidimensionnelle (1D) du signal.

Une représentation spectrale bidimensionnelle (2D), obtenue à l'aide de la Transformée de Fourier à Court Terme (STFT).

◆ Encodage (Encoders)

Le signal temporel est traité à l'aide d'un encodeur 1D-CNN, qui extrait les caractéristiques pertinentes du domaine temporel.

La représentation spectrale est traitée par un encodeur 2D-CNN, qui extrait les caractéristiques dans le domaine fréquence-temps.

◆ Fusion des caractéristiques

Les caractéristiques extraites des deux branches sont combinées grâce à un module d'attention croisée à deux couches avec poids partagés, permettant une fusion intelligente des informations temporelles et spectrales.

◆ Décodage et reconstruction

La représentation fusionnée est ensuite transmise à un décodeur 1D-CNN, chargé de reconstruire le signal ECG initial. En parallèle, le modèle fournit une estimation de l'incertitude (σ) liée à la reconstruction.

◆ Détection d'anomalies

Enfin, une méthode d'inférence innovante appelée "Peak-based Error" est utilisée. Cette méthode se concentre sur les pics du signal ECG, notamment les pics R, qui sont essentiels pour identifier les anomalies éventuelles.

Base de données utilisée

Pour l'entraînement et l'évaluation du modèle TSRNet, nous avons utilisé la base de données PTB-XL, une ressource de référence dans le domaine de l'analyse des signaux ECG. Il s'agit d'une base de données publique, fournie par PhysioNet, qui contient 21 837 enregistrements ECG de 10 secondes chacun, collectés auprès de 18 885 patients. Chaque enregistrement comporte 12 dérivations standard et est annoté par des cardiologues selon plusieurs classes de diagnostics (rythmiques, morphologiques, etc.).

La richesse et la diversité des données PTB-XL permettent de former des modèles robustes capables de généraliser à une grande variété de pathologies cardiaques, comme le montre l'image ci-dessous :

❖ Aller sur le site: https://physionet.org/content/ptb-xl/1.0.3/ptb-xl_database.csv

ecg_id	patient_id	age	sex	height	weight	nurse	site	device	recording_date	report	scp_codes	heart_axis	infarction_stadium1	infarction_stadium2	validated_by	second_opinion	initial_autogenerated_report
1	15709.0	56.0	1	63.0	2.0	0.0	CS-12 E	1984-11-09 09:17:34	sinusrhythmus periphere niederspannung	{'NORM': 100.0, 'LVOLT': 0.0, 'SR': 0.0}					False	False	a)
2	13243.0	19.0	0	70.0	2.0	0.0	CS-12 E	1984-11-14 12:55:37	sinusbradykardie sonst normales ekg	{'NORM': 80.0, 'SBRAD': 0.0}					False	False	
3	20372.0	37.0	1	69.0	2.0	0.0	CS-12 E	1984-11-15 12:49:10	sinusrhythmus normales ekg	{'NORM': 100.0, 'SR': 0.0}					False	False	
4	17014.0	24.0	0	82.0	2.0	0.0	CS-12 E	1984-11-15 13:44:57	sinusrhythmus normales ekg	{'NORM': 100.0, 'SR': 0.0}					False	False	
5	17448.0	19.0	1	70.0	2.0	0.0	CS-12 E	1984-11-17 10:43:15	sinusrhythmus normales ekg	{'NORM': 100.0, 'SR': 0.0}					False	False	
6	19005.0	18.0	1	58.0	2.0	0.0	CS-12 E	1984-11-28 13:32:13	sinusrhythmus normales ekg	{'NORM': 100.0, 'SR': 0.0}					False	False	
7	16193.0	54.0	0	83.0	2.0	0.0	CS-12 E	1984-11-28 13:32:22	sinusrhythmus linkstyp t abnormal, wahrscheinlich inferiorer myokardschaden qt-verlängerung	{'NORM': 100.0, 'SR': 0.0}	LAD				False	False	
8	11275.0	48.0	0	95.0	2.0	0.0	CS-12 E	1984-12-01 14:49:52	sinusrhythmus linkstyp qrs(t) abnormal inferiorer infarkt alter unbest.	{'IMI': 35.0, 'ABQRS': 0.0, 'SR': 0.0}	LAD	unknown			False	False	
9	18792.0	55.0	0	70.0	2.0	0.0	CS-12 E	1984-12-08 09:44:43	sinusrhythmus normales ekg	{'NORM': 100.0, 'SR': 0.0}					False	False	
							CS-12	1984-12-12	sinusrhythmus normales ekg	{'NORM': 100.0, 'SR': 0.0}							

Figure III.10 : a) La forme des données des patients de cardiaques – csv (Partie 1).

infarction_stadium1	infarction_stadium2	validated_by	second_opinion	initial_autogenerated_report	validated_by_human	baseline_drift	static_noise	burst_noise	electrodes_problems	extra_beats	pacemaker	strat_fold	filename_lr	filename_hr
			False	False	True		, I-V1,					3	records100/00000/00001_lr	records500/00000/00001_hr
			False	False	True							2	records100/00000/00002_lr	records500/00000/00002_hr
			False	False	True							5	records100/00000/00003_lr	records500/00000/00003_hr
			False	False	True		, II,III,AVF					3	records100/00000/00004_lr	records500/00000/00004_hr
			False	False	True		, III,AVR,AVF					4	records100/00000/00005_lr	records500/00000/00005_hr
			False	False	True		, V1					4	records100/00000/00006_lr	records500/00000/00006_hr
			False	False	True							7	records100/00000/00007_lr	records500/00000/00007_hr
unknown			False	False	True		, II,AVF	, I-AVF,				9	records100/00000/00008_lr	records500/00000/00008_hr
			False	False	True		, I-AVR,					10	records100/00000/00009_lr	records500/00000/00009_hr

b) Suite – La forme des données des patients de cardiaques – csv (Partie 2).

Tableau III. 2 : Informations des attributs de la base PTB-XL de données des patients de cardiaques

N° de paramètre	Abréviation	Signification
1	ecg_id	Identifiant unique de l'enregistrement ECG
2	patient_id	Identifiant du patient
3	age	Âge du patient (en années)
4	sex	Sexe du patient (1 = homme ; 0 = femme)
5	height	Taille du patient (en cm)
6	weight	Poids du patient (en kg)
7	nurse	Identifiant de l'infirmier(ère) responsable
8	site	Site médical où l'enregistrement a été effectué
9	device	Appareil utilisé pour l'enregistrement ECG
10	recording_date	Date de l'enregistrement
11	report	Rapport clinique associé à l'ECG
12	scp_codes	Codes SCP-ECG représentant les diagnostics
13	heart_axis	Axe cardiaque estimé
14	infarction_stadium1	Stade 1 de l'infarctus (si applicable)
15	infarction_stadium2	Stade 2 de l'infarctus (si applicable)
16	validated_by	Validé par (ID de l'expert)
17	second_opinion	Deuxième avis médical
18	initial_autogenerated_report	Rapport généré automatiquement
19	validated_by_human	Validation humaine (Oui / Non)
20	baseline_drift	Présence de dérive de la ligne de base
21	static_noise	Présence de bruit statique
22	burst_noise	Présence de bruit d'éclatement
23	electrodes_problems	Problèmes détectés sur les électrodes
24	extra_beats	Présence de battements supplémentaires
25	Pacemaker	Présence d'un pacemaker (0/1)

26	strat_fold	Indice de pli pour validation croisée
27	filename_lr	Nom de fichier (basse résolution)
28	filename_hr	Nom de fichier (haute résolution)

III .3 .2. Environnement expérimental et Résultats

III .3 .2.1 Environnement technique

- **A. Matériel (Hardware)**

Unité de traitement graphique (GPU) : NVIDIA Tesla T4 (16 Go GDDR6) via Google Colab

Processeur (CPU) : Intel Xeon 2.2 GHz (8 cœurs)

Mémoire vive (RAM): 25 Go DDR4

Stockage: 100 Go SSD

- **B. Logiciels (Software)**

Environnements de développement :

Visual Studio Code Insiders 1.75 (pour l'édition du code)

Weka 3.9.6 (pour la comparaison avec des algorithmes d'apprentissage automatique traditionnels)

Cadre de travail principal :

PyTorch 1.10.0 avec prise en charge de CUDA 11.3 / Python 3.8.10

- **C. Paramètres de configuration**

Graine aléatoire : 668 (pour garantir la reproductibilité des expériences)

Précision de calcul : Float32

Activation du mode Mixed Precision : activé pour améliorer la vitesse d'entraînement et réduire la consommation de mémoire GPU

III .3.2. 2 Bibliothèques Utilisées

Nous avons utilisé des bibliothèques adaptées pour l'entraînement, le traitement des signaux et l'affichage des résultats.

- **Bibliothèques de base**

Ces bibliothèques permettent la construction des réseaux neuronaux CNN et le traitement efficace des données sous forme matricielle pour l'analyse des signaux ECG.

Tableau III. 3 : Bibliothèques Fondamentales (Core Libraries)

Bibliothèque	Version	Rôle Principal	Exemple d'Utilisation
PyTorch	1.10.0+	- Construction et entraînement des réseaux neuronaux (CNN) - Support GPU T4 /TPU	model = nn.Module()
Torch vision	0.11.1+	- Traitement des images/signaux - Transformations STFT	torch.stft()
NumPy	1.19.2+	- Traitement des matrices de signaux - Calculs mathématiques	np.load('ECG.npy')
SciPy	1.5.2+	Application des filtres et analyse STFT des signaux	scipy.signal.butter()

- **Bibliothèques de Traitement des Données ECG**

Ces bibliothèques sont utilisées pour la lecture, le décodage et l'analyse des signaux ECG, facilitant la détection des battements cardiaques et l'extraction des caractéristiques.

Tableau III. 4 : Bibliothèques dédiées à l'analyse des signaux ECG

Bibliothèque	Version	Rôle Principal
WFDB	4.1.0+	- Lecture des données ECG (ex: PTB-XL) - Décodage des signaux
HeartPy	1.2.7+	- Analyse des battements cardiaques - Détection des pics R
PyWavelets	1.1.1+	- Analyse spectrale avancée (alternative à STFT)

- **Bibliothèques Utilitaires**

Elles servent à la visualisation des signaux, au suivi de l'avancement de l'entraînement des modèles, ainsi qu'à la gestion et au traitement des métadonnées associées.

Tableau III. 5: Bibliothèques d'aide

Bibliothèque	Version	Rôle Principal
Matplotlib	3.3.2+	- Visualisation des signaux et résultats
TQDM	Toute	- Affichage de la barre de progression d'entraînement
Pandas	1.1.3+	- Traitement des métadonnées

III .3 .2. 3 Mesures d'évaluation

Lors de l'évaluation d'un modèle de classification comme TSRNet ou Random Forest, plusieurs métriques statistiques sont utilisées pour mesurer sa capacité à différencier correctement les classes, surtout en cas de données déséquilibrées [89].

Binary Classification Metrics

Note

- **True Positive (TP):** model correctly predicts the positive class
- **True Negative (TN):** model correctly predicts the negative class
- **False Positive (FP):** model predicts positive, but it's negative.
- **False Negative (FN):** model predicts negative, but it's positive [89] [90].

1. Précision (Precision)

- **Définition :** La proportion des prédictions positives correctes parmi l'ensemble des prédictions positives.
- **Formule : *Précision***
$$= \frac{\text{correctlyclassifiedactualpositives}}{\text{everythingclassifiedaspositive}} = \frac{TP}{TP+FP}$$
 (III.1)
- **Importance :** Utile pour mesurer la fiabilité des prédictions positives, notamment lorsqu'il est crucial de réduire les faux positifs [89] [90].

2. Rappel (Recall ou Sensibilité)

- **Définition :** La proportion des cas positifs correctement identifiés parmi tous les cas réellement positifs.
- **Formule : Rappel (Recall)**
$$= \frac{\text{correctlyclassifiedactualpositives}}{\text{allactualpositive}} = \frac{TP}{TP+FN}$$
 (III.2)
- **Importance :** Essentiel pour évaluer la capacité du modèle à détecter toutes les occurrences positives, notamment dans les contextes critiques comme le diagnostic médical [89] [90].

3. Score F1 (F1-Score)

- **Définition** : La moyenne harmonique entre la précision et le rappel.
- **Formule** : $F1 = \frac{2 \times \text{precision} \times \text{recall}}{\text{precision} + \text{recall}}$ (III.3)
- **Importance** : Fournit un équilibre entre la précision et le rappel, utile dans les cas de classes déséquilibrées [89] [90].

4. AUC-ROC (Aire sous la courbe ROC)

- **Définition** : Aire sous la courbe ROC (Receiver Operating Characteristic), représentant la relation entre le taux de vrais positifs et le taux de faux positifs.
- **Calcul** : Aucune formule simple ; généralement calculée par intégration numérique.
- **Importance** : Mesure la capacité du modèle à distinguer correctement entre les classes positives et négatives, sur toutes les valeurs seuils possibles [89] [90].

5. Exactitude (Accuracy)

- **Définition** : La proportion des prédictions correctes (positives et négatives) sur l'ensemble des prédictions.
- **Formule** : $\text{Exactitude (Accuracy)} = \frac{TP + TN}{TP + TN + FP + FN}$ (III.4)
- **Importance** : Pertinente lorsque les classes sont équilibrées, mais peut induire en erreur si les classes sont déséquilibrées [89] [90].

6. Spécificité (Specificity)

- **Définition** : La proportion des prédictions négatives correctes parmi tous les cas réellement négatifs.
- **Formule** : $\text{Spécificité} = \frac{TN}{TN + FP}$ (III.5)
- **Importance** : Essentielle pour évaluer la capacité du modèle à identifier correctement les cas négatifs, particulièrement en médecine [89] [90].

7. PR-AUC (Aire sous la courbe Précision-Rappel)

- **Définition** : Aire sous la courbe représentant la relation entre la précision et le rappel.
- **Calcul** : Calculée de manière numérique.
- **Importance** : Fournit une évaluation plus fiable du modèle lorsqu'on travaille avec des classes fortement déséquilibrées [89] [90].

8. Perte Logarithmique (Log Loss)

- **Définition** : Il s'agit d'une mesure qui évalue la précision des probabilités prédites par un modèle de classification. Plus la probabilité prédite s'éloigne de la vérité, plus la pénalité est élevée.
- **Importance** : Contrairement aux autres métriques qui se basent sur des classes prédictives binaires, la Log Loss prend en compte la confiance du modèle. Elle est particulièrement utile lorsque les sorties du modèle sont des probabilités [89] [90].

Ces métriques doivent être combinées pour fournir une évaluation globale et pertinente de la performance du modèle de classification, ce qui permet d'orienter les choix en matière de réglage, d'amélioration et de déploiement.

III .3 .2. 4 Expérience : *RÉSULTATS DE SIMULATION*

Nous présentons dans cette section les expériences que nous avons menées en utilisant des algorithmes d'intelligence artificielle pour la détection précoce des maladies cardiaques. Nous avons testé l'algorithme TSRNet profond sur la plateforme Google Colab, tandis que nous avons testé l'algorithme Random Forest classique à l'aide de Weka et Visual Studio Code. Ensuite, nous avons analysé les performances de chaque modèle et les avons comparées selon les critères mentionnés précédemment.

III .3.2.4. a. Expérience avec Random Forest via Weka et Visual Studio Code

a.1 Environnement d'exécution

- **Analyse des données** : Weka 3.9.6
- **Environnement de développement** : Visual Studio Code Insiders (Python+Matplotlib/Seaborn)

a.2 Configuration de l'expérience

- **Nombre d'arbres** : 100
- **Évaluation croisée** : 10-fold cross-validation
- **Attributs sélectionnés** : ECG, BPM, SpO2, âge

a.3 Résultats obtenus

➤ Avec Visual Studio Code Insiders

Les performances de l'algorithme Random Forest ont été évaluées à l'aide de rapports de classification et de visualisations graphiques. Voici les principaux résultats obtenus :

Résultats sur les données d'entraînement

Classe	Précision	Rappel (Recall)	F1-score	Support
Absence (0)	1.00	1.00	1.00	30 213
Présence (1)	1.00	1.00	1.00	27 195
Moyenne	1.00	1.00	1.00	57 408

b) Résultats sur les données de test :

Classe	Précision	Rappel (Recall)	F1-score	Support
Absence (0)	0.98	0.99	0.99	7 591
Présence (1)	0.99	0.98	0.99	6 761
Moyenne	0.99	0.99	0.99	14 352

```

=====TRAIN=====
Classification Report:
              precision    recall  f1-score   support

     0       1.00      1.00      1.00     30213
     1       1.00      1.00      1.00     27195

 accuracy          1.00     57408
 macro avg          1.00     57408
weighted avg          1.00     57408

=====
=====TEST=====
Classification Report:
              precision    recall  f1-score   support

     0       0.98      0.99      0.99      7591
     1       0.99      0.98      0.99      6761

 accuracy          0.99     14352
 macro avg          0.99     14352
weighted avg          0.99     14352

```

Figure III. 11: Résultats sur les données avec Visual studio.

a) Matrice de confusion

La matrice de confusion obtenue sur l'ensemble de test est présentée ci-dessous. Elle permet de visualiser les erreurs de classification entre les deux classes :

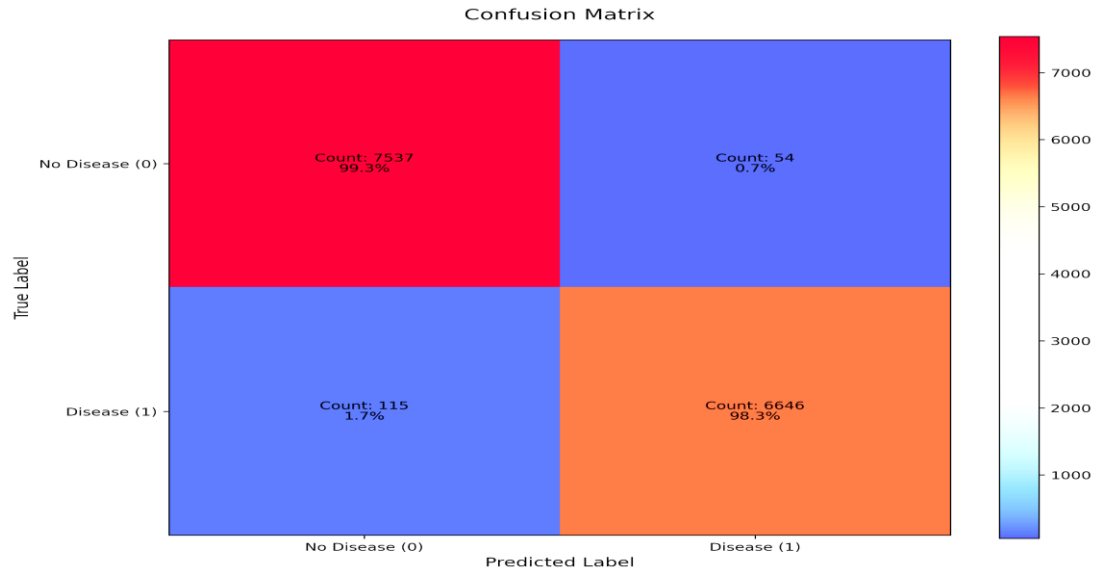


Figure III. 12 : Matrice de confusion de Model Random avec Visual studio.

d) Importance des attributs

Le graphique suivant illustre l'importance relative des attributs dans la classification. Les caractéristiques les plus déterminantes identifiées par l'algorithme sont : l'**IMC (BMI)**, le **poids**, la **taille**, et la **fréquence cardiaque (HR)**.

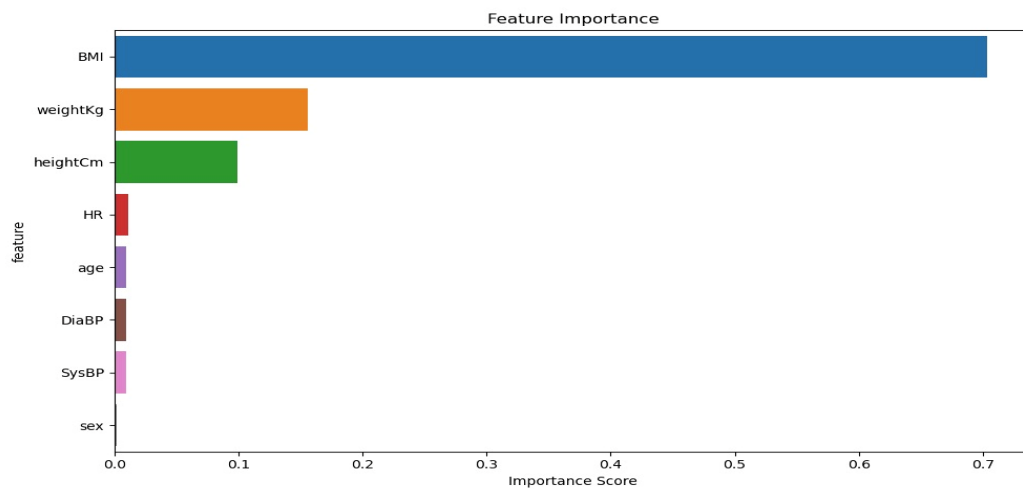
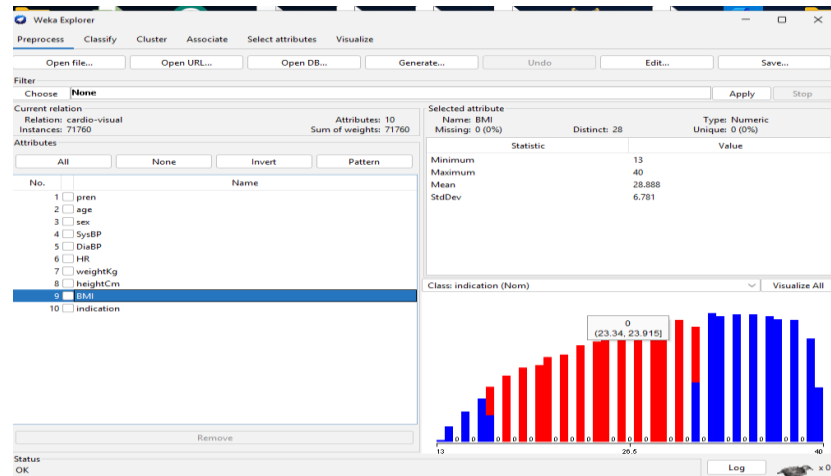


Figure III. 13 : Importance des caractéristiques de Model Random.

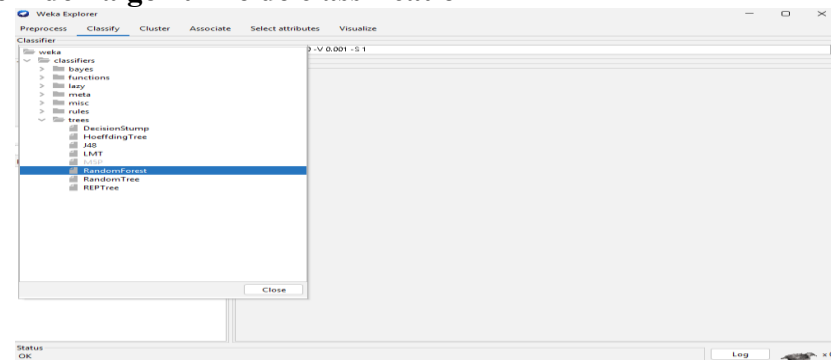
➤ Avec Weka 3.9.6

Nous avons utilisé l'outil Weka pour analyser les données de santé mentionnées précédemment, dans le but d'identifier les caractéristiques les plus importantes et d'évaluer les performances de différents algorithmes de classification.

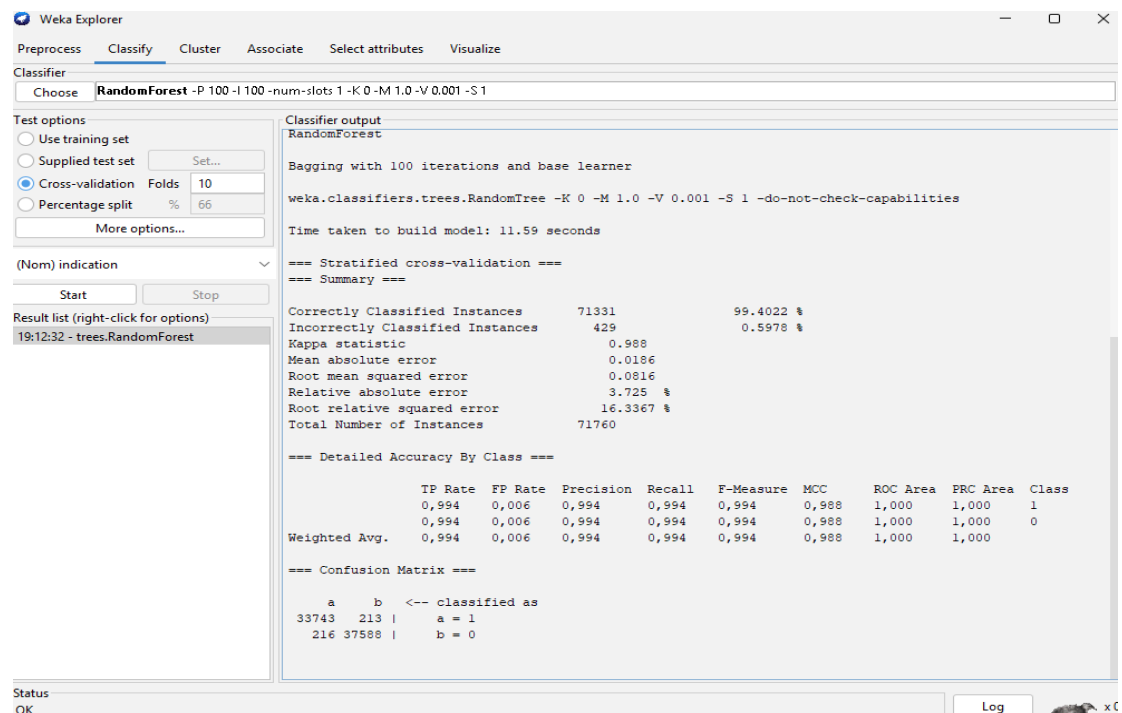
✓ Étape 1 : Ouverture du programme et importation des données



✓ Étape 2 : Choix de l'algorithme de classification



✓ Étape 3 : Affichage de l'importance des attributs (Feature Selection)



L'algorithme Random Forest a montré une excellente performance dans la classification des données de santé, avec une précision de 99,40% et une AUC de 1,000. La valeur de Kappa (0,988) et le F1-score (0,994) montrent une forte cohérence et une grande précision.

III .3.2.4. b. Expérience avec l'algorithme TSRNet sur Google Colab

b.1 Environnement d'exécution

- **Plateforme** : Google Colab) avec GPU)
- **Framework** : PyTorch
- **Matériel utilisé**
 - GPU : Tesla T4 (via Colab)
 - RAM : 12 Go

b.2 Étapes de mise en œuvre

1. **Nous téléchargeons les données** (Google Drive).
2. **Construction du modèle CNN**
 - 3 couches convolutionnelles + max pooling
 - Couche entièrement connectée + softmax
3. **Réglage des hyperparamètres**
 - Epochs : 20
 - Batch size : 32
 - GPU : 0
 - Learning rate : 0.001

b.3 Résultats et analyse des performances

Evolution des performances

Époque (Epochs)	Perte totale(loss)	AUC (%)	Remarque
0	-0.226	60.2	Départ aléatoire
4	-0.875	76.9	Amélioration rapide
10	-0.933	85.0	Meilleure performance atteinte
20	-0.944	83.9	Début de surapprentissage

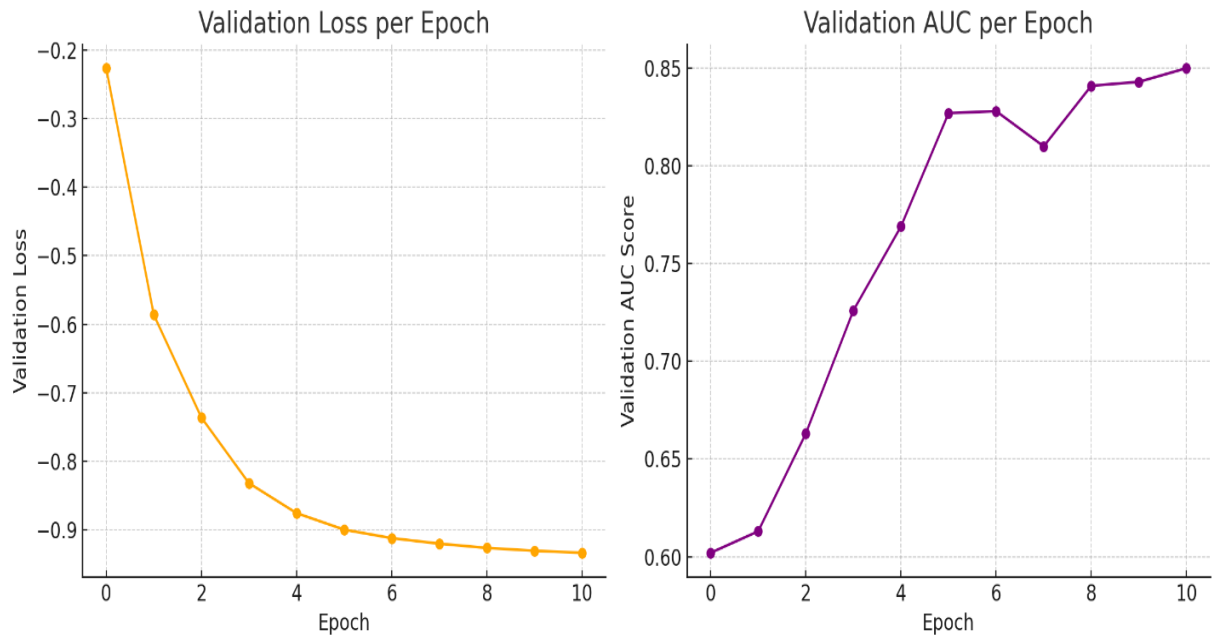


Figure III. 14 : Évolution de la perte (Loss) et de l'AUC – TSRNet.

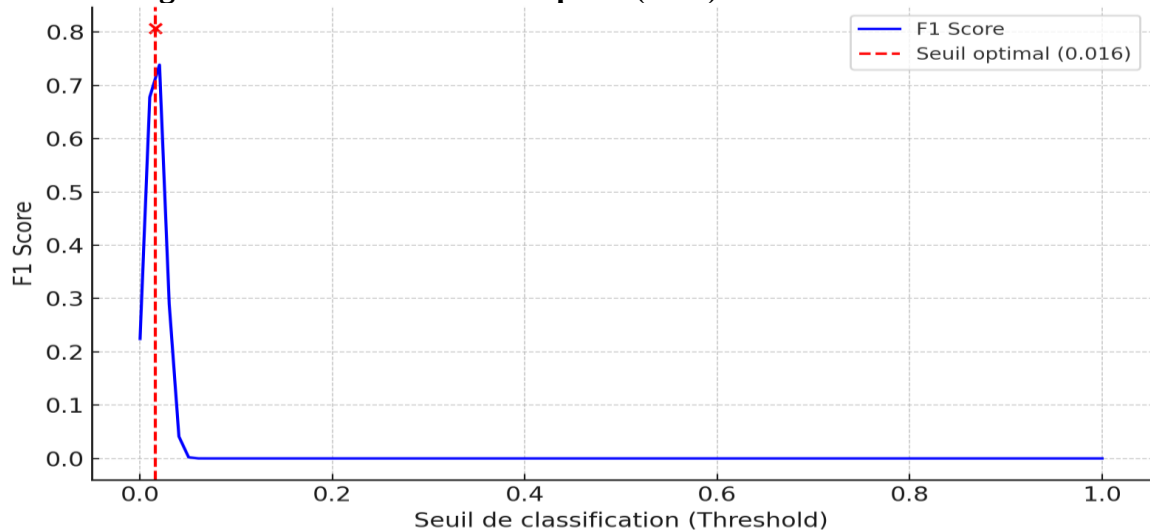


Figure III. 15 : Courbe de F1 Score-TSRNET.

b..4 Évaluation finale et perspectives

Mesures de performance

➤ AUC finale : 85 %

Interprétation

- Une AUC > 80 % est considérée comme excellente dans les systèmes de classification médicale.
- Cela indique la capacité du modèle à distinguer avec précision entre les cas normaux et anormaux.

b.5. Comparaison avec les travaux précédents

Modèle	AUC (%)	Remarques supplémentaires
TSRNet (modèle propose)	85.0	Meilleure précision grâce à la structure CNN spécialisée et aux techniques de masquage.
LSTM-Auto encoder	81.5	Gère bien la séquence temporelle, mais souffre d'une généralisation faible.
BeatGAN	78.3	Modèle génératif efficace mais moins précis pour la classification réelle.

TSRNet surpasse LSTM-Autoencoder de **+3.5%** et BeatGAN de **+6.7%**, ce qui démontre l'efficacité de sa conception dans l'analyse des signaux ECG.

b.6. Conclusions

Efficacité clinique : Détection précoce des maladies comme le RBBB et le LVH.

Forces : Meilleure généralisation et stabilité grâce à l'utilisation exclusive de CNN.

Limitations : Moins performant sur les maladies rares.

Perspectives futures : Intégration avec les appareils intelligents et systèmes IoT.

III .4. L'application mobile

L'application que nous avons conçue contribue à l'affichage des données physiologiques extraites en temps réel. En utilisant le dispositif Raspberry Pi Pico et les capteurs physiologiques, les données sur le terrain sont collectées et envoyées à l'application mobile connectée à Firebase. L'application permet à l'utilisateur de suivre les résultats en temps réel, ce qui aide à obtenir une réponse rapide lorsque nécessaire. Dans cette section, nous présenterons comment concevoir et développer l'application mobile qui affiche les données vitales du patient en temps réel. L'application repose sur Kodular, qui permet de concevoir des applications en utilisant un environnement visuel (sans code) avec l'utilisation de Firebase pour recevoir les données.

III .4.1 Objectifs de l'application

L'objectif de l'application mobile conçue avec Kodular est d'afficher les données vitales en temps réel, collectées à partir des capteurs. L'application inclut également des alertes en cas de changements anormaux dans les données vitales. L'organigramme de la **Figure III.16** montre le fonctionnement général de l'application.

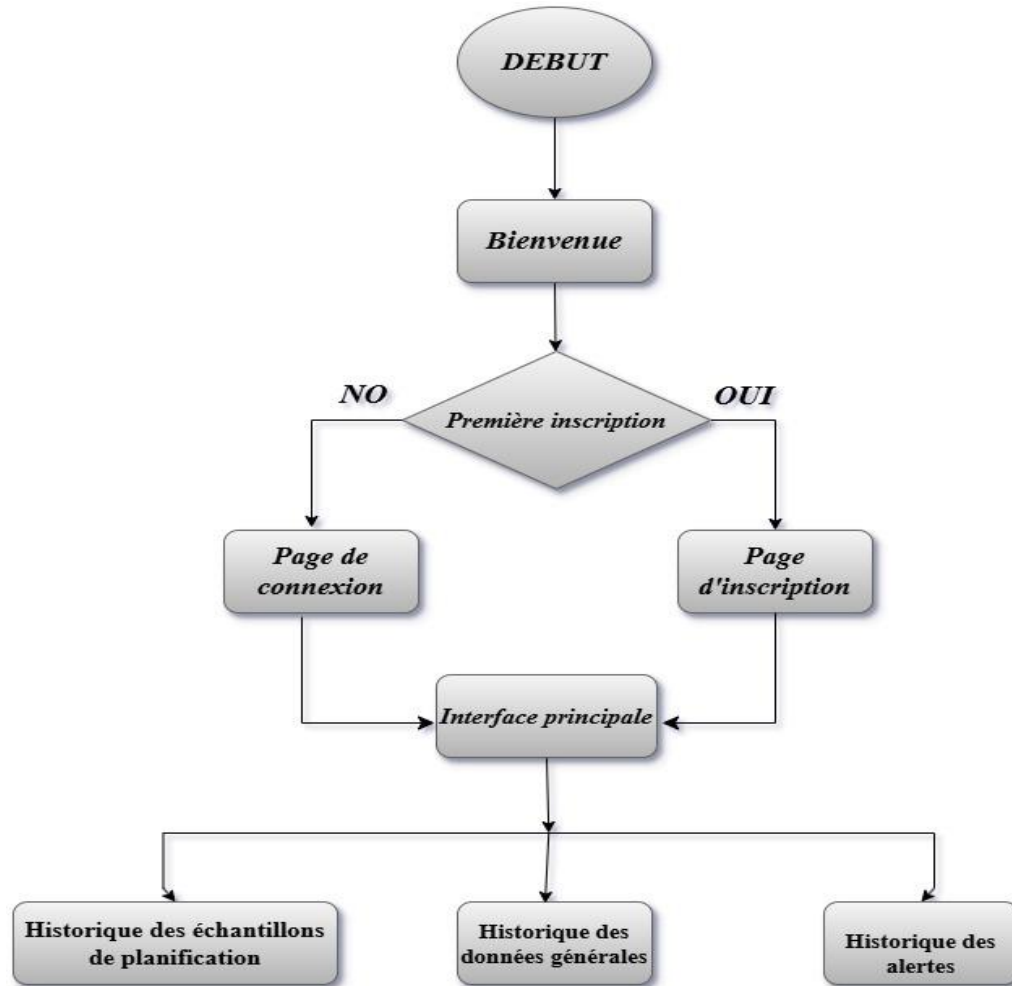


Figure III. 16 : Organigramme général de l'application.

La figure ci-dessus illustre la structure fonctionnelle globale de l'application. Lorsque l'application est lancée (DEBUT), l'utilisateur est accueilli par l'interface de démarrage (Bienvenue). À ce stade du processus, une décision cruciale est prise concernant la première utilisation de l'application. Lorsqu'il s'agit d'une première inscription, l'utilisateur est redirigé vers la page d'inscription afin de créer un nouveau compte. Dans le cas où un utilisateur possède déjà un compte, il est redirigé vers la page de connexion afin d'y accéder.

Une fois la procédure d'authentification initiale complétée, l'utilisateur se voit redirigé vers l'interface principale de l'application, où il a la possibilité d'accéder aux données vitales en temps réel. En outre, il est à noter que l'accès à trois interfaces historiques majeures est également permis :

- **Historique des échantillons de planification** : permet de visualiser les échantillons précédemment cartographiés.

- **Historique des valeurs vitales** : présente les mesures physiologiques antérieures afin d'en analyser les tendances et les fluctuations.
- **Historique des alertes** : affiche les alertes générées lorsque certaines valeurs dépassent les seuils autorisés.

Ce diagramme illustre une vue d'ensemble et organisée du parcours de l'utilisateur dans l'application, présentée de manière logique et conviviale.

III .4.2 Conception de l'interface utilisateur (UI) à l'aide de Kodular

L'application se compose de plusieurs pages principales afin de présenter les données de manière organisée :

- **III .4.2 .1 L'interface d'accueil**

Cette interface constitue le point de départ lors du lancement de l'application. Elle est chargée de vérifier l'état d'utilisation antérieur, que ce soit par la présence de données déjà enregistrées ou dans le cas d'une première utilisation. Elle affiche également le logo de l'institution, reflétant ainsi l'identité visuelle de l'application, comme illustré dans les images ci-dessous :

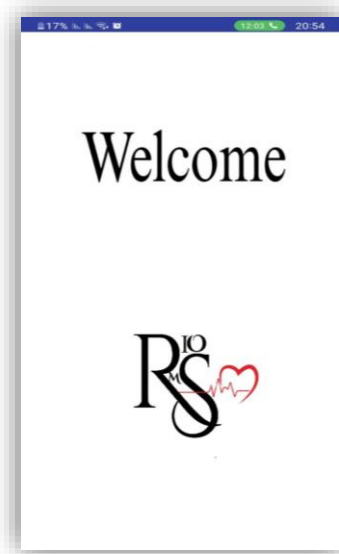


Figure III. 17 : Interface d'accueil de l'application.

Dans le cas où des données sont déjà enregistrées, c'est-à-dire que l'utilisateur s'est déjà connecté auparavant, il est redirigé vers la page de connexion. En revanche, si aucune donnée n'est stockée, ce qui signifie qu'il s'agit d'une première utilisation, l'utilisateur est orienté vers la page d'inscription.

Implémentation de la logique de l'interface d'accueil - Kodular :(Interface d'accueil – Kodular)

Pour vérifier s'il s'agit d'une première utilisation, le code présenté dans la **Figure III.18** est utilisé. Ce code effectue une inspection du contenu de la base de données locale. Selon le résultat de cette vérification, l'application décide automatiquement de la page à afficher : soit la page d'inscription pour un premier usage, soit la page de connexion si des données utilisateur sont déjà présentes.

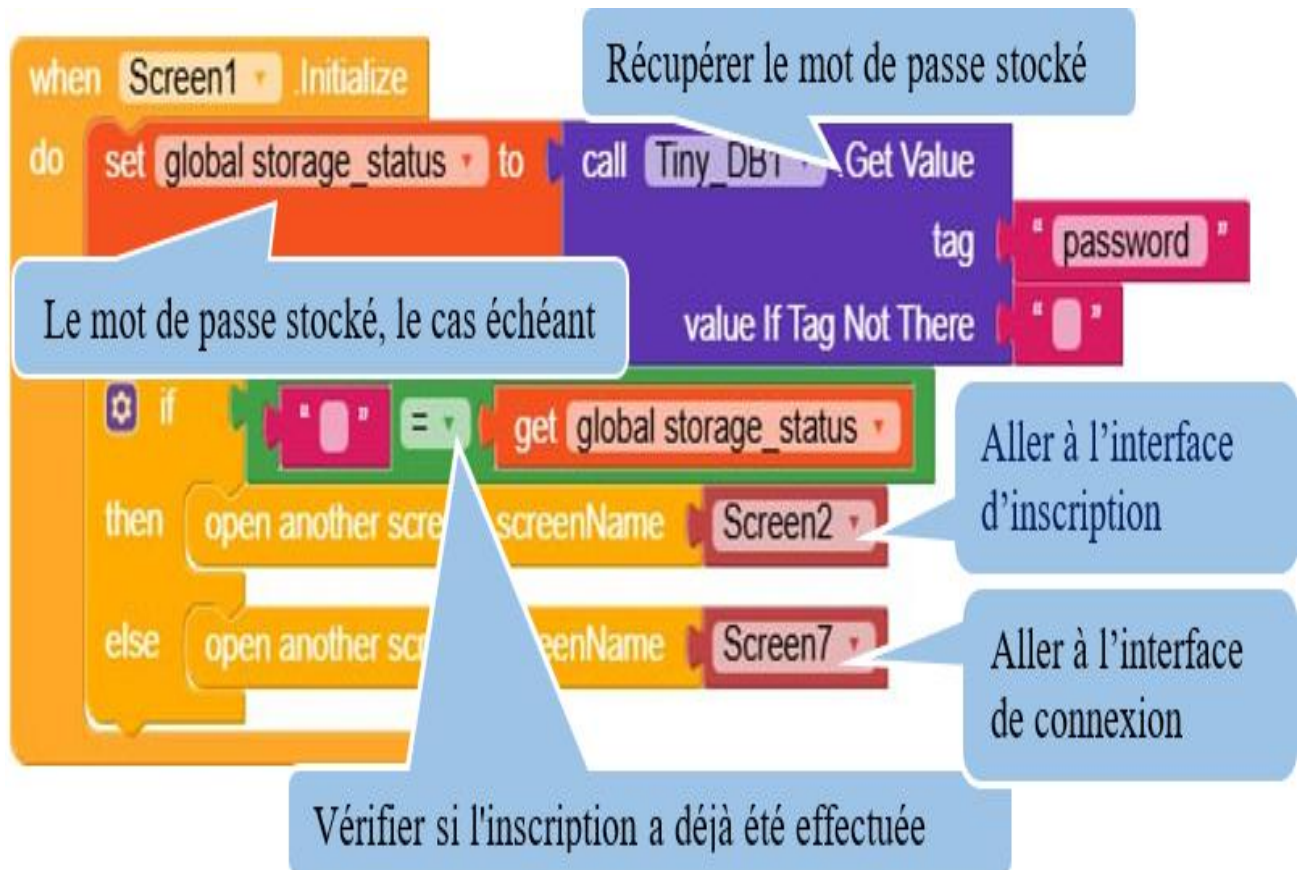


Figure III.18: Logique d'accueil – Kodular (blocks).

• III .4.2 .2 L'interface d'inscription

L'interface d'inscription permet à l'utilisateur de saisir ses informations de base telles que le nom, le numéro de téléphone et le mot de passe. Une fois ces informations correctement remplies sans erreur, le compte est enregistré et l'utilisateur est redirigé vers l'interface principale, comme illustré dans l'organigramme ci-dessous :

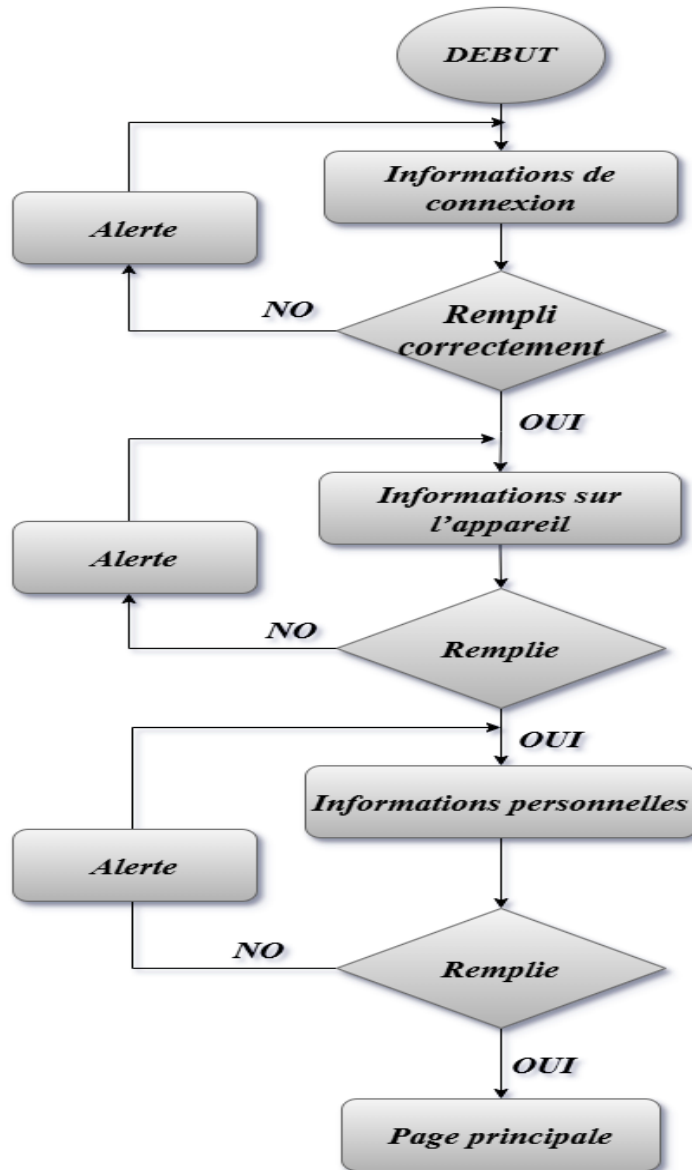


Figure III. 19 : Organigramme du processus d'inscription

- **Début (DEBUT)**

Représente le point de départ du processus d'inscription dans le système.

- **Informations de connexion**

L'utilisateur est invité à saisir ses informations de connexion de base, telles que le numéro de téléphone et le mot de passe.

- En cas de saisie incorrecte, une alerte s'affiche et l'utilisateur doit ressaisir les données.
- Si les informations sont correctement saisies, le processus passe à l'étape suivante.

- **Informations sur l'appareil**

Cette étape concerne la saisie des données relatives à l'appareil, telles que le numéro de série ou un identifiant unique.

- Si ces données ne sont pas remplies, une alerte est affichée.
- Si elles sont correctement saisies, l'utilisateur passe à l'étape suivante.

- **Informations personnelles**

L'utilisateur saisit ses informations personnelles telles que le nom, le sexe et l'âge.

- En cas de données manquantes, une alerte est affichée.
- Si toutes les informations sont complètes, l'inscription est validée.

- **Page principale (Page principale)**

Après la validation correcte de toutes les données, l'utilisateur est automatiquement redirigé vers l'interface principale du système.

Les images suivantes montrent un exemple réel de l'interface d'enregistrement, illustrant la manière dont l'utilisateur saisit les informations de base, ainsi que la manière dont l'utilisateur est redirigé vers l'interface principale une fois l'enregistrement terminé avec succès.



Figure III.20: Les étapes L'interface d'inscription.

Implémentation de l'inscription (code source)

La **Figure III.21** ci-dessous montre une partie du code source de l'application liée à la gestion de l'inscription. Cette fonction permet l'enregistrement initial de l'utilisateur.



Figure III. 21: Code de l'interface d'inscription.

Cette fonction vérifie le nom d'utilisateur et le mot de passe que l'utilisateur a saisis, en s'assurant qu'ils respectent les critères requis. Si tout est correct, les informations sont enregistrées dans la base de données locale du téléphone (base "Tiny _DB1"). En revanche, si les critères ne sont pas respectés, un message d'alerte s'affiche pour informer l'utilisateur et lui demander de corriger ses données.

En ce qui concerne l'inscription, il n'existe pas de critères stricts pour vérifier les informations de l'appareil ou les données personnelles saisies par l'utilisateur. Une fois tous les champs remplis et le bouton d'inscription cliqué, les données sont enregistrées et l'utilisateur est redirigé directement vers l'interface principale. En cas d'erreur dans les informations de l'appareil, l'accès aux données ne sera pas possible. Toutefois, l'utilisateur peut les modifier ultérieurement via les paramètres de l'interface principale. La **Figure III.22** illustre la fonction chargée d'exécuter cette opération.

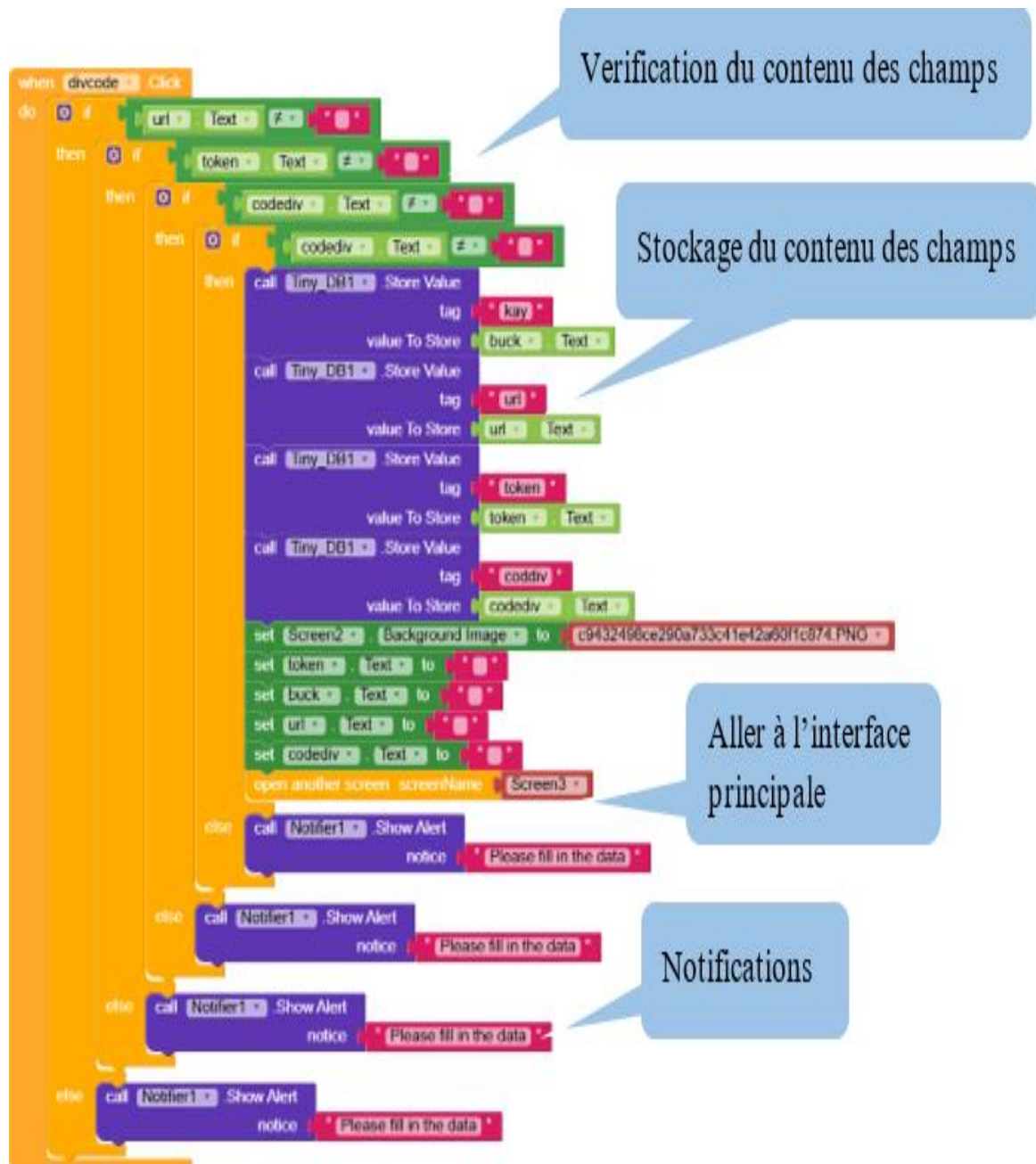


Figure III. 22: Code des informations de l'appareil.

• III .4.2 .3 L'interface de Connexion (Se connecter)

L'interface de connexion permet à l'utilisateur d'accéder à son compte en saisissant ses identifiants personnels, tels que le nom d'utilisateur et le mot de passe. En cas de saisie correcte, l'utilisateur est redirigé vers la page principale de l'application. Si le mot de passe est oublié, une option de récupération est disponible via les informations de sécurité préalablement enregistrées. Cela est illustré dans l'organigramme :

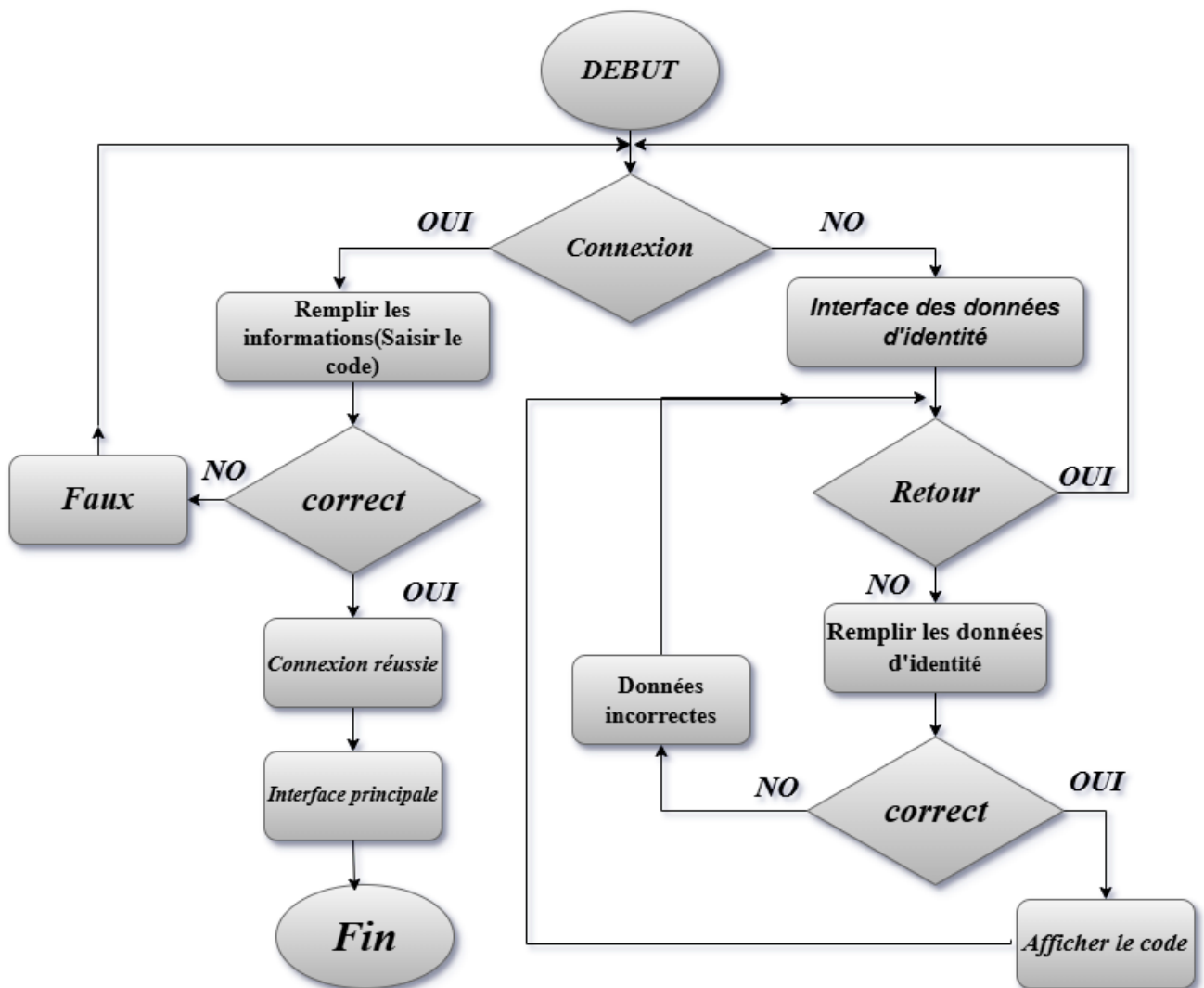


Figure III. 23 : Organigramme du processus de connexion.

La figure suivante illustre l'interface de connexion, en mettant en évidence le processus de saisie correcte des informations ainsi que les étapes à suivre pour récupérer un mot de passe oublié :

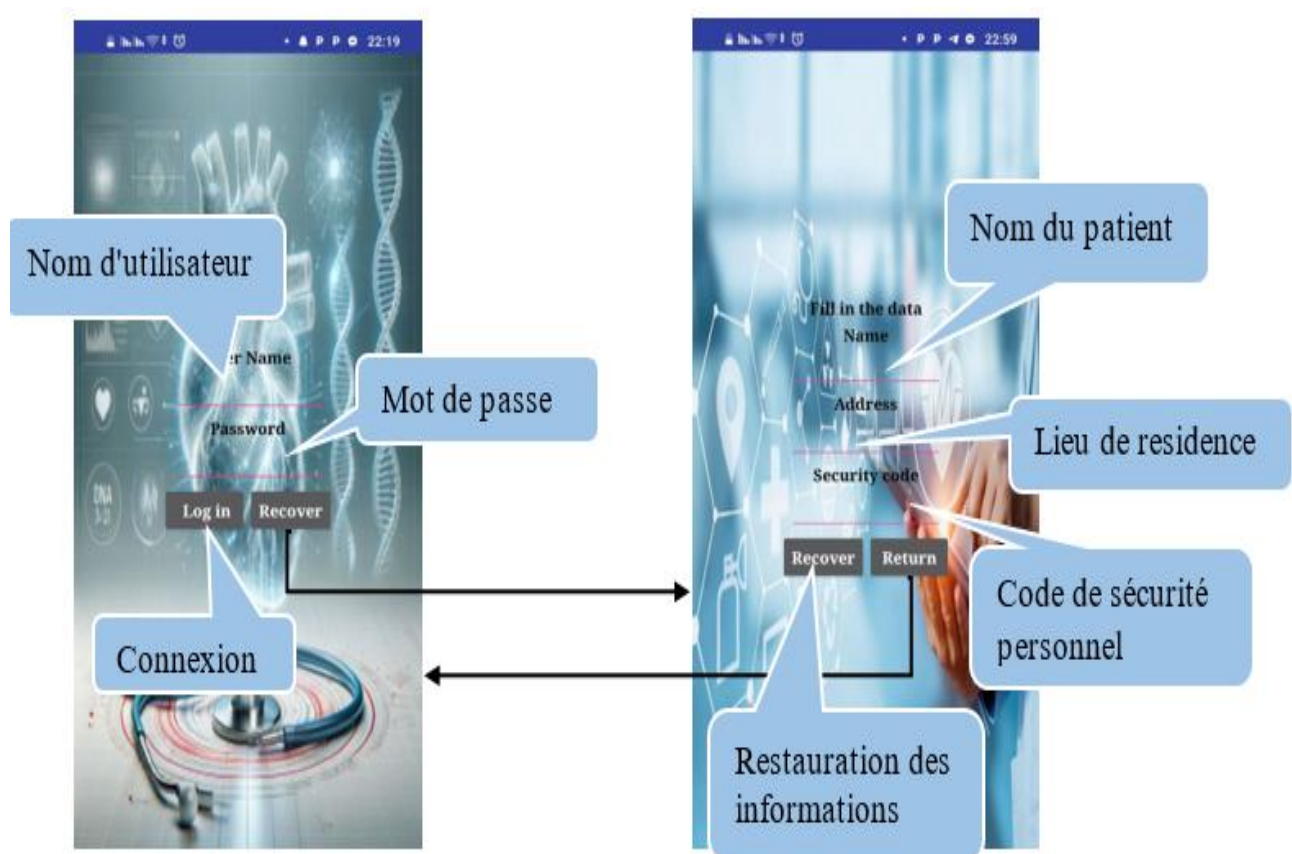


Figure III. 24 : L'interface de Connexion.

Implémentation de la connexion (code source)

Pour effectuer l'opération de connexion, nous avons utilisé la fonction illustrée dans FIG, qui compare les informations préalablement enregistrées de l'utilisateur avec les données saisies lors de la connexion. En cas de correspondance exacte entre les informations saisies et celles enregistrées, l'utilisateur est redirigé vers l'interface principale de l'application. En revanche, si les données saisies ne correspondent pas, un message d'erreur est affiché pour informer l'utilisateur qu'il y a une erreur dans les données saisies, l'incitant à corriger l'erreur et à réessayer.

En cas d'oubli des identifiants de connexion, la fonction illustrée dans la **Figure III.25** a été utilisée. Elle permet à l'utilisateur de récupérer son nom d'utilisateur et son mot de passe en saisissant certaines informations personnelles, ainsi qu'un "mot de sécurité" défini lors de la première inscription.

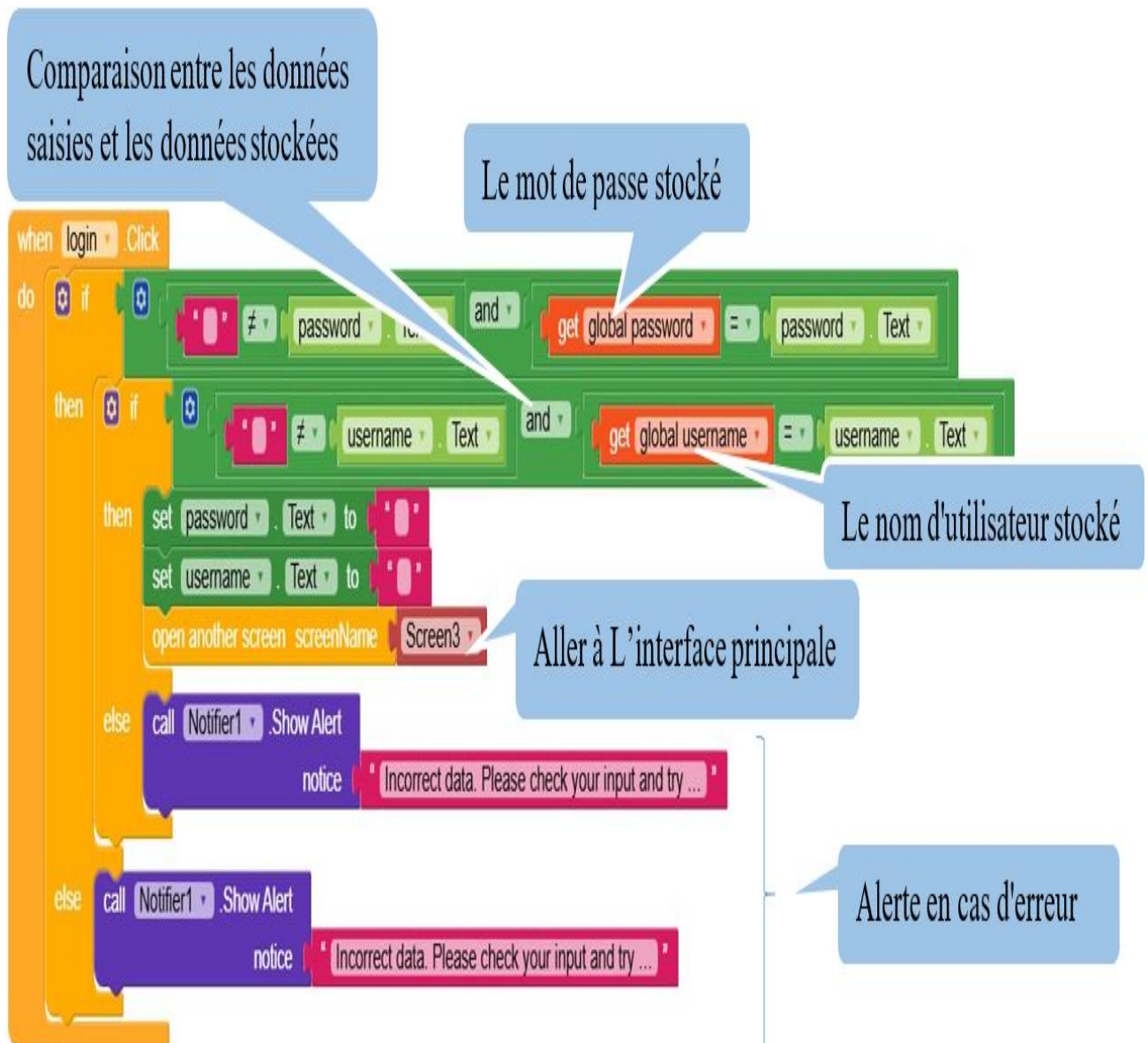


Figure III.25: Code de vérification du mot de passe.

• III .4.2 .4 L'interface principale (informations biomédicales)

Il s'agit de l'interface principale de l'application où les données du patient sont collectées et traitées. Le diagramme de flux suivant illustre la fonction générale de cette interface.

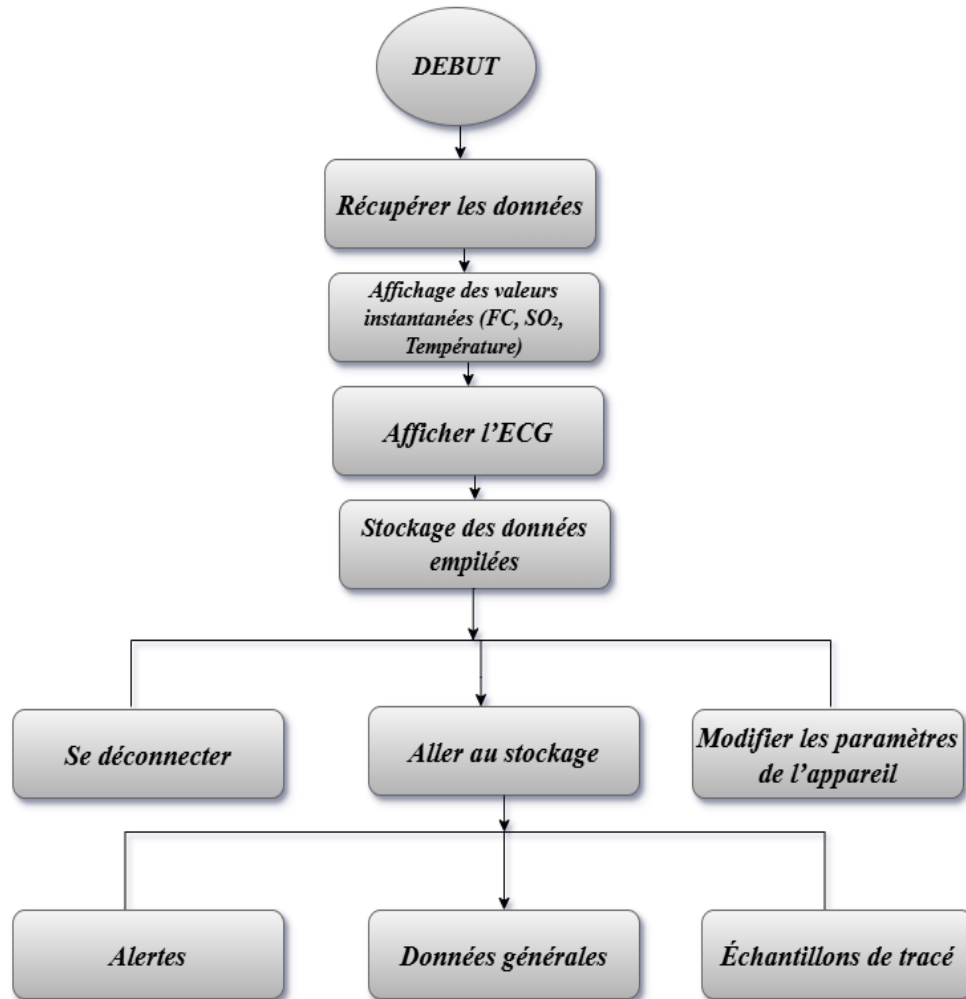


Figure III. 26 : Organigramme de L'interface principale.

Étant donné que l'interface principale constitue le cœur battant de l'application, elle peut être divisée en trois sections principales afin de faciliter l'explication de son fonctionnement :

- 1. Section de collecte et de traitement des données.
- 2. Section de tri et de stockage des données.
- 3. Section des paramètres.

➤ III .4.2 .4. a. Section de collecte et de traitement des données

L'application collecte les données vitales de Firebase, les analyse et les trie avant de les afficher sur l'interface de l'application. Elle alerte également l'utilisateur si des anomalies sont détectées dans les valeurs vitales, comme le montre l'organigramme **Figure III.27** :

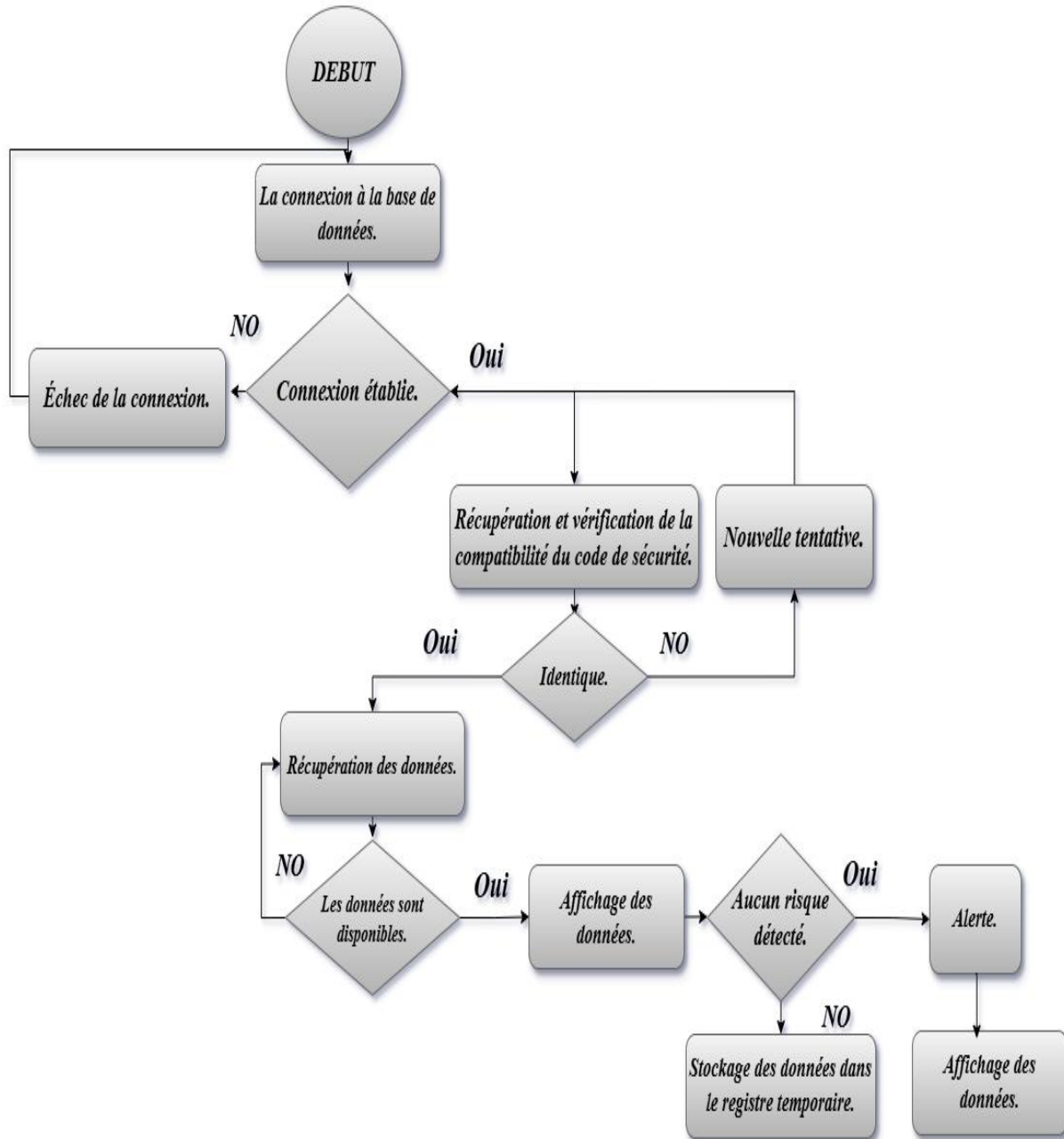


Figure III. 27 : Organigramme de Section de collecte et de traitement des données.

Pour garantir une connexion réussie à la base de données Firebase, les informations de l'appareil saisies précédemment par l'utilisateur doivent être correctes, fixes et directement liées à l'appareil de mesure. En cas d'échec de la connexion malgré des informations correctes, il est possible que le code de sécurité soit incorrect ou ait été modifié dans l'appareil de mesure, empêchant ainsi l'application de lire les données. Cette fonctionnalité a été ajoutée afin de contrôler le nombre d'applications autorisées à accéder aux données et de renforcer le niveau de sécurité et de confidentialité :

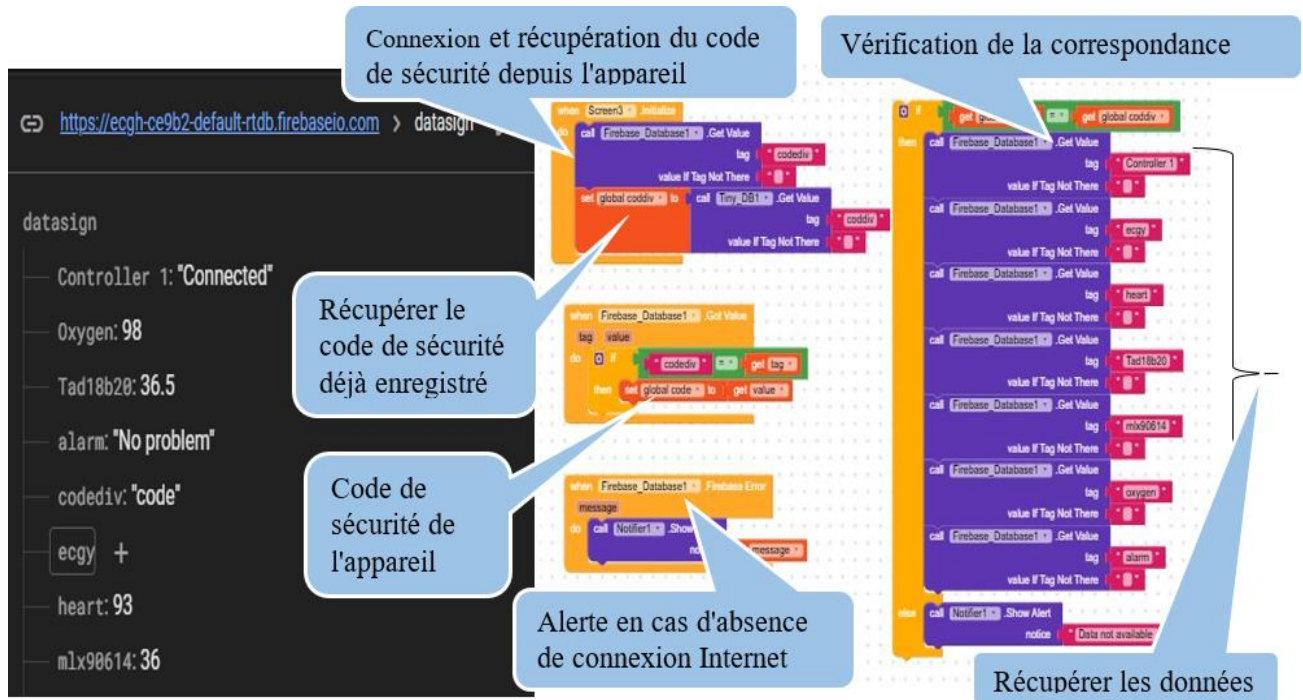


Figure III. 28 : Lecture des informations depuis Firebase.

Après la connexion réussie à la base de données, toutes les données présentes sur Firebase sont collectées dans l'application. Parmi ces données, l'état de l'appareil est vérifié, qu'il soit en fonctionnement ou non. Si la base de données ne contient pas de nouvelles données, l'application conserve les anciennes. Lors du démarrage de l'application, l'état de l'appareil est vérifié ; si l'appareil est allumé, l'application se base sur les données chargées, et si l'appareil est éteint, les données sont annulées :

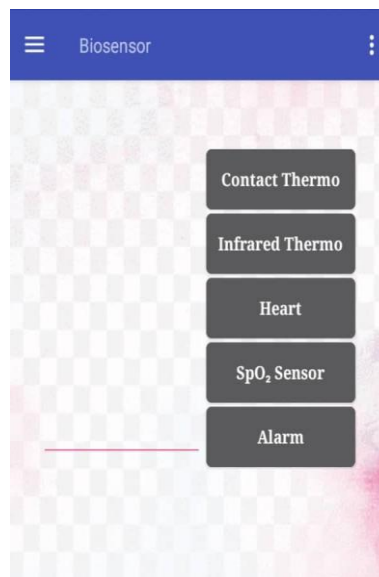


Figure III. 29 : En cas de non-correspondance du code de sécurité.

En cas de mise en marche de l'appareil, l'application peut récupérer et trier toutes les données vitales, et les valeurs récemment lues sont affichées directement sur l'interface

Comme illustré dans **Figure III.30** Cette image montre également l'apparence de l'interface principale dans les deux cas : lorsque l'appareil est en marche et lorsqu'il est éteint.



Figure III. 30: Le code de sécurité correspond.

L'application permet également à l'utilisateur d'afficher les données biométriques sous forme de graphique en courbes ou d'histogramme. Un simple clic sur la zone d'affichage d'une valeur fait apparaître un histogramme représentant les dernières valeurs enregistrées. Un appui long affiche une courbe illustrant les données les plus récentes. En cliquant sur le bouton, toutes les valeurs stockées dans le registre temporaire sont affichées. La **Figure III.31** illustre la manière dont ces données sont visualisées dans l'application :

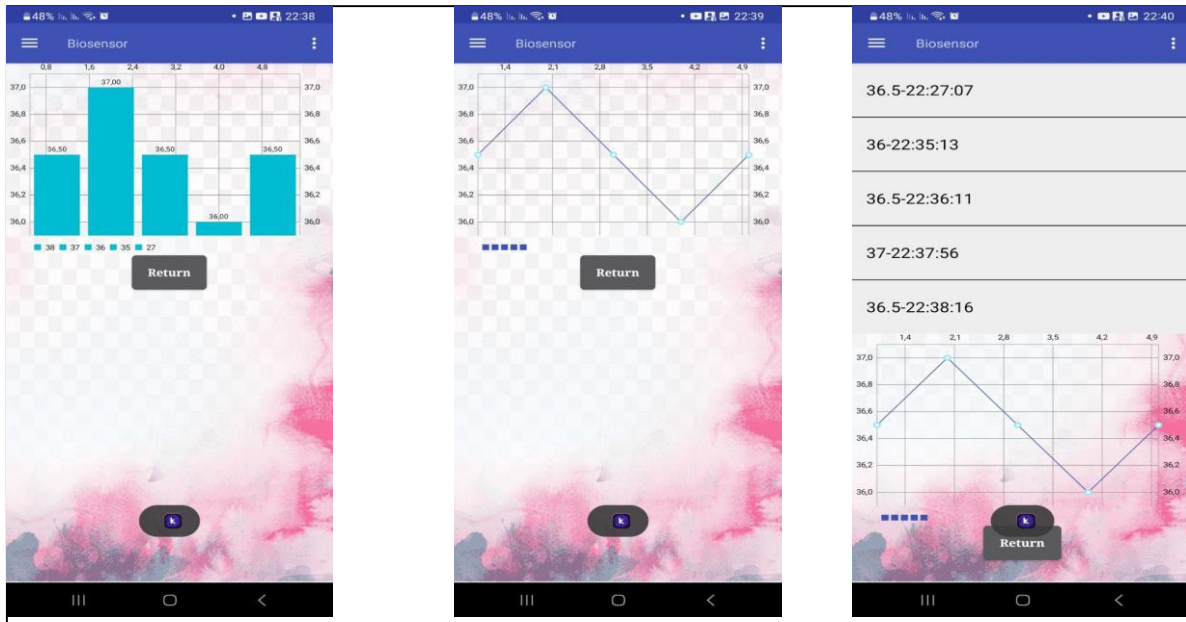


Figure III. 31: Méthodes d’affichage des données du registre temporaire.

Ces fonctions constituent les éléments clés sur lesquels l’application s’appuie pour afficher les données sous différentes formes, comme le montre la **Figure III.32**:

◆ **Remarque:** Les informations ci-dessous précisent l’utilisation des variables dans le bloc de traitement.

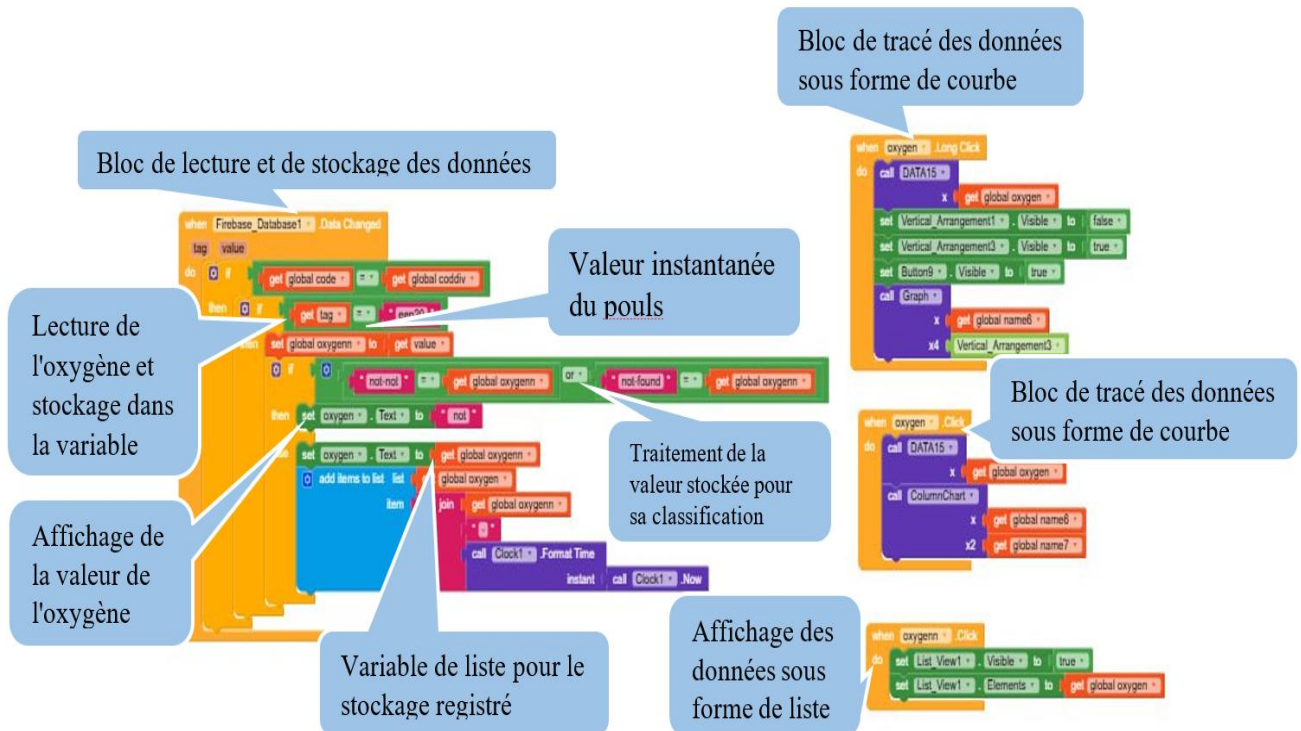


Figure III. 32: Le code d’affichage des données.

L'électrocardiogramme (ECG) est également affiché de manière périodique en bas de l'écran, lorsque ses données sont disponibles. La **Figure III.33** illustre l'affichage de ce tracé dans l'interface de l'application.

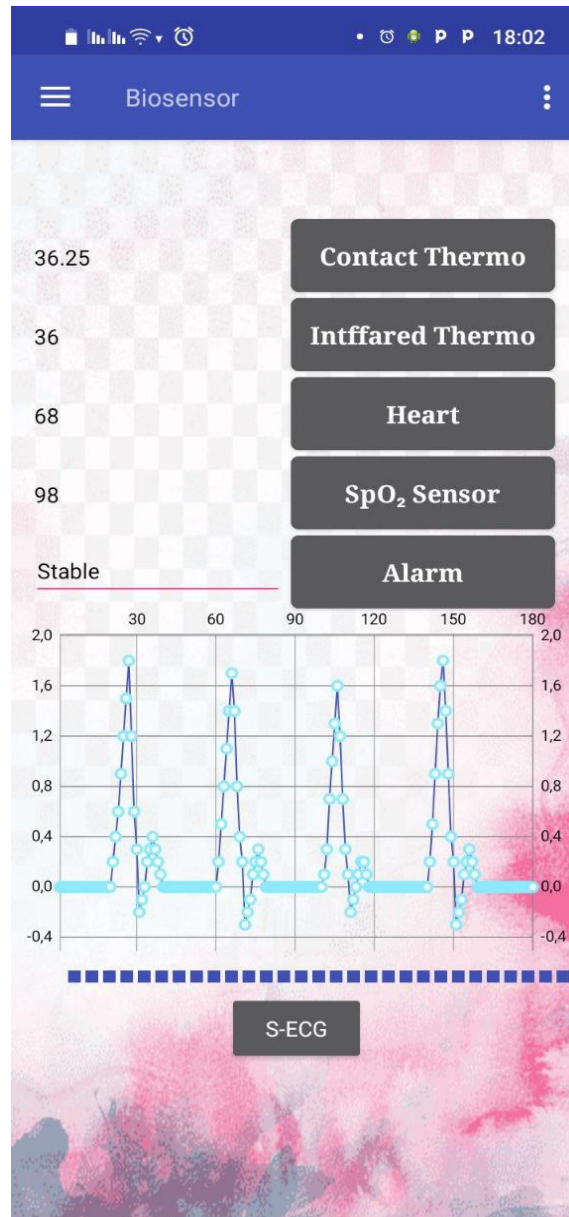


Figure III. 33: Affichage du tracé de l'électrocardiogramme (ECG).

En cas de détection d'une anomalie, l'application avertit l'utilisateur en affichant un message d'alerte, en modifiant l'arrière-plan de l'interface et en activant la vibration du téléphone. La **Figure III.34** illustre l'apparence de cette alerte dans l'application.

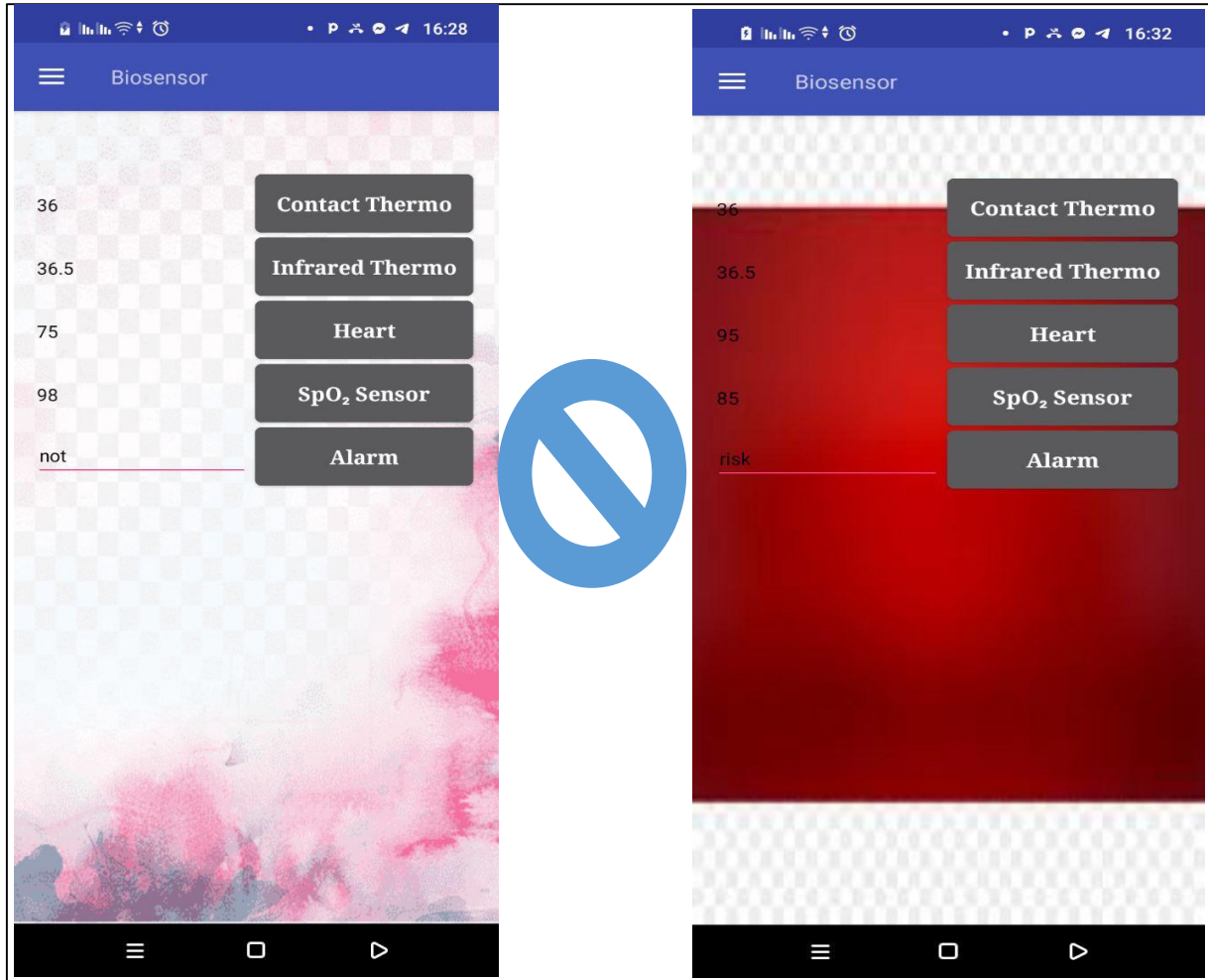


Figure III. 34: L'état de l'écran en situation normale et anormale.

Note : l'application ne calcule ni ne compare les valeurs pour détecter les anomalies. Elle reçoit directement cette information de l'appareil, et se contente d'afficher une alerte lorsque celle-ci est disponible.

➤ III .4.2 .4. b. Section de tri et de stockage des données

Afin de permettre à l'utilisateur de consulter les données précédentes et d'éviter toute perte, nous avons stocké les données par étapes, comme l'illustre le diagramme de **Figure III.35** :

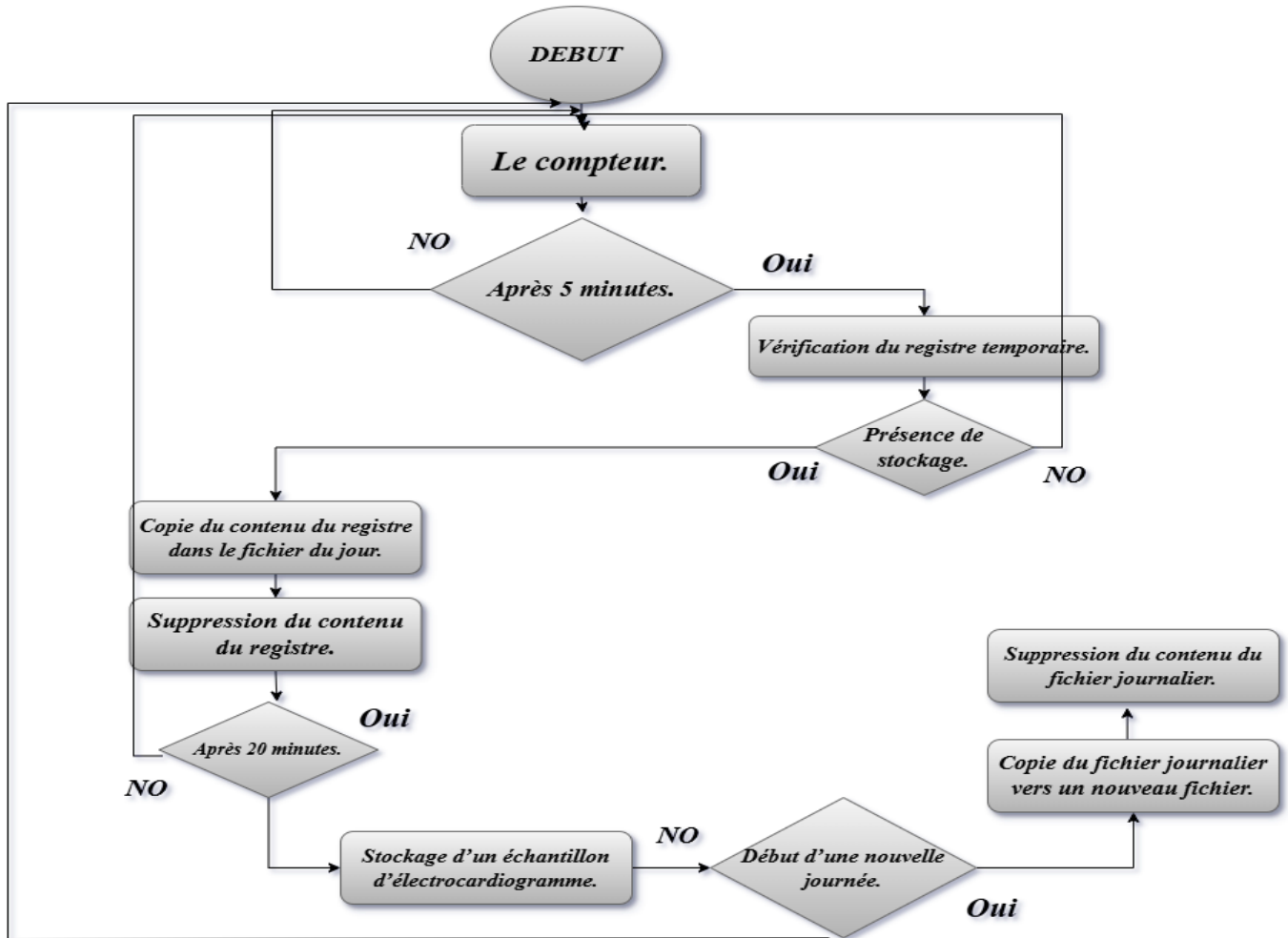


Figure III. 35 : Organigramme Section de tri et de stockage des données.

Lors du lancement de l'application, les données sont stockées périodiquement dans le registre temporaire comme mentionné précédemment. Après 5 minutes de fonctionnement, l'application vérifie si des valeurs sont présentes dans le registre. Si des valeurs sont trouvées, la moyenne est

Calculée et enregistrée dans le fichier des journaux, puis le contenu du registre est effacé pour permettre l'enregistrement de nouvelles lectures.

Après 20 minutes de fonctionnement, l'application enregistre un échantillon du tracé s'il est disponible.

À la fin de la journée, c'est-à-dire au début du jour suivant, l'application copie le contenu du fichier des données quotidiennes et le transfère dans un nouveau fichier portant le nom du jour précédent, puis efface le contenu du fichier quotidien pour recevoir les données du nouveau jour.

Voici quelques fonctions responsables du stockage :

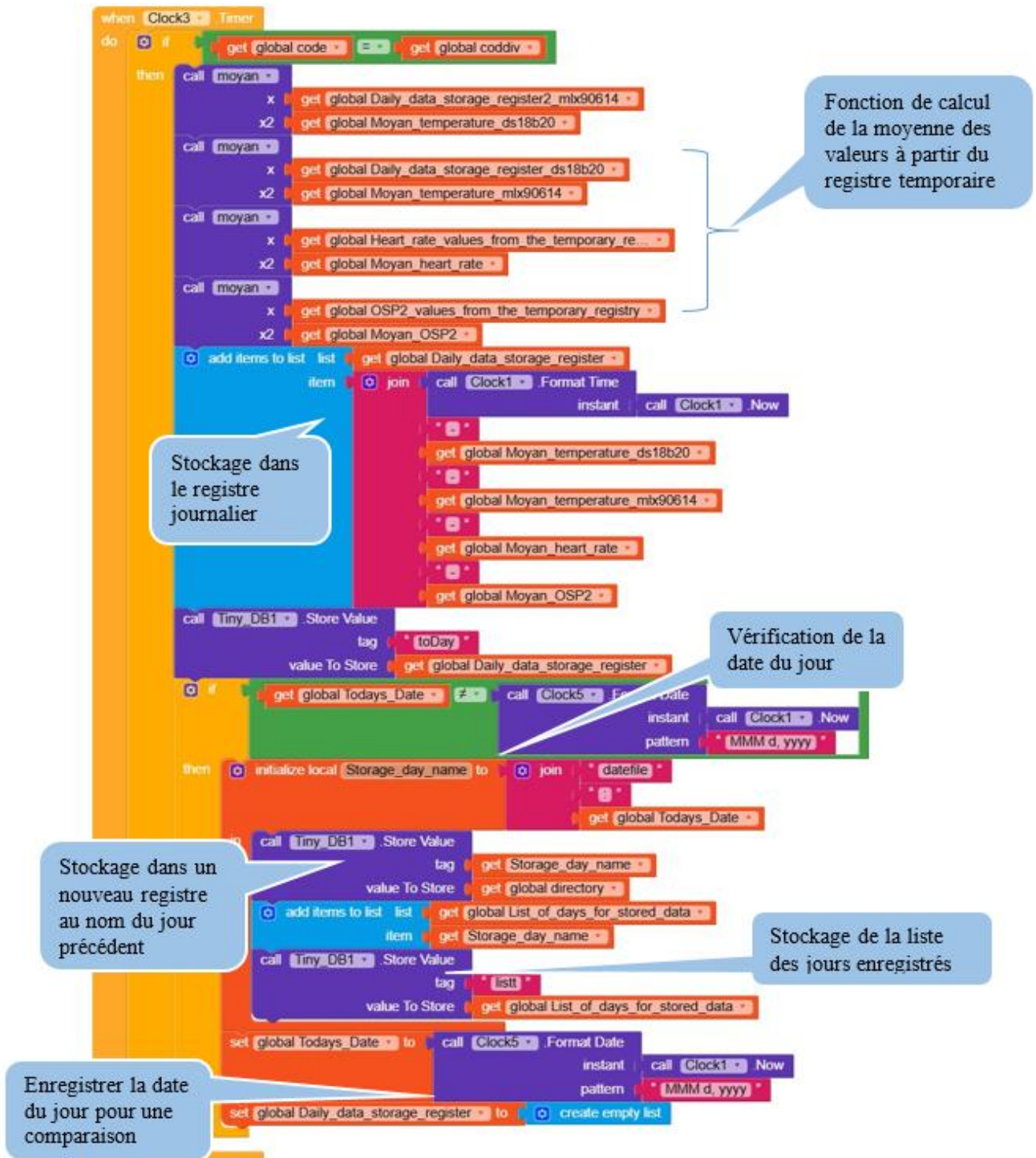


Figure III. 36 : Résumé du stockage.

➤ III .4.2 .4. c. Paramètres de l'appareil

Ces paramètres permettent à l'utilisateur de modifier les réglages de l'appareil et les informations de connexion, comme le mot de passe, en cas d'erreur, sans avoir à désinstaller l'application, comme illustré dans le diagramme de **Figure III.37** :

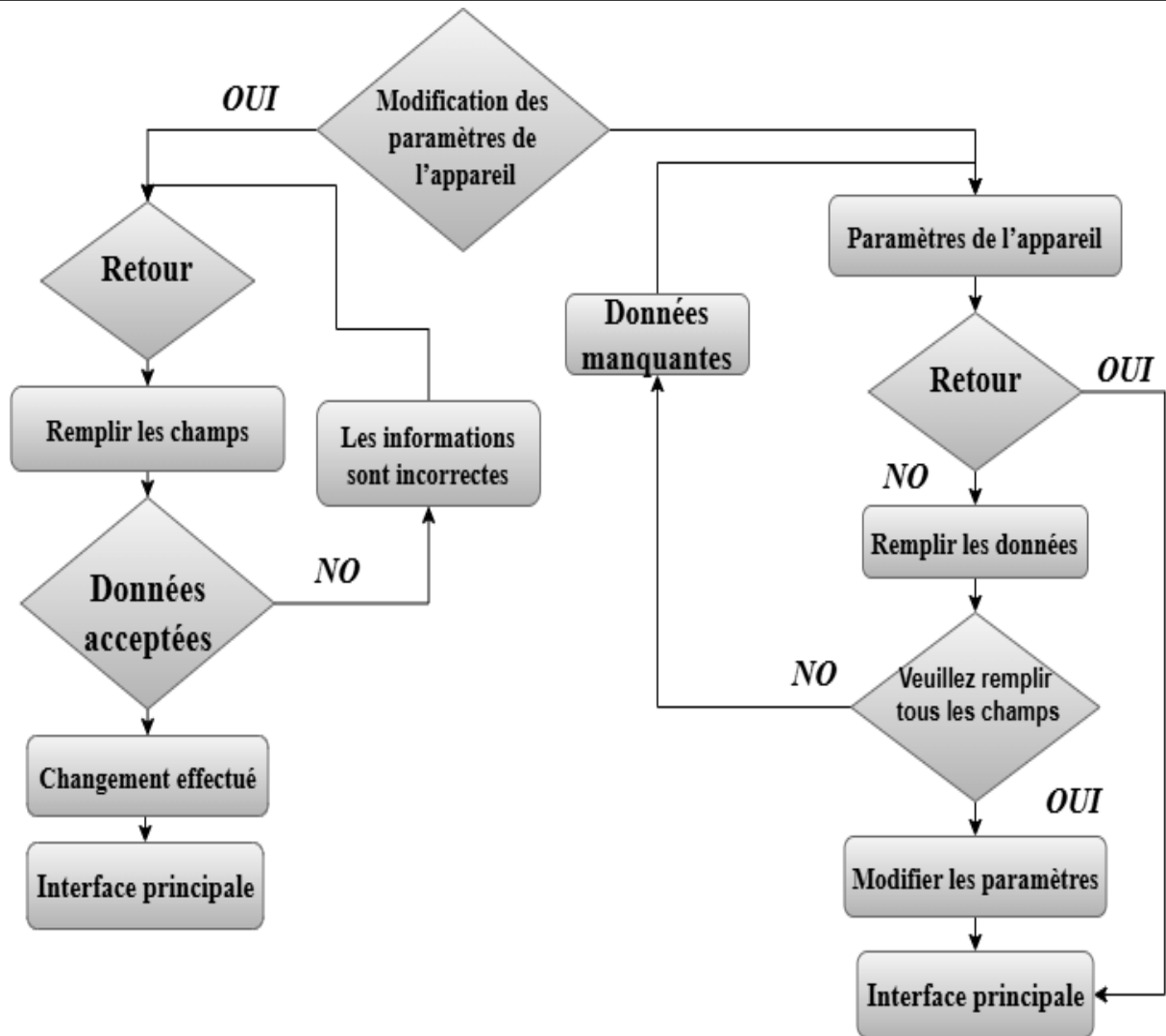


Figure III. 37 : Organigramme Paramètres de l'appareil.

Si l'utilisateur souhaite modifier les paramètres de l'appareil, l'application appelle la même fonction de stockage expliquée précédemment dans l'interface d'inscription, et les données sont saisies de la même manière.

Lorsqu'un utilisateur souhaite modifier son mot de passe ou son code de sécurité personnel, la fonction responsable de cette opération est appelée. Pour des raisons de sécurité, l'application exige la saisie correcte de l'ancien mot de passe avant de permettre toute modification. Ensuite, seules les

Informations saisies seront mises à jour, tandis que les champs laissés vides seront ignorés. La **Figure III.38** illustre ce processus :

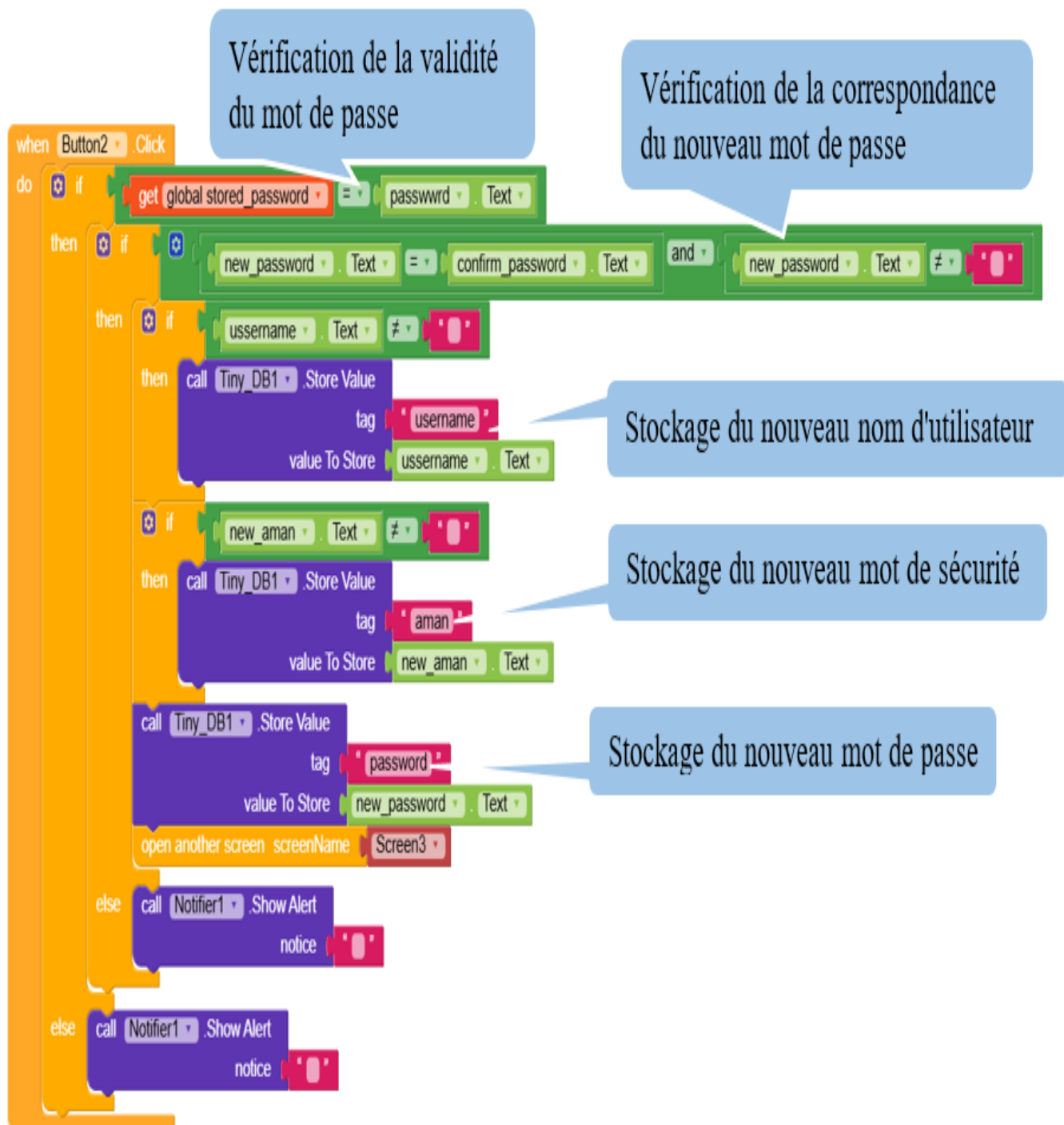


Figure III. 38 : Code de modification des paramètres de l'application.

Le menu latéral propose des options telles que la déconnexion ou la consultation des données enregistrées. L'utilisateur peut afficher les données du jour séparément pour chaque paramètre ou sous forme de tableau unique. Toutefois, pour visualiser les courbes graphiques, il doit ouvrir le fichier contenant l'ensemble des éléments, comme illustré dans la **Figure III.39** :

Interface d'affichage des données stockées

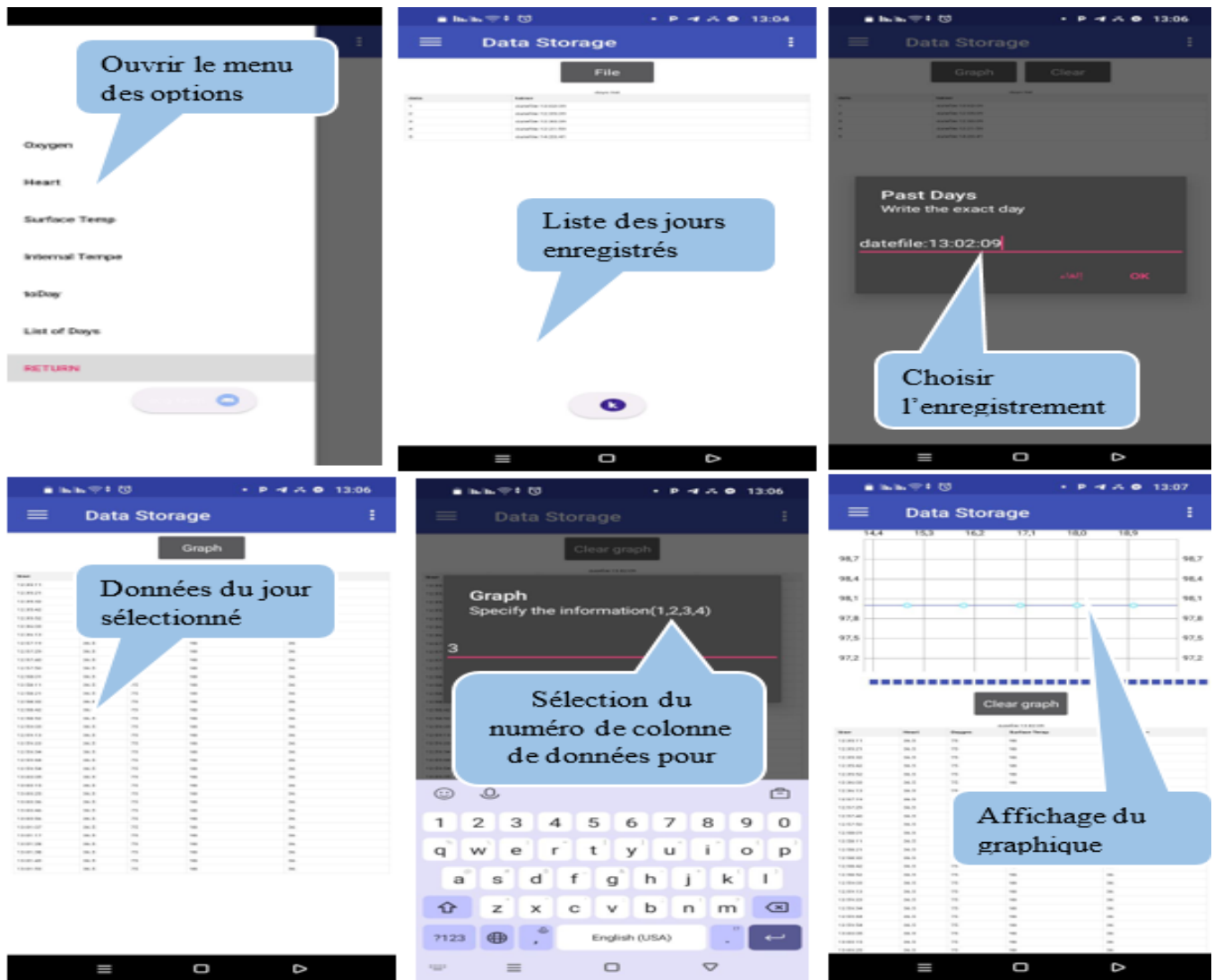


Figure III. 39 : Pages d'affichage des données stockées.

Explication de l'interface de stockage

Lors de l'ouverture de l'interface de stockage, un ensemble d'options apparaît dans le menu latéral, permettant à l'utilisateur de choisir les données qu'il souhaite afficher. En sélectionnant l'option « Jours précédents », une liste contenant les jours pour lesquels des données ont été enregistrées (si elles existent) s'affiche.

Pour afficher les données d'un jour spécifique, l'utilisateur clique sur le bouton « Ouvrir », ce qui fait apparaître une fenêtre demandant de saisir le nom du fichier souhaité. Si le nom est saisi correctement, les données sont affichées sous forme de tableau organisé. Ensuite, l'utilisateur peut

Visualiser le contenu de n'importe quelle colonne sous forme de courbe graphique, en cliquant sur le bouton « Graphique », puis en choisissant la colonne souhaitée, comme illustré dans les images précédentes.

• III .4.2 .5. Page des échantillons de graphiques enregistrés

L'interface de stockage des échantillons ECG fait partie du système global de stockage des données. Lorsqu'elle est ouverte, une liste des échantillons enregistrés pour la journée en cours s'affiche, et l'utilisateur peut consulter n'importe quel échantillon en cliquant sur le bouton "Tracé" puis en sélectionnant le numéro correspondant dans la liste. Il est également possible d'accéder aux échantillons des jours précédents en cliquant sur le bouton "Liste", ce qui affiche les jours pour lesquels des données ont été enregistrées. En appuyant sur le bouton "Jour" et en saisissant le nom du jour souhaité, la liste des échantillons de cette journée apparaît. L'utilisateur peut alors consulter n'importe quel échantillon de la même manière. Ce processus est illustré dans les figure suivantes:



Figure III. 40: Exemple d'affichage des échantillons d'électrocardiogrammes (ECG) enregistrés

Remarque : Il est possible de supprimer n'importe quelle journée précédente en ouvrant d'abord le fichier, puis en cliquant sur le bouton "Supprimer".

• III .4.2 .6. Page d'affichage de la liste des alertes

Cette interface affiche les données du patient enregistrées au moment de l'alerte. Lorsqu'elle est ouverte, une liste des constantes vitales enregistrées pendant les alertes s'affiche. Pour consulter l'ECG enregistré, il suffit de cliquer sur le bouton "Menu", ce qui affiche la liste des échantillons d'ECG liés aux alertes. Ensuite, on clique sur "ECG" et on saisit le nom de l'échantillon souhaité pour afficher le tracé, comme illustré dans les figures suivantes :

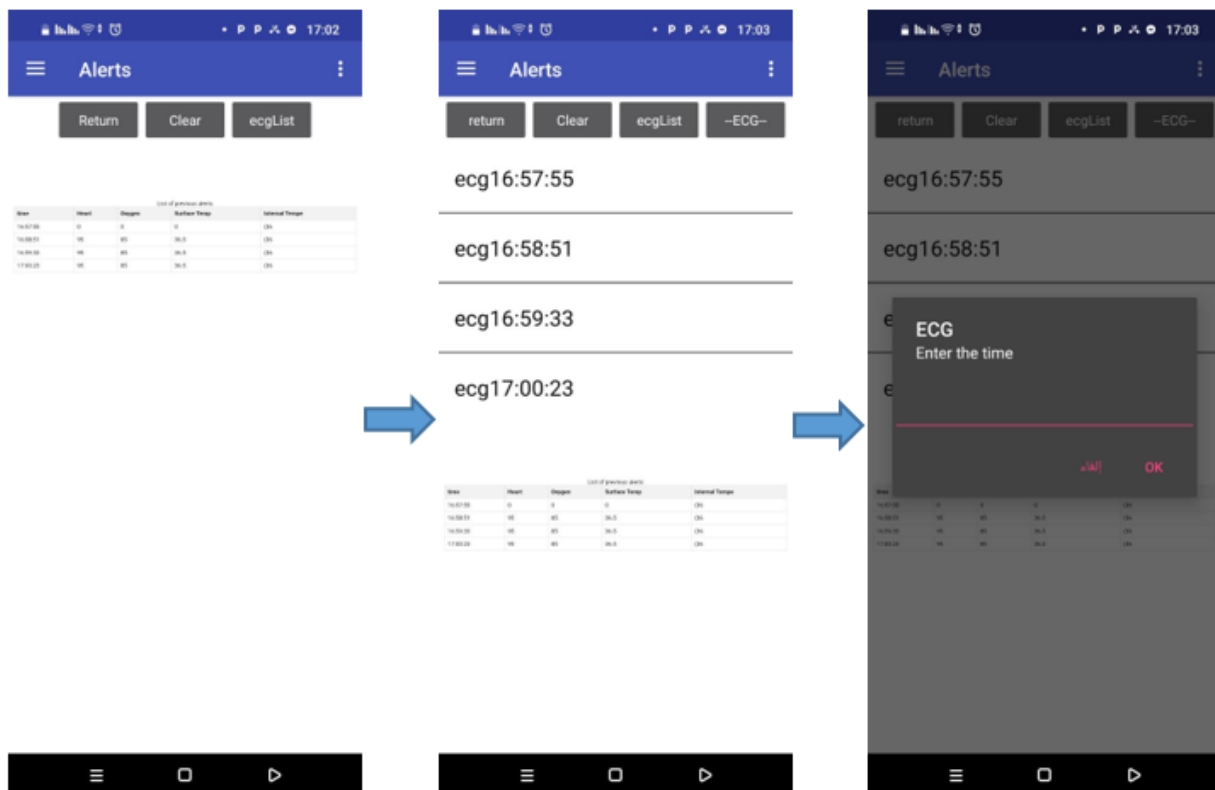


Figure III. 41: Exemple d'affichage de la liste des alertes.

• III .5. Mise en œuvre pratique et appliquée

Après le développement des modèles d'intelligence artificielle et de l'application mobile, cette phase vise à intégrer la partie électronique en connectant les capteurs au Raspberry Pi Pico W et en les programmant pour envoyer les données physiologiques en temps réel vers Firebase, permettant ainsi leur affichage et analyse instantanés dans l'application.

III .5.1. Organigramme de pratique

Nous avons conçu un dispositif qui surveille en continu l'état de santé du patient, et le diagramme de flux suivant illustre la fonction générale de ce dispositif.

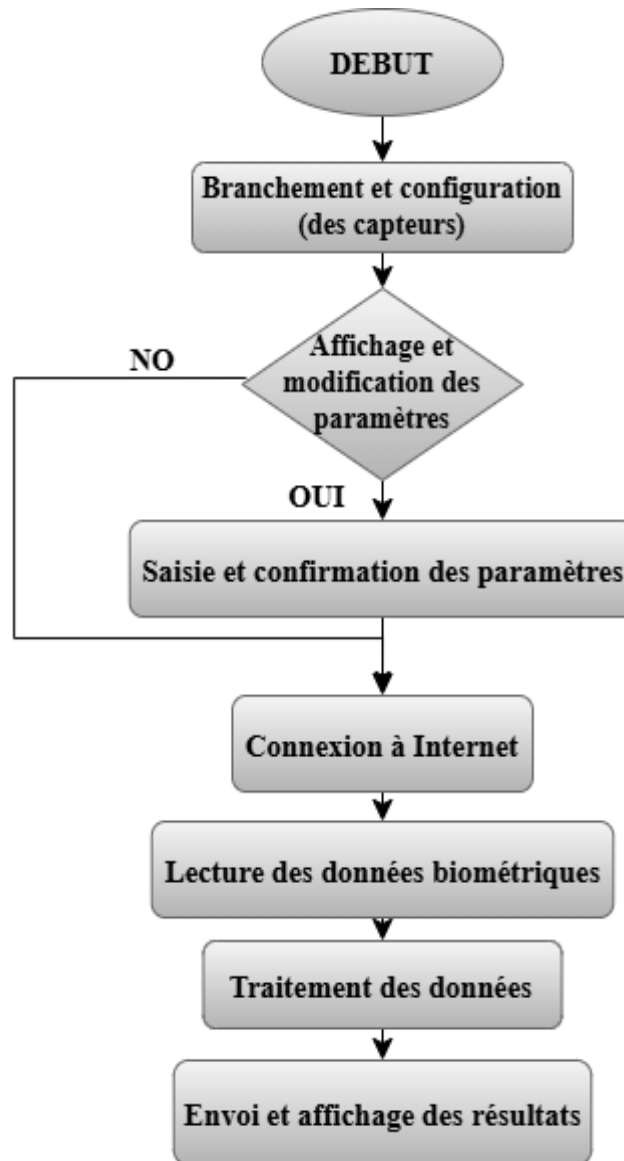


Figure III. 42: Organigramme Mise en place des composants électroniques et liaison avec Firebase.

III .5 .2. Connexion des composants électroniques

Branchement du capteur ECG (Ad8232) avec Raspberry Pico Wifi

GND → vers GND.

3.3V → vers 3.3V sur la Pico W.

OUTPUT → vers une entrée analogique (ex : GP26).

LO- → vers une entrée numérique (ex : GP20).

LO+ → vers une entrée numérique (ex : GP21).

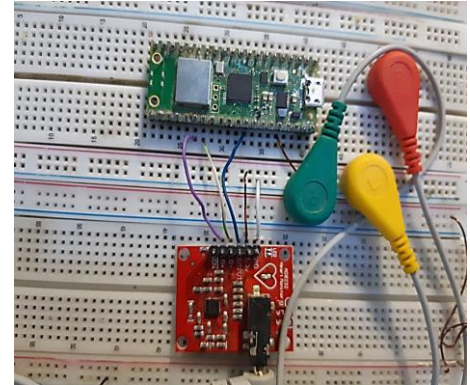
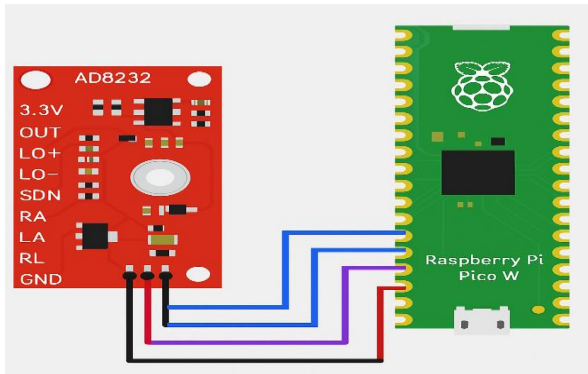


Figure III. 43: Schéma de câblage du capteur AD8232

Branchement du capteur SPO2 et FC (MAX30102) avec Raspberry Pico Wifi

- **VCC** (Broche 1) : connectée à **3.3V** sur Raspberry Pi Pico W.
- **GND** (Broche 2) : connectée à **GND** sur Raspberry Pi Pico W.
- **SCL** (Broche 3) : connectée à **GP15 (SCL)** sur Raspberry Pi Pico W.
- **SDA** (Broche 4) : connectée à **GP14 (SDA)** sur Raspberry Pi Pico W.
- **INT** (Broche 5) : non connecté, sauf si nécessaire pour l'interruption.

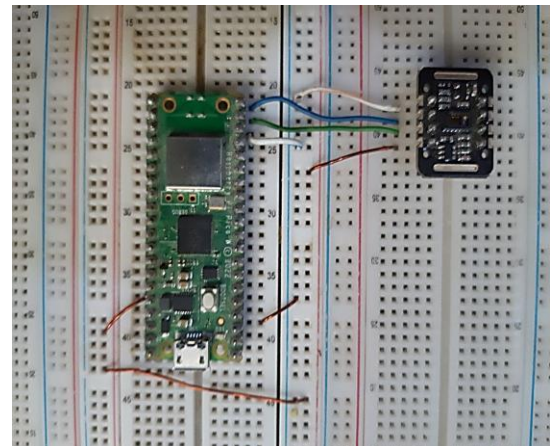
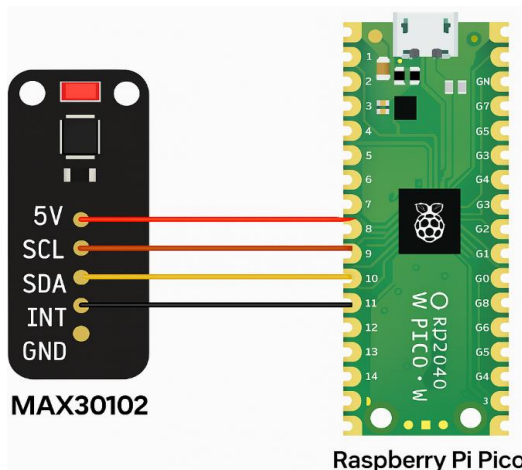


Figure III. 44: Schéma de câblage du capteur Oximètre MAX30102.

Branchement du capteur de température corporelle (DS18B20) avec Raspberry Pico Wifi

- **VDD** (Broche 1) : connectée à **3.3V** sur Raspberry Pi Pico W.
- **DATA** (Broche 2) : connectée à **GP15 (GPIO)** sur Raspberry Pi Pico W.

⚡ **GND (Broche 3) :** connectée à **GND** sur Raspberry Pi Pico W.

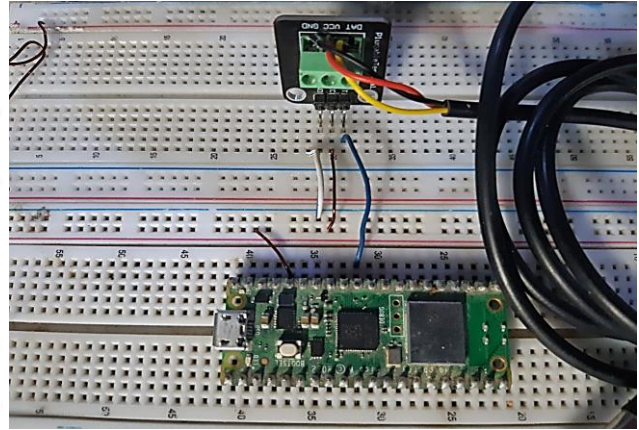
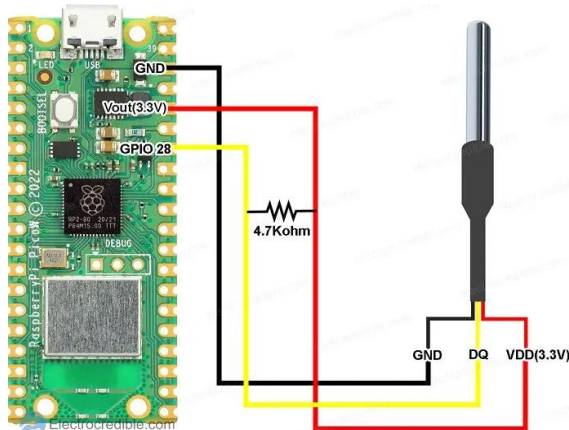


Figure III. 45: Schéma de câblage du capteur DS18B20.

Branchement de température par infrarouge (MLX90614) avec Raspberry Pico Wifi

⚡ **VCC (Broche 1) :** connectée à **3.3V** (ex : broche 36) sur Raspberry Pi Pico W. → **Alimentation**

⚡ **GND (Broche 2) :** connectée à **GND** (ex : broche 38) sur Raspberry Pi Pico W. → **Masse**

⚡ **SDA (Broche 3) :** connectée à **GP0** (ex : broche 1) sur Raspberry Pi Pico W. → **I2C – Données**

⚡ **SCL (Broche 4) :** connectée à **GP1** (ex : broche 2) sur Raspberry Pi Pico W. → **I2C – Horloge**

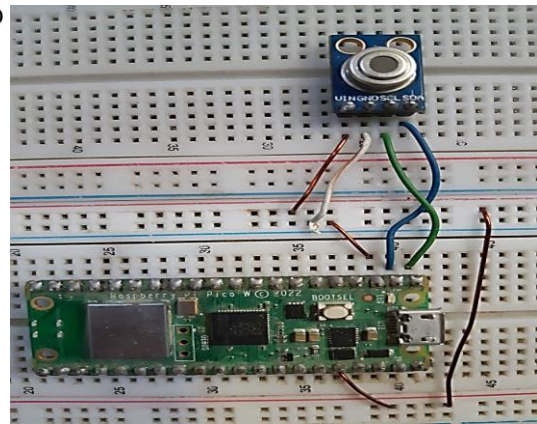
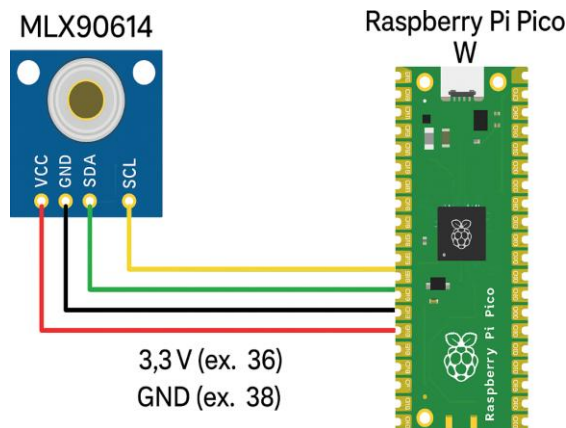


Figure III. 46 : Schéma de câblage du capteur MLX90614.

Branchement et mise en marche Écran ST7789 avec Raspberry Pico Wifi

Pour visualiser les données et modifier les paramètres directement, nous avons utilisé l'écran ST7789, qui est connecté au Raspberry Pi comme le montre la figure suivante :

- ⚡ **VCC (Broche 1)** : connectée à **3.3V** (ex : broche 36) sur Raspberry Pi Pico W. → **Alimentation**
- ⚡ **GND (Broche 2)** : connectée à **GND** (ex : broche 38) sur Raspberry Pi Pico W. → **Masse**
- ⚡ **SCL (Broche 3)** : connectée à **GP2** (ex : broche 4) sur Raspberry Pi Pico W. → **SPI – Horloge (SCK)**
- ⚡ **SDA (Broche 4)** : connectée à **GP3** (ex : broche 5) sur Raspberry Pi Pico W. → **SPI – Données (MOSI).**
- ⚡ **RES (Broche 5)** : connectée à **GP7** (ex : broche 10) sur Raspberry Pi Pico W. → **Réinitialisation**
- ⚡ **DC (Broche 6)** : connectée à **GP6** (ex : broche 9) sur Raspberry Pi Pico W. → **Commande/Données.**
- ⚡ **CS (Broche 7)** : connectée à **GP5** (ex: broche 7) sur Raspberry Pi Pico W. → **CHIP SELECT.**

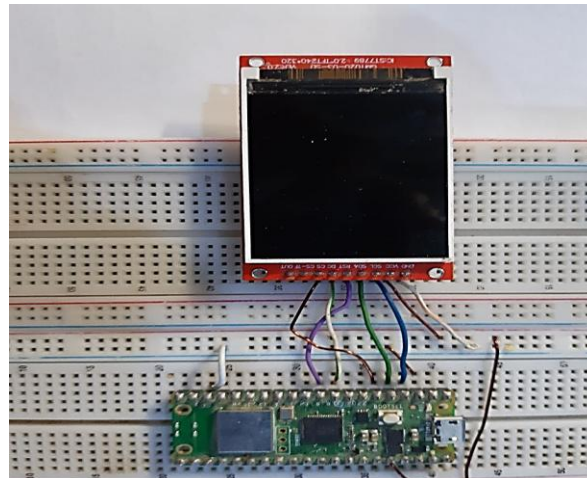


Figure III. 47 : Schéma de câblage Écran ST7789.

Le moniteur fonctionne selon le protocole SPI et le programme suivant montre comment afficher un message de bienvenue :

```
spi = machine. SPI (0, baudrate=40000000, polarity=1, phase=1, sck=machine. Pin (2),  
mosi=machine. Pin (3))  
sl = 0  
dc = machine. Pin (6, machine.Pin.OUT)  
rst = machine. Pin (7, machine.Pin.OUT)  
bl = machine. Pin (5, machine.Pin.OUT)  
display = st7789.ST7789(spi, 240, 320, reset=rst, dc=dc, cs=bl, rotation=0)  
display. fill (st7789.BLACK)  
display.text (font2, "Welcome", 60, 120)
```

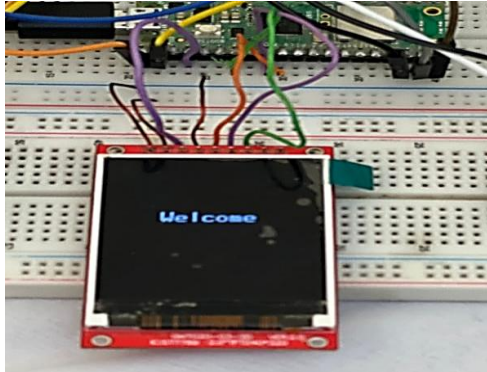



Figure III. 48: Afficher “welcome “sur Ecran St7789.

III .5 .3. Paramètres de l'appareil

Dans le dispositif, il est possible de saisir ou de modifier les paramètres lors du démarrage, et le diagramme de flux suivant illustre les étapes de cette saisie.

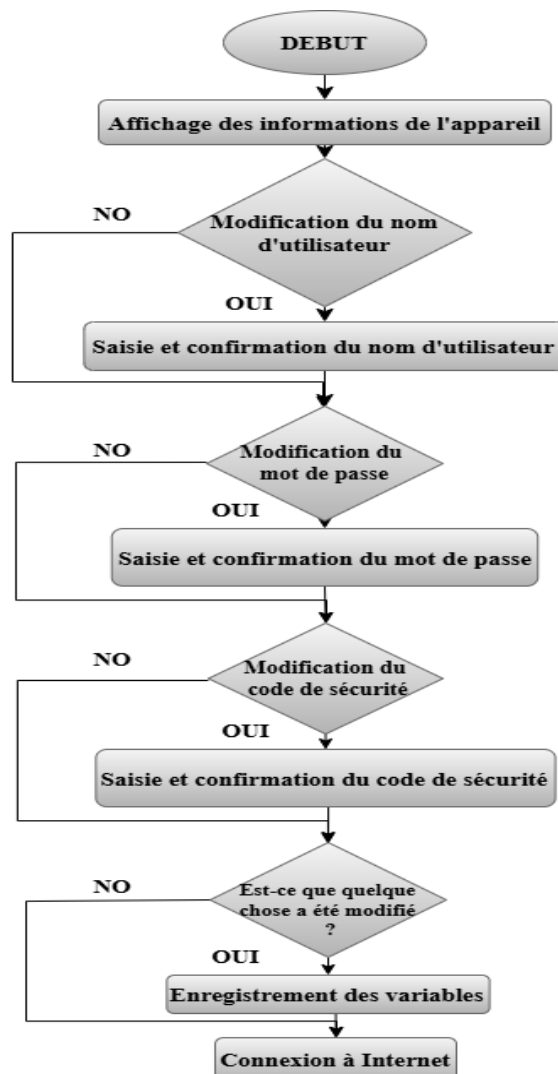


Figure III. 49 : Organigramme Paramètres de l'appareil.

Lors de l'accès aux paramètres de l'appareil, les informations nécessaires permettant à l'application de se connecter à l'appareil s'affichent à l'écran. Pour naviguer entre les options de modification du nom d'utilisateur, du mot de passe ou du code de sécurité, l'utilisateur doit appuyer simultanément sur les boutons)1 et 2(. Il peut ainsi faire défiler les quatre options disponibles.

Par exemple, en choisissant l'option "mot de passe", l'utilisateur saisit le mot caractère par caractère: un bouton permet de faire défiler les lettres, et lorsqu'il atteint la lettre souhaitée, il appuie sur le bouton de validation pour l'ajouter. Ce processus est répété jusqu'à la saisie complète du mot.

Une fois la configuration terminée et quittée, l'appareil vérifie automatiquement les données qui ont été modifiées, les enregistre, puis les adopte. En revanche, si certaines données n'ont pas été modifiées, l'appareil conserve les valeurs précédemment enregistrées en mémoire (EEPROM ou autre).

● **Remarque :** Il n'existe aucune option pour supprimer un caractère ou réinitialiser tout le mot. En cas d'erreur de saisie, il est nécessaire de redémarrer l'appareil et de recommencer la procédure.

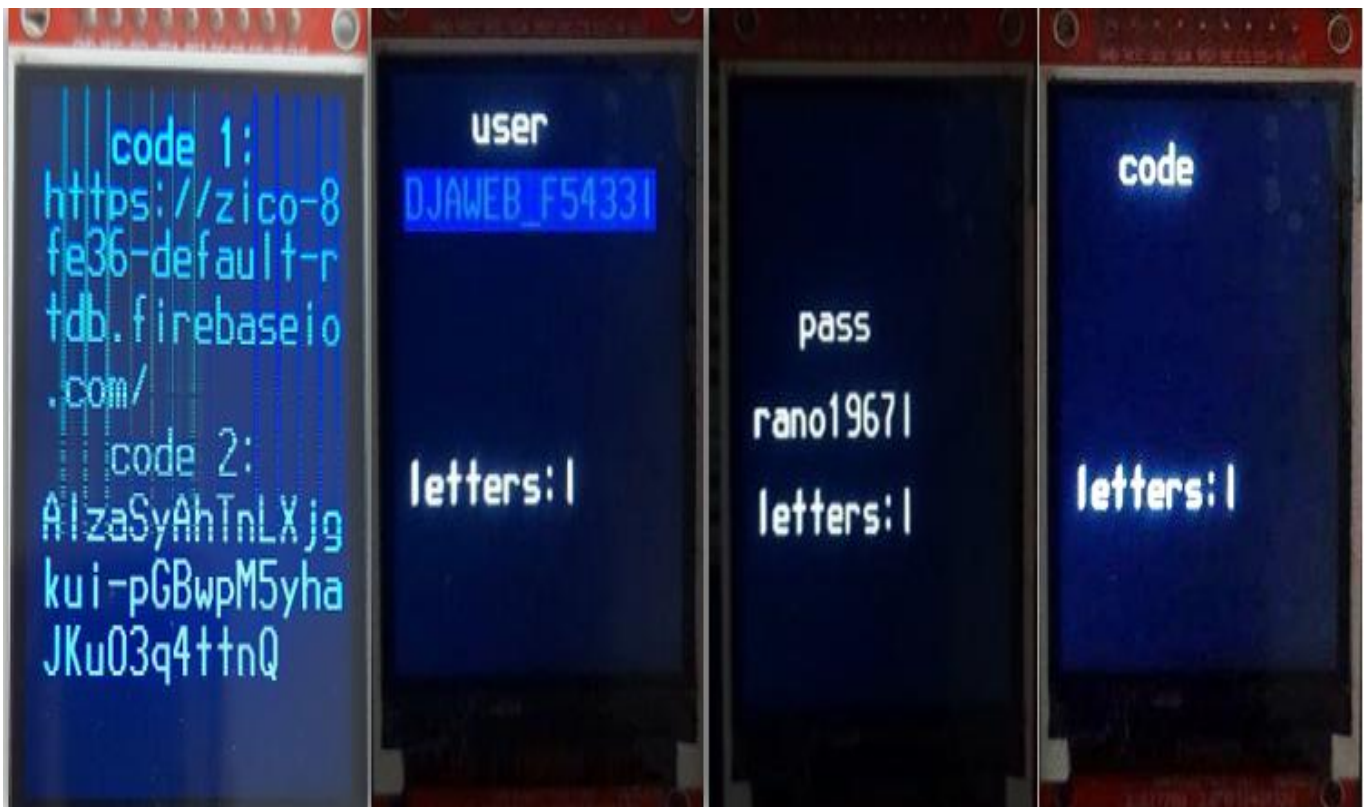


Figure III. 50: Interfaces de configuration.

III .5 .4. Lecture et envoi des données des capteurs

Après avoir connecté les capteurs au patient et mis en marche le dispositif, ce dernier surveille l'état de santé du patient, et le diagramme de flux suivant l'illustre.

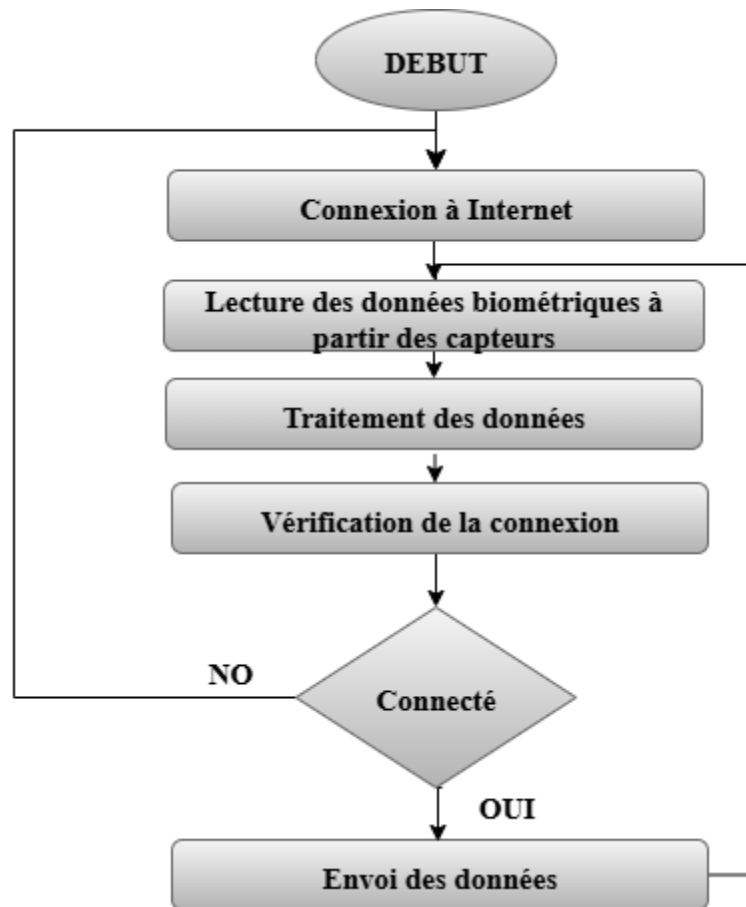


Figure III. 51: Organigramme lecture et envoi.

Après le démarrage de l'appareil, le nom et le mot de passe du réseau sont vérifiés. Si les informations sont correctes, la connexion à Internet est établie ; sinon, la connexion échoue. L'état de la connexion est contrôlé périodiquement et affiché à l'écran. Afin de ne pas perturber la surveillance des signaux vitaux (fonctionnement des capteurs), le deuxième cœur du Raspberry Pi Pico W est dédié au suivi de la connexion Internet de manière indépendante. Ainsi, l'état du patient peut être suivi par lui-même ou par un accompagnant, même en cas de perte de connexion, comme illustré dans l'image suivante :



Figure III. 52: État d'affichage des données et état du réseau.

III .5 .4. 1.Mesure de la température

Pour mesurer la température du patient, nous avons utilisé deux capteurs : le MLX90614 et le DS18B20. Chaque capteur est utilisé selon les besoins spécifiques de la mesure, comme illustré dans le diagramme de flux :

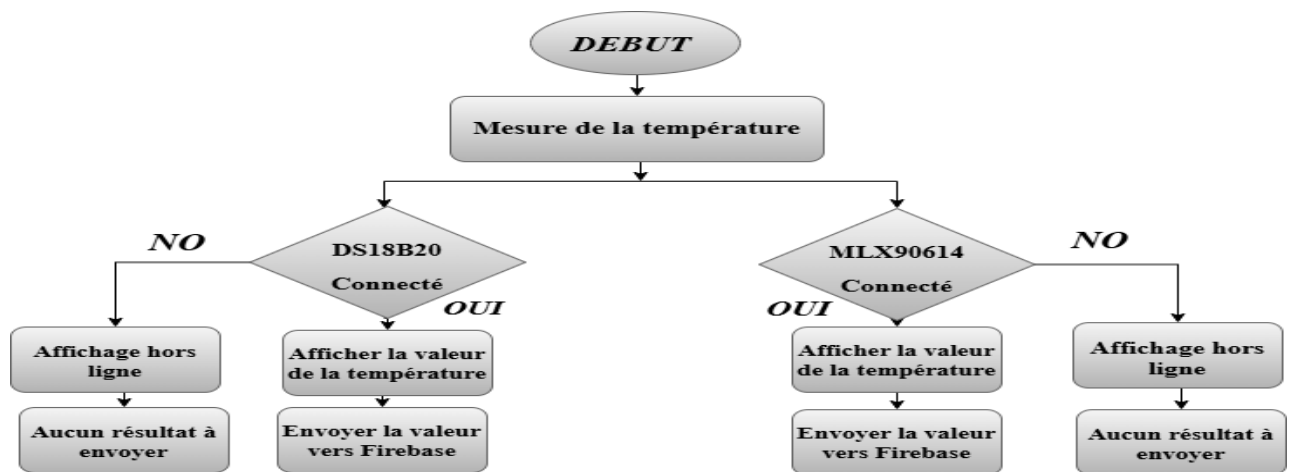


Figure III. 53: Organigramme Mesure de la température.

Pour mesurer la température du patient, l'un des deux capteurs ou les deux doivent être connectés. Une fois connectés, la température est mesurée, affichée à l'écran et envoyée en cas de connexion Internet. En revanche, si aucun capteur n'est connecté, aucune valeur n'est affichée et une alerte informe l'utilisateur que l'appareil n'est pas connecté.

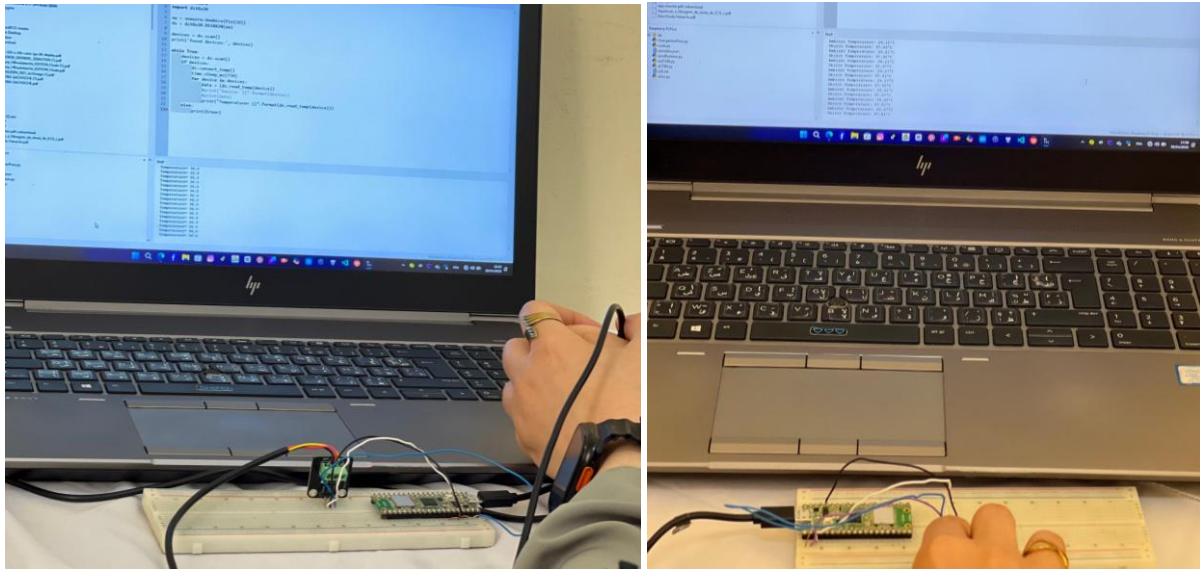


Figure III. 54: Mesure de la température corporelle à l'aide du MLX90614 et le DS18B20.

III .5 .4. .2 Mesure du taux d'oxygène et du rythme cardiaque

Pour mesurer l'oxygène et la fréquence cardiaque du patient, nous avons utilisé le capteur MAX 30102, comme le montre l'organigramme :

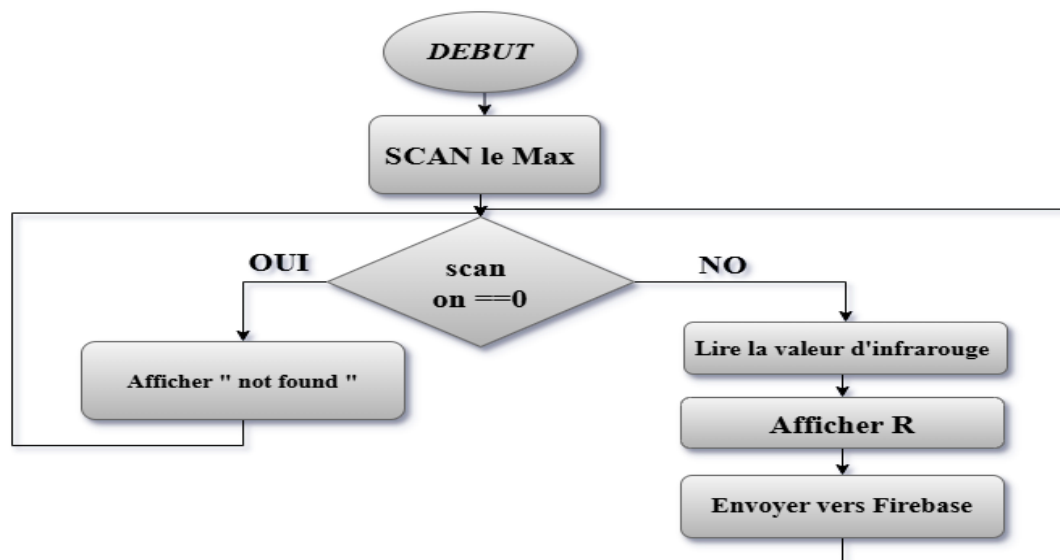


Figure III. 55: Organigramme Mesure du taux d'oxygène et du rythme cardiaque.

Pour mesurer le taux d'oxygène et la fréquence cardiaque, le capteur est d'abord placé sur le doigt du patient, puis connecté à l'appareil, afin de garantir des lectures précises et d'éviter l'envoi de données incorrectes. En cas de non-connexion du capteur, aucune valeur n'est transmise et un message d'alerte s'affiche à l'écran indiquant que l'appareil n'est pas connecté, ce qui contribue à réduire le risque d'erreur. L'image suivante illustre un exemple de mesure de l'oxygène :

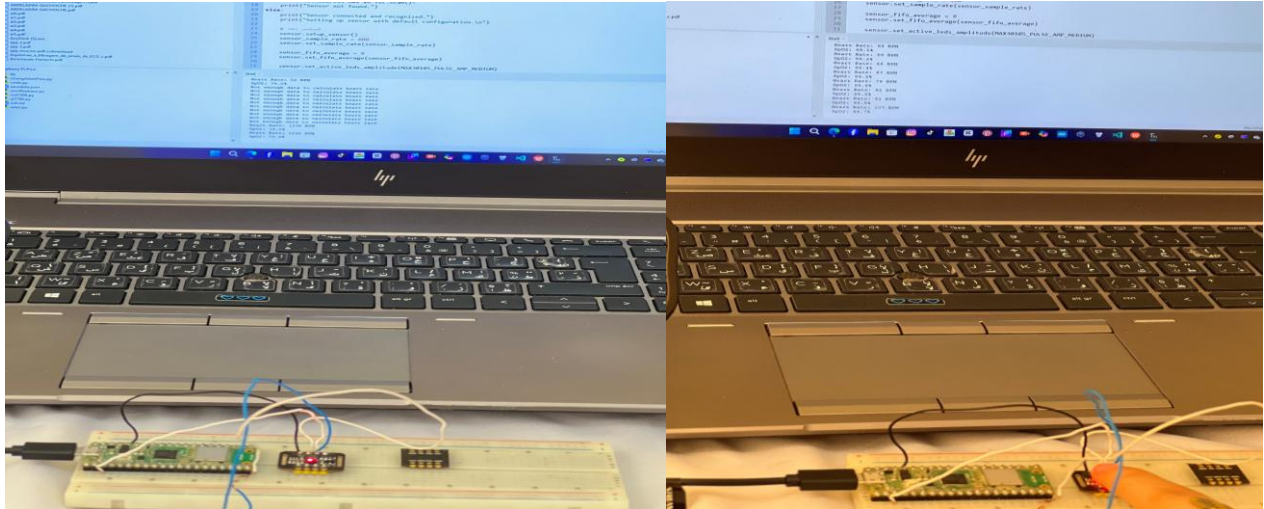


Figure III. 56: Mesure du taux d'oxygène à l'aide de MAX 30102.

III .5.4. .3Électrocardiogramme (ECG)

Pour mesurer le signal électrique du cœur, nous avons utilisé le capteur d'électrocardiogramme AD8232. Le diagramme de flux illustre son mode de fonctionnement :

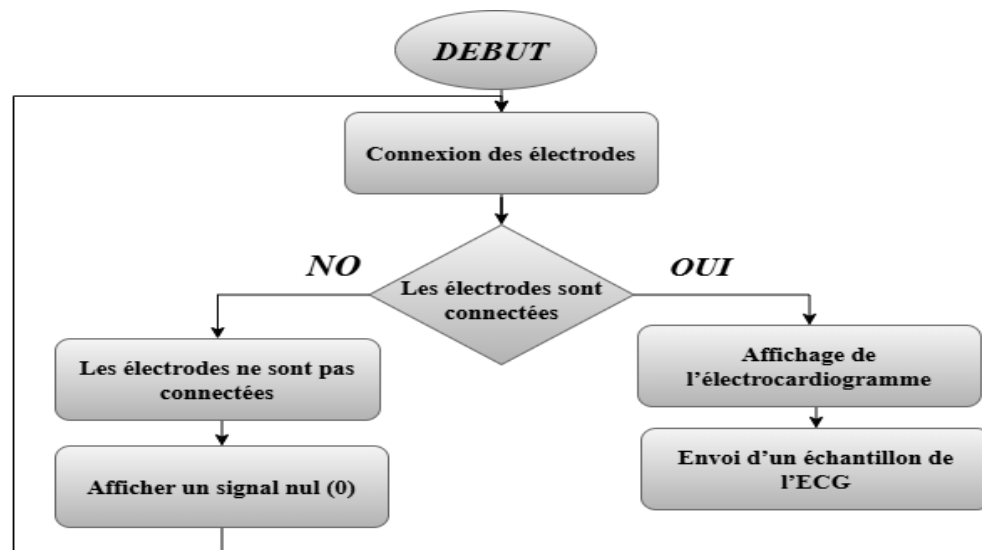


Figure III. 57: Organigramme Électrocardiogramme (ECG).

Lors de l’affichage de l’électrocardiogramme, les électrodes sont d’abord connectées au corps du patient, puis reliées à l’appareil afin de capter avec plus de précision l’activité électrique générée par les battements du cœur, comme illustré dans l’image suivante. Un exemple de tracé du signal est affiché à l’écran et, en cas de connexion Internet disponible, il est envoyé, ce qui permet une surveillance de l’état cardiaque :

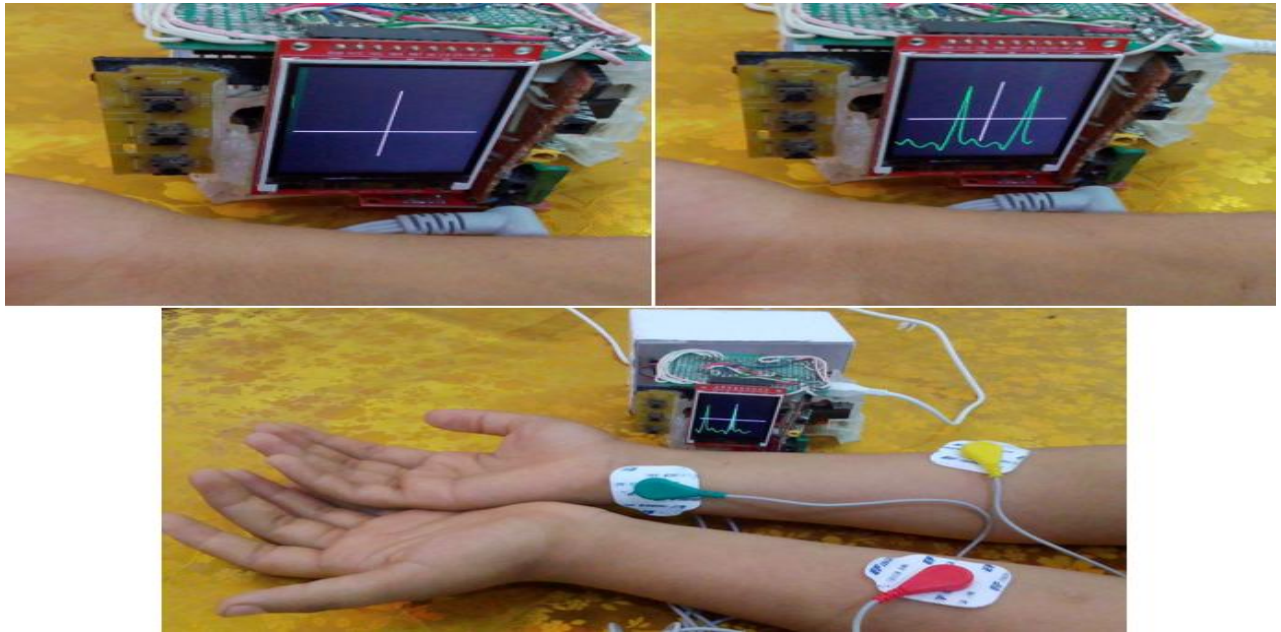


Figure III. 58: Affichage du signal ECG et connexion des électrodes au patient.

III .6. Montage Final

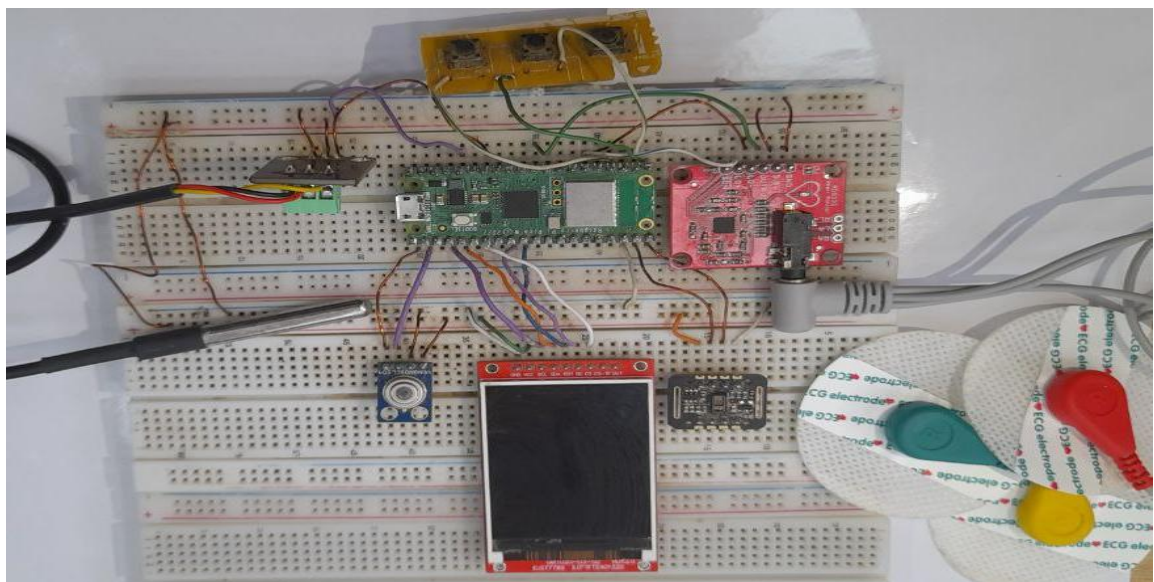


Figure III. 59 : Assemblage final des composants électroniques.

III.7. Assemblage du prototype

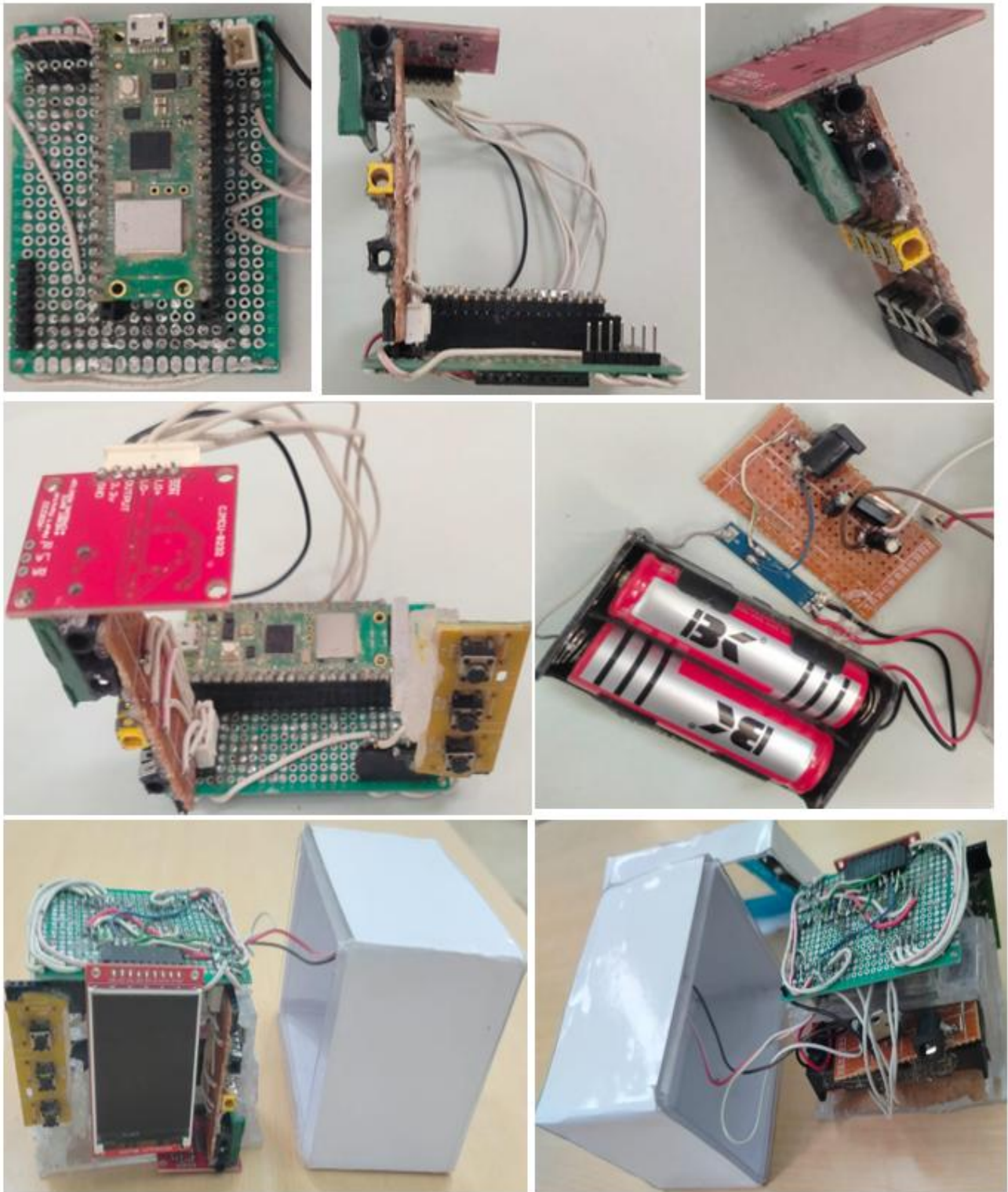
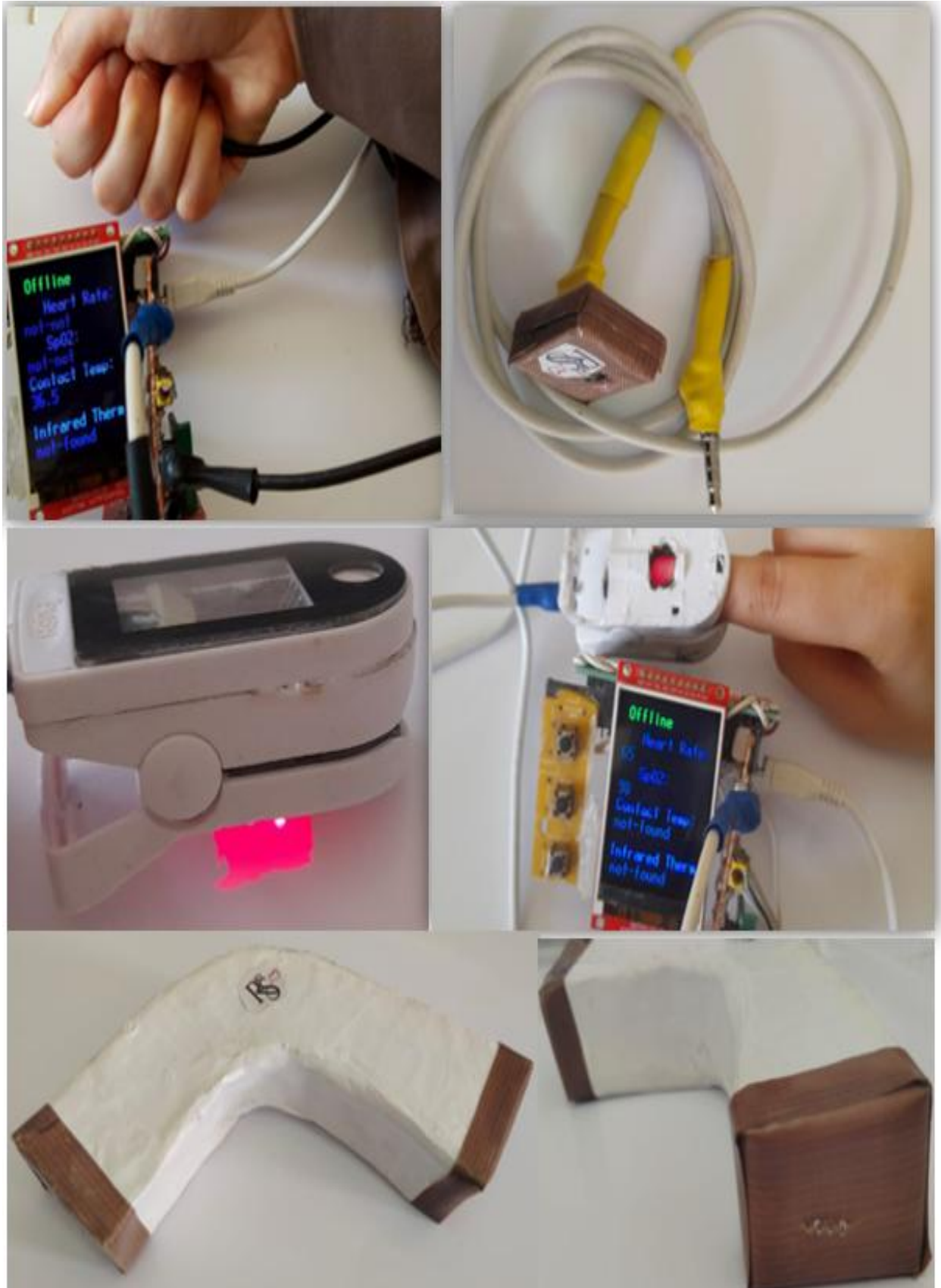


Figure III. 60: a) Assemblage complet du système électronique.



b) Mise en place complète du système électronique.



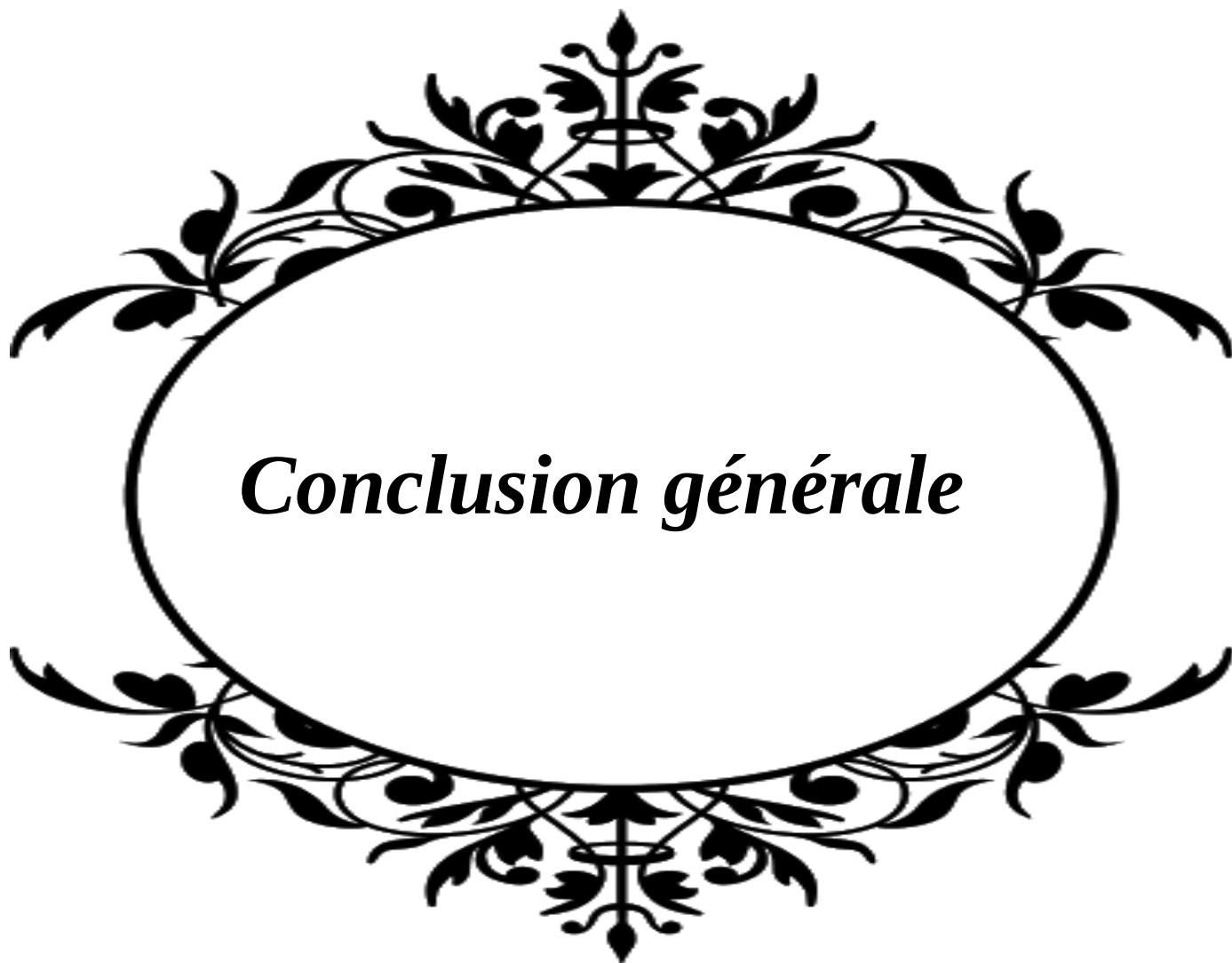
Figure III. 61: Prototype dans sa forme finale.

III .8. Conclusion

À la fin de ce chapitre, nous avons présenté les différentes étapes de la réalisation du système biomédical proposé, en partant de l'assemblage des composants électroniques sur le terrain, jusqu'au développement complet de l'application, en passant par son intégration avec la plateforme Firebase pour la gestion des données biologiques en temps réel.

L'évaluation expérimentale a permis de démontrer la faisabilité technique du prototype, ainsi que sa capacité à mesurer et transmettre de manière fiable les principaux indicateurs vitaux tels que : la fréquence cardiaque, la saturation en oxygène, la température corporelle, et le signal électrocardiogramme (ECG). Les tests ont également montré que l'interface de l'application était conviviale et facile à utiliser, avec des performances satisfaisantes dans la détection des anomalies. Les résultats obtenus confirment la pertinence de l'approche adoptée et ouvrent la voie à de futures améliorations, notamment à travers l'intégration directe de modèles d'intelligence artificielle au sein du module embarqué, afin de permettre une prise de décision autonome et instantanée sans dépendre de serveurs externes.

Ce chapitre constitue ainsi une transition vers la conclusion générale, dans laquelle seront abordées la valeur globale du projet, ses limites d'application, ainsi que ses perspectives d'évolution future.



Conclusion générale

Conclusion générale

Au terme de ce projet, nous avons pu concevoir et développer un prototype d'un système intelligent et portable visant à surveiller les indicateurs vitaux liés aux maladies cardiaques, en intégrant les technologies de l'Internet des objets (IoT) et des applications mobiles. Ce système permet de mesurer des données biologiques essentielles telles que la fréquence cardiaque, la saturation en oxygène dans le sang, la température corporelle et le signal ECG, avec affichage et stockage en temps réel sur une base de données cloud via une application mobile conviviale.

Au cours des phases de réalisation, nous avons visité le CHU de Batna ainsi qu'une salle de soins dans la wilaya de Biskra, où nous avons présenté l'idée du projet à certains médecins et spécialistes. Le dispositif a suscité un intérêt positif, reflétant la fiabilité de l'approche adoptée et son potentiel d'intégration future dans le domaine médical.

Cependant, le manque de temps et les ressources limitées ne nous ont pas permis de présenter effectivement le dispositif dans ces centres, ni d'intégrer directement le modèle d'intelligence artificielle au système final, bien que celui-ci ait été testé séparément avec succès pour l'analyse des données biométriques, montrant une efficacité prometteuse dans la détection précoce des anomalies cardiaques.

Ce travail constitue ainsi une première étape prometteuse vers le développement de solutions technologiques intelligentes et accessibles, susceptibles d'améliorer la qualité des soins de santé, avec la possibilité future de l'enrichir par des systèmes d'intelligence artificielle intégrés afin d'accroître son efficacité et sa précision dans le diagnostic précoce.

Référence

- [1]. Organisation mondiale de la Santé (OMS). (2020). Soins de santé primaires. Disponible sur : <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/primary-health-care>
- [2]. Organisation mondiale de la Santé (OMS). (2023). Maladies cardiovasculaires. Disponible sur : [https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-\(cvds\)](https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds))
- [3]. Diouf, P. S. (2022). Réalisation d'un système connecté pour le suivi en temps réel du rythme cardiaque et de la saturation d'oxygène chez les patients atteints d'arythmie cardiaque (Mémoire de maîtrise). Université du Québec à Rimouski. Disponible sur : <https://maphore.uqar.ca>
- [4]. Dich E.-P. (2003). Comprendre la physiologie cardiovasculaire. Flammarion médecine-sciences.
- [5]. Zipes, D. P. (2008). Heart-brain interactions in cardiac arrhythmias: role of the autonomic nervous system. Cleveland Clinic Journal of Medicine, 75(2), pS94.
- [6]. Rogers, K. (2011). The cardiovascular system. Britannica Digital Learning.
- [7]. Inconnus. (2020). Hypertension pulmonaire : Causes, symptômes, diagnostic et traitements. Disponible sur : <https://www.sciencesetavenir.fr>
- [8]. Inconnus. (2020). Hypertension pulmonaire : Causes, symptômes, diagnostic et traitements. Disponible sur : <https://www.sciencesetavenir.fr>
- [9]. Atek, H. & Bendid, S. (2010). Détection des arythmies cardiaques à partir des fonctions fractales (Mémoire de fin d'étude). Université Mouloud Mammeri de Tizi-Ouzou, Département d'Électronique.
- [10]. Yettou, H. (2018). Les effets du stress sur le cœur chez les patients cardiaques (Mémoire de fin d'étude). Université Mouloud Mammeri de Tizi-Ouzou, Département des Sciences Économiques.
- [11]. Santé publique France. (2019). Insuffisance cardiaque. Disponible sur : <https://www.santepubliquefrance.fr>
- [12]. Kastor, J. A. (2000). Arrhythmias. WB Saunders Company.
- [13]. Inconnu. (2014). Analyse et reconnaissance de signaux vibratoires : contribution au traitement et à l'analyse de signaux cardiaques pour la télémédecine (Thèse de doctorat). Université de Bourgogne. Disponible sur : <http://www.theses.fr/2014DIJOS015/document>
- [14]. Baccouch, W. (2023). Quantification automatique de la fonction ventriculaire gauche en IRM pour le diagnostic des anomalies de contraction cardiaque. Université de Tunis El Manar. HAL Open Science. <https://imt-atlantique.hal.science/tel-04687523v1>
- [15]. Wikipedia. (s.d.). Mentions sur le thermomètre.
- [16]. Talbi, M. L. (2011). Analyse et traitement du signal électrocardiographique (ECG) (Thèse de

Référence

doctorat). Université Mentouri de Constantine, Département d'Électronique

[17]. Vidal. (2020). Électrocardiogramme - ECG. Disponible sur : <https://www.vidal.fr/sante/examens-tests-analyses-medicales/electrocardiogramme-ecg.html>

[18]. Boussefra, F. (2014). Mesure sans contact de l'activité cardiaque par analyse du flux vidéo issu d'une caméra numérique (Thèse de doctorat). Université de Lorraine. Disponible sur : <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-01175311>

[19]. Médecine naturelle. (S.d.). Saturation en oxygène. Disponible sur : <https://medecine-naturelle.net/saturation-oxygene.html>

[20]. Journal des femmes. (S.d.). Taux de saturation. Disponible sur : <https://sante.journaldesfemmes.fr/fiches-anatomie-et-examens/252620-taux-de-saturation/>

[21]. Inoudjal, F. & Aït Issad, K. (2024). Conception et réalisation d'un oxymètre intelligent avec la reconnaissance biométrique par empreinte intégrée (Mémoire de fin d'études). Université Mouloud Mammeri de Tizi-Ouzou, Département d'Électronique.

[22]. Tortora, G. J. & Derrickson, B. (2017). Principes d'anatomie et de physiologie (14e éd.). De Boeck Supérieur.

[23]. Leduc, D. & Woods, S. (s.d.). La mesure de la température en pédiatrie. Disponible sur : www.cps.ca

[24]. Djaouti, A. & Ali, O. (2018). Étude d'un Moniteur de Surveillance Médicale (Mémoire de master). Université Mouloud Mammeri de Tizi-Ouzou.

[25]. Brown, D. J., Brugger, H., Boyd, J. & Paal, P. (2012). Accidental hypothermia. New England Journal of Medicine, 367(1930-8).

[26]. Paal, P. et al. (2016). Accidental hypothermia: an update. Scand J Trauma Resusc Emerg Med, 24:111.

[27]. Organisation mondiale de la Santé (OMS). (2023). Maladies cardiovasculaires. Disponible sur : [https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-\(cvds\)](https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds))

[28]. Liu, N. et al. (2020). Wearable devices for vital signs monitoring in emergency settings – A systematic review. Journal of Biomedical Informatics. <https://doi.org/10.1016/j.jbi.2020.103325>

[29]. Lu, C. et al. (2020). *IoT-Based Smart Healthcare Systems: Opportunities and Challenges*.

International Journal of Environmental Research and Public Health

[30]. Zhang, Y., et al. (2019). *Artificial Intelligence in Healthcare: Past, Present and Future*.

**Journal of Healthcare Engineering*.*

Référence

- [31]. Zheng, Y., et al. (2021). *Applications of IoT and Artificial Intelligence in Healthcare: A Survey*. *IEEE Access*.
- [32]. Ranjan, R., et al. ** (2022). *AI and IoT-Based Smart Healthcare Systems: A Review of Challenges and Opportunities*. *Future Generation Computer Systems*.
- [33]. <https://docs.ultralytics.com/ar/guides/raspberry-pi/>.
- [34]. <https://academy.hsoub.com/programming/os-embedded-systems/>
- [35]. <https://geeksville.com/en/tutorial/raspberrypi-lesson-1/?view=all>.
- [36]. <https://darshoaa.com/blog/Raspberry-Pi/>.
- [37]. <https://www.raspberrypi.org/products/camera-module-v2>.
- [38]. <https://www.raspberrypi.org/products/pi-noir-camera-v2>.
- [39]. **Ben Mouffok, M. Ch., & Sayah, A. R. (2022).** Système de présence basé sur la reconnaissance faciale utilisant Linux PC ou Raspberry Pi OS (Mémoire de master). Université Mohamed Khider de Biskra, Faculté des Sciences et de la Technologie, Département de Génie Électrique
- [40]. Livres Raspberry Pi Cookbook . **Monk, S. (2021).** *Raspberry Pi Cookbook: Software and Hardware Problems & Solutions* (4th ed.). O'Reilly Media.
- [41]. Livre Maître Raspberry Pi et **RaspberryTips, « Modèles de Raspberry Pi – Guide complet »**, Disponible sur : <https://raspberrytips.fr/modeles-raspberry-pi/>, consulté le 2 juillet 2025.
- [42]. **Raspberry Pi Ltd.** *Raspberry Pi Pico 2 and Pico 2 W Datasheet*, Version 1.0, février 2024.
- [43]. **RaspberryTips.** (S.d.). Tableau comparatif de tous les modèles de Raspberry Pi. Consulté le 31 mai 2025, sur <https://www.raspberrytips.com/comparatif-raspberry-pi/>
- [44]. Connecting to the Internet with Pico W. (s.d.). [Livre]
- [45]. **Raspberry Pi Ltd.** (2024). *Raspberry Pi Pico W Datasheet: An RP2040-based microcontroller board with wireless* (Build version: eec2b0c-clean, Build date: 2024-10-15). Raspberry Pi Ltd. [Fiche technique]. Creative Commons Attribution-NoDerivatives 4.0 International. Consulté le 31 mai 2025, à l'adresse : <https://datasheets.raspberrypi.com/picow/pico-w-datasheet.pdf>
- [46]. **Ibrahim, D. (2022).** *Raspberry Pi Pico W: Program, build, and master 60+ projects with the Wireless RP2040* (1re éd.). Elektor International Media B.V. ISBN: 978-3-89576-529-2 (papier), 978-3-89576-530-8 (eBook) ,sur [raspberrypi-pico-w-program-build-and-master-60-projects-with-the-wireless-rp2040-1nbsped-9783895765292-9783895765308_compress.pdf](https://www.raspberrypi.com/projects/pico-w-program-build-and-master-60-projects-with-the-wireless-rp2040-1nbsped-9783895765292-9783895765308_compress.pdf).
- [47]. Hattersley, L. (2022). *Code Pico with Thonny*. Raspberry Pi Official Magazine.

Référence

- [48]. Annamaa, Aivar. (2024). *Thonny: Python IDE for Beginners*. Retrieved from <https://thonny.org/>.
- [49]. Club Informatique Gassendi. (2020, 26 novembre). *TP monde connecté – Python IDE Thonny V0.1* [Document PDF]. Récupéré de: https://www.gassendi.asso.fr/wpg/wp-content/uploads/2020/12/TP_monde_connecte_cours_26_11_2020_Python_IDE-Thonny_V0.1.pdf
- [50]. [How to Setup a Raspberry Pi Pico and Code with Thonny - Tutorial Australia](#)
- [51]. Sanderson, D. (2021, 17 novembre). *First steps with the Raspberry Pi Pico and Thonny*. Kitronik Ltd. Consulté sur <https://kitronik.co.uk/blogs/resources/first-steps-with-the-raspberry-pi-pico-and-thonny>
- [52]. Zerrouki, M. A., & Nesnas, R. (2017/2018). *Conception et réalisation d'un système de commande d'une habitation* [Mémoire de fin d'études, année universitaire 2017/2018].
- [53]. Thanina S. et Raab L. 2024, *Conception et réalisation d'un système connecté de surveillance médicale*, Mémoire de Master Professionnel, Université Mouloud Mammeri de Tizi-Ouzou,
- [54]. Mounib, Y., & Chelihi, N. (2023). *Conception et réalisation d'un ECG à base d'une carte Arduino* (Mémoire de master). Université Mohamed Khider de Biskra.
- [55]. Rahabi, K., Tair, A., Mehadjebia, B. Z., & Zedadra, H. E. (2023). *Bracelet de télésurveillance pour des patients d'Alzheimer* (Mémoire de master, Université 8 Mai 1945 – Guelma
- [56]. Boukhalfa, D. (2022). *La chambre de malade intelligente* (Mémoire de master, Université Mohamed Khider de Biskra, Faculté des Sciences et de la Technologie, Département de génie électrique
- [57]. Abdellah, I., & Allaoui, A. (2024). *Développement d'un Système Intelligent d'Incubation d'Œufs à l'aide de l'Apprentissage Profond* (Mémoire de master, Université Ibn Khaldoun - Tiaret
- [58]. Abdeladim, O., & Gachouche, A. (2023). *Surveillance à Distance des Êtres Humains et d'Objets via des Satellites* (Mémoire de master, Université Kasdi Merbah – Ouargla,
- [59]. Dalia, M. S., & Chograne, A. E. K. (2021). *Réalisation d'un appareil de surveillance à distance d'un transformateur électrique* (Mémoire de master, Université Ibn Khaldoun de Tiaret.
- [60]. <https://done.land/components/humaninterface/display/tft/st7789/>
- [61]. <https://www.luisllamas.es/alimentar-arduino-baterias/>
- [62]. Azar, J. (2020). *Compression de données et apprentissage en profondeur pour les applications de santé IoT basées sur des signaux physiologiques* (Thèse de doctorat, Université Bourgogne Franche-Comté, École doctorale n°37, Sciences pour l'ingénieur et microtechniques, Doctorat

Référence

d'informatique). Consulté à l'adresse <https://theses.hal.science/tel-03636343v1/document>

[63]. Chougale, P., Yadav, V., & Gaikwad, A. (2021). *FIREBASE – OVERVIEW AND USAGE*. *International Research Journal of Modernization in Engineering Technology and Science*, 3(12), 1178–1180. Récupéré de [https://www.researchgate.net/profile/Anil-Gaikwad-12/publication/362539877_FIREBASE -](https://www.researchgate.net/profile/Anil-Gaikwad-12/publication/362539877_FIREBASE_-_OVERVIEW_AND_USAGE/links/62efc738505511283e9a5318/FIREBASE-OVERVIEW-AND-USAGE.pdf)

[OVERVIEW_AND_USAGE/links/62efc738505511283e9a5318/FIREBASE-OVERVIEW-AND-USAGE.pdf](https://www.researchgate.net/profile/Anil-Gaikwad-12/publication/362539877_FIREBASE_-_OVERVIEW_AND_USAGE/links/62efc738505511283e9a5318/FIREBASE-OVERVIEW-AND-USAGE.pdf)

[64]. SETTA, Mey. (2023). A mobile application for Doctor appointments and House Call. Master Thesis, University of Biskra.

[65]. SAYAH, A., & BENDECHACHE, S. (2023). *Design and Implementation of a Mobile Application for Healthcare System* (Master's thesis, Mohamed Khider University – Biskra.

[66]. Apridonol, Y., Febri Dristyan, & Mardialus. (2024). Pengenalan Kodular : Solusi Praktis untuk Pembuatan Aplikasi Android. *Interaksi: Jurnal Pengabdian Kepada Masyarakat*, 1(1), 32–37. Récupéré de <https://ejurnal.faaslibsmidia.com/index.php/interaksi>

[67]. Dendasck, C. (2022, janvier 20). Utilisation d'un programme pour produire une application en tant que produit pédagogique dans le cadre du programme d'études supérieures en enseignement professionnel et technologique (PROFEPT). *Revue Scientifique Multidisciplinaire Núcleo do Conhecimento*. <https://doi.org/10.32749/nucleodoconhecimento.com.br/education-fr/produire-une-application>

[68]. Les 10 meilleures applications médicales sur Android. Url : <https://www.info24android.Com/meilleures-applications-médicales-sur-Android/>.

[69]. <https://praedictia.com/page/lapprentissage-machine/quest-ce.html>

[70]. Frédéric Sur. (2023). Introduction à l'apprentissage automatique. Tronc commun scientifique FICM 2A École des Mines de Nancy, 178.ge/high/rubriques/apropos/orange_care/bracelet.html

[71]. Bahaj, M. (Président), Beni-Hssane, A., Saadi, M., Moumoun, L., Amnai, M., Ouacha, A., & Gherabi, N. (2023, 14 juin). *Comité de soutien de thèse de doctorat* – Universités marocaines partenaires. Université Hassan I, Settat. ENSA, Université Sultan Moulay Slimane, Khouribga, Maroc.

[72]. Lgayhardt. (2024, 19 janvier). Apprentissage profond et apprentissage automatique - Azure Machine Learning. Microsoft Learn. <https://learn.microsoft.com/fr->

Référence

[fr/azure/machinelearning/concept-deep-learningvs-machine-learning?view=azureml-api-](https://fr.azure/machinelearning/concept-deep-learningvs-machine-learning?view=azureml-api-)

[73]. Karboub, K. (2022). *Contribution à l'amélioration des performances des services médicaux urgents appliquant l'IoT et l'intelligence artificielle* [Thèse de doctorat, Université de Lorraine]. HAL. <https://theses.hal.science/tel-03799070>

[74]. Coursera Staff. (2025, 29 janvier). *What Is Kaggle and What Is It Used for?* Coursera. Récupéré de <https://www.coursera.org/in/articles/kaggle?msocid=19650973692e6a5b30ac1dcf68736b2c>

[75]. Kaggle. (2023). *Meet Kaggle* [PDF]. Récupéré le 7 juin 2025, de <https://www.kaggle.com/static/slides/meetkaggle.pdf>

[76]. EdXD. (2022, 1er octobre). *What is Google Colab: A Beginner's Guide*. ByteXD. Récupéré le 31 mai 2025, de <https://bytexd.com/what-is-google-colab-a-beginner-guide/>

[77]. GeeksforGeeks. (2025, 2 janvier). *How to Use Google Colab*. GeeksforGeeks. Récupéré le 31 mai 2025, de <https://www.geeksforgeeks.org/how-to-use-google-colab/>

[78]. PlaysDev. (2024, 17 avril). *What is Google Colab and how are CPU, GPU, TPU processors used?* PlaysDev. Récupéré le 31 mai 2025, de <https://playsdev.com/blog/what-is-google-colab/>

[79]. Dias, C. (2016, 1er février). *Introducing the Insiders Build*. Visual Studio Code Blog. Récupéré le 31 mai 2025, de https://code.visualstudio.com/blogs/2016/02/01/introducing_insiders_build

[80]. Microsoft. (2015). *Visual Studio Code* [Logiciel]. <https://code.visualstudio.com/>

[81]. Kahlert, T., & Giza, K. (2016). *Visual Studio Code Tips & Tricks Vol. 1* (1ère éd., Révision 1, avril 2016). Microsoft Deutschland GmbH. Consulté à l'adresse <http://aka.ms/VSCodeTipsTricks>
[VisualStudioCode-TipsAndTricks-Vol.1.pdf](http://aka.ms/VSCodeTipsTricks)

[82]. Bekiri, R. (2019). *Surveillance médicale à distance à base de data mining* [Mémoire de master, Parcours Système d'information optimisation et de décision (SIOD), Département d'informatique, Université Mohamed Khider – Biskra.

[83]. University of Waikato. (2023). *Weka 3 - Data Mining Software in Java*. Récupéré le 7 juin 2025, de <https://www.cs.waikato.ac.nz/ml/weka/>

[84]. Livre Hampton, J. R. (2013). *The ECG Made Easy* (8e éd.). Churchill Livingstone - Elsevier. ISBN 9780702046414.

[85]. Mishra, A., Chakraborty, B., Das, D., & Bose, P. (2018). *AD8232 based Smart Healthcare System using Internet of Things (IoT)*. International Journal of Engineering Research & Technology (IJERT).

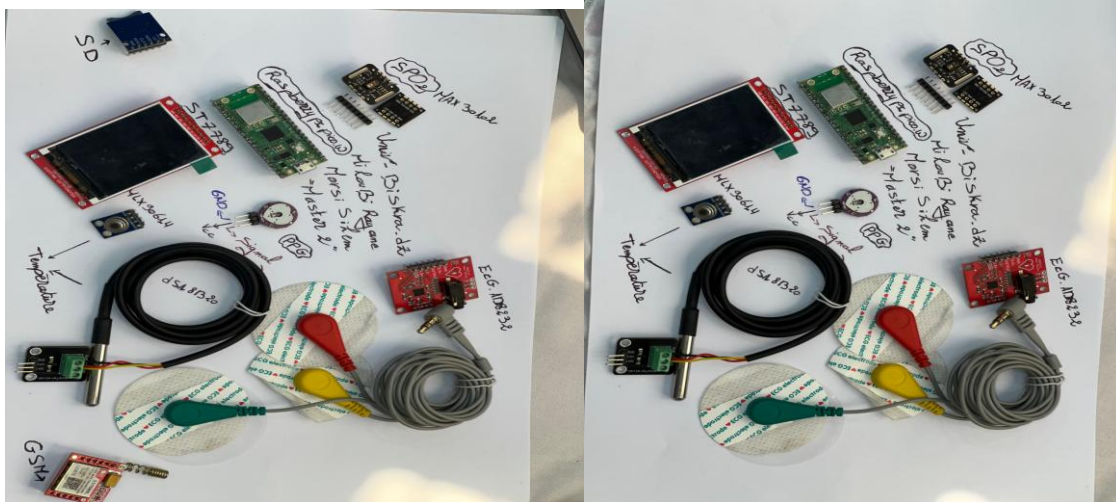
Référence

- [86]. Jović, A., & Bogunović, N. (2010). *Random Forest–Based Classification of Heart Rate Variability Signals by Using Combinations of Linear and Nonlinear Features*. In XII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing (pp. 29–32). Springer.
- [87]. Bui, N.-T., Hoang, D.-H., Phan, T., Tran, M.-T., Patel, B., Adjeroh, D., & Le, N. (2023). TSRNet: Simple Framework for Real-time ECG Anomaly Detection with Multimodal Time and Spectrogram Restoration Network. arXiv:2312.10187, sur GitHub: <https://github.com/UARK-AICV/TSRNet?tab=readme-ov-file>
- [88]. Jiang, A., Huang, C., Cao, Q., Wu, S., Zeng, Z., Chen, K., Zhang, Y., & Wang, Y. (2023). *Multi-scale Cross-restoration Framework for Electrocardiogram Anomaly Detection*. Présenté à la conférence MICCAI 2023. Code disponible sur GitHub : <https://github.com/MediaBrain-SJTU/ECGAD>
- [89]. Deepchecks. (2024, juin 13). *Understanding F1 Score, Accuracy, ROC-AUC & PR-AUC Metrics for Models*. Deepchecks Community Blog.
- [90]. scikit-learn developers. (2025). *Model Evaluation — Classification Metrics*. scikit-learn documentation. Disponible sur : https://scikit-learn.org/stable/modules/model_evaluation.html#classification-metrics

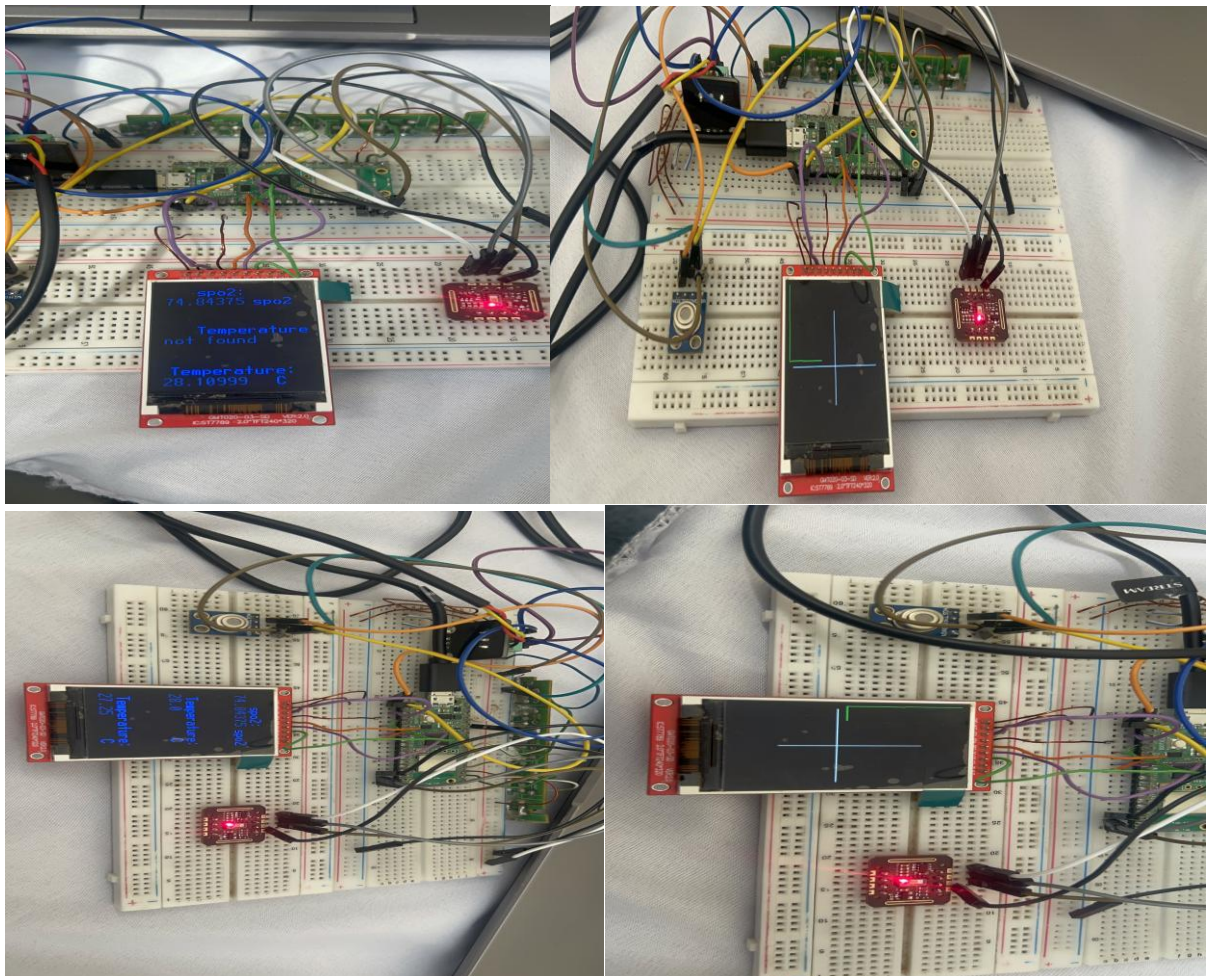
Annexe

Annexe

Composants électroniques :



Premiers essais :



Annexe

◆ Fonction de calcul de la moyenne des valeurs depuis le registre temporaire

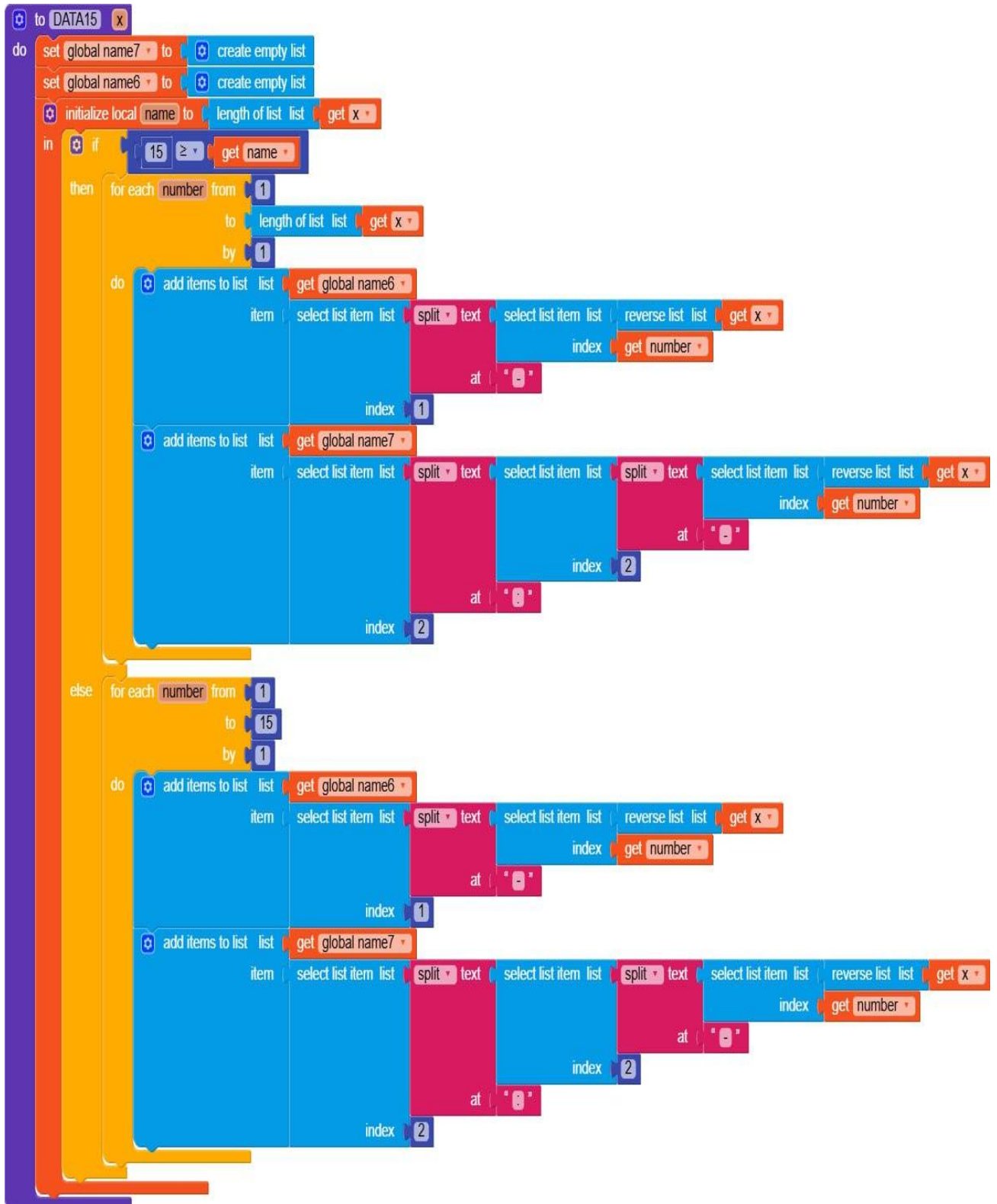
```
to moyan x x2
do
  set global moyan_value to 0
  for each number from 1
    to length of list list get x
    by 1
  do
    set global moyan_value to + get global moyan_value + select list item list get x index get number
  set global moyan_value to get global moyan_value / length of list list get global name6
  set x to create empty list
  set x2 to join get global moyan_value
  call Clock1 .Format Time
  instant call Clock1 .Now
```

◆ Fonction de tracé de la courbe graphique

```
to Graph x x4
do
  set global colr to create empty list
  set global name8 to create empty list
  initialize local name to length of list list get x
  in
    for each number from 1
      to get name
      by 1
    do
      add items to list list get global colr
      item
      add items to list list get global name8
      item get number
  call SimpleChart1 .ClearAllCharts
  arrangement get x4
  call SimpleChart1 .CreateLineGraph
  arrangement get x4
  height 500
  width 700
  animationDuration 2000
  valuesTextSize 1
  lineWidthSize 1
  valueTextColor
  lineColors get global colr
  xAxisPoints get global name8
  yAxisPoints get x
  dataSetName " "
  description " "
```


Annexe

◆ Fonction d'extraction des 15 dernières valeurs du registre avec leurs horaires



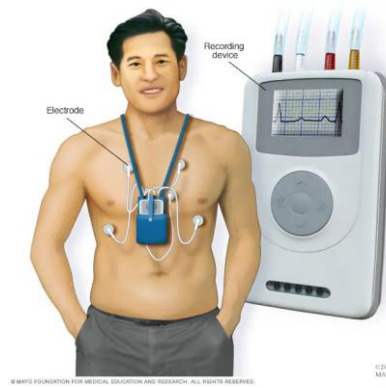
Annexe

◆ Fonction de tracé du diagramme en barres



Annexe

Système final à atteindre :



Explorations de terrain :



Annexe





حاضنة المؤسسات الناشئة-جامعة بكرة
Startup Incubator-University of Biskra

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية
وزارة التعليم العالي والبحث العلمي
جامعة محمد خيضر - بكرة
كلية علوم والتكنولوجيا
حاضنة بكرة
قسم الهندسة الكهربائية

تخصص: ماستر 2 - إلكترونيك الأنظمة المضمنة

مشروع مذكرة نهاية الدراسة
في إطار القرار الوزاري رقم 1975 المؤرخ في 29 ديسمبر 2022
المتعلق بالحصول على شهادة "مؤسسة ناشئة"

عنوان المشروع

جهاز ذكي لقياس المؤشرات الحيوية للرعاية الصحية

السنة الجامعية 2024/ 2025



حاضنة المؤسسات الناشئة-جامعة بكرة
Startup Incubator-University of Biskra

بطاقة المعلومات

حول فريق الإشراف وفريق العمل

1. فريق الإشراف

فريق الإشراف	
المشرف الرئيسي 1:	التخصص:
بن المير عقبة	الالكترونيك

2. فريق العمل

فريق المشروع	التخصص	الكلية
الطالبة مرسي سهام	الالكترونيك - الأنظمة المضمنة	علوم و تكنولوجيا
الطالبة ميهوبي ريان	الالكترونيك - الأنظمة المضمنة	علوم و تكنولوجيا

فهرس المحتويات

المحور الأول: تقديم مشروع

1. فكرة المشروع (الحل المقترح)

2. القيم المقترحة

3. فريق العمل

4. تعريف المشروع.

5. الجدول الزمني لتحقيق المشروع

المحور الثاني: الجوانب الابتكارية

1. طبيعة الابتكار

2. مجالات الابتكار

المحور الثالث: تحليل استراتيجي للسوق

1. الاستراتيجية التسويقية.

2. قياس شدة المنافسة

3. عرض المناخ السوقي

المحور الرابع: خطة الإنتاج والتنظيم

1. عملية الإنتاج

2. التمويل

3. اليد العاملة

4. الشركات الرئيسية

5. المخطط الوظيفي للمؤسسة

6. التنظيم الداخلي

المحور الخامس: الخطة المالية

1. تكاليف المشروع وامتلاك الاستثمار

2. رقم الأعمال

3. جدول حسابات النتائج المتوقعة

المحور السادس: النموذج الأولي التجريبي

النموذج الأولي

مقدمة

في ظل التطور التكنولوجي المتسارع، يبرز الاهتمام العالمي والمحلي بتطوير حلول ذكية في قطاع الصحة، لاسيما تلك المتعلقة بمراقبة المؤشرات الحيوية عن بُعد. تزداد هذه الحاجة في الجزائر مع التوسع في فئة كبار السن، وتزايد المصابين بالأمراض المزمنة مثل أمراض القلب، والسكري، وارتفاع ضغط الدم، مما يتطلب حلولاً دقيقة، فعالة، وآمنة لمتابعة الحالة الصحية خارج المستشفيات، خاصة في المناطق الريفية والناحية التي يصعب فيها الوصول إلى مراكز الرعاية الصحية المتخصصة.

يندرج هذا المشروع ضمن إطار القرار الوزاري 1275 لتشجيع الابتكار وإنشاء المؤسسات الناشئة في الجزائر، ويهدف إلى تصميم وتطوير جهاز ذكي محمول متعدد الوظائف لقياس أهم المؤشرات الحيوية (معدل ضربات القلب، نسبة الأكسجين في الدم (SpO2) درجة الحرارة، ضغط الدم، ومعدل التنفس) بدقة عالية وبأسلوب بسيط يمكن استعماله من طرف مختلف الفئات العمرية، دون الحاجة إلى تكوين معقد أو طاقم طبي مختص.

تكمن أهمية هذا الجهاز في كونه يستهدف فئة واسعة من المستخدمين، لاسيما المسنين ومرضى الأمراض المزمنة، حيث يمكنهم من متابعة حالتهم الصحية بشكل دائم دون التنقل إلى المراكز الصحية، مما يقلل من مخاطر المضاعفات الصحية، ويتيح التدخل المبكر في الحالات الطارئة. كما أن الجهاز سيساعد الأطباء والممارسين الصحيين في تحسين جودة المتابعة وتسهيل اتخاذ القرار العلاجي بناءً على بيانات دقيقة لحظة بلحظة.

يتميز هذا الابتكار بملاءمته للسوق الجزائري، حيث لا تتوفر أجهزة محلية مشابهة تجمع بين هذه الوظائف والسعر المناسب، في حين أن البدائل المستوردة باهظة الثمن وصعبة المنال. من هنا، يشكل المشروع فرصة حقيقية لسد هذه الفجوة التقنية والاقتصادية في السوق المحلي، مع إمكانية التوسع لاحقاً إلى أسواق إقليمية ودولية بفضل مرونته وقابليته للتطوير والتحديث.



المحور الاول: تقديم المشروع

1. فكرة المشروع (الحل المقترح)

نظرًا للارتفاع الكبير في معدلات الإصابة بأمراض القلب في الجزائر، والحاجة المتزايدة لمتابعة الحالة الصحية للأفراد، خاصة لدى كبار السن ومرضى القلب المزمن، تبرز أهمية تطوير جهاز ذكي محمول لقياس المؤشرات الحيوية معدل نبضات القلب، نسبة الأوكسجين في الدم، ودرجة حرارة الجسم.

تكمّن المشكلة في غياب أجهزة محلية فعالة ذات جودة مقبولة وسعر مناسب تتيح المتابعة المستمرة للحالة الصحية دون الحاجة للوجود الدائم في المراكز الصحية أو المستشفيات، مما يؤدي إلى ارتفاع في التكاليف وصعوبة في الوصول السريع إلى العناية الطبية عند الحاجة.

لذلك، جاءت فكرة هذا المشروع لتوفير جهاز ذكي محمول منخفض التكلفة، يعتمد على تقنيات إنترنت الأشياء IoT مزود بوسائل اتصال Wi-Fi ويعتمد على منصة Firebase لإرسال البيانات الصحية لحظيًا إلى تطبيق هاتفي مخصص، مما سيمكن المستخدمين والأطباء من المتابعة الآنية عن بعد، وإصدار تنبيهات فورية عند ظهور مؤشرات خطر.

يهدف المشروع إلى تصنيع الجهاز محليًا بقطع إلكترونية متوفرة في السوق، باستخدام منصة Raspberry Pi Pico W، مما سيعزز من قدرة المؤسسات الأكاديمية والبحثية وحتى الصناعية على الاستفادة من هذه التكنولوجيا الصحية الذكية، ويدعم جهود التحول نحو الرعاية الصحية الرقمية.

سيتم تنفيذ المشروع من طرف فريق متعدد التخصصات من مهندسين وتقنيين في مجال الأنظمة المدمجة والتطبيقات السحابية، في منطقة تستهدف توسيع الابتكار الصحي المحلي، بما يساهم في تلبية حاجيات السوق الوطنية ورفع جودة الخدمات الصحية الرقمية.

1.1 الملخص التنفيذي للمشروع

يهدف هذا المشروع إلى تصميم جهاز ذكي محمول قادر على قياس ثلاث مؤشرات حيوية أساسية لصحة القلب: معدل نبضات القلب، نسبة تشبع الأوكسجين في الدم (spo2)، ودرجة حرارة الجسم، يقوم هذا الجهاز بجمع البيانات الحيوية بشكل لحظي ومستمر، ويرسلها عبر شبكة wifi إلى تطبيق هاتف ذكي، حيث يتم عرض القيم الحيوية للمستخدم وإرسال إشعارات فورية للطبيب في حالة اكتشاف مؤشرات غير طبيعية.

يهدف المشروع إلى تحسين الرعاية الصحية الاستباقية وتقليل مخاطر المضاعفات القلبية من خلال الاكتشاف المبكر للحالات الحرجة.

2.1 التعريف بالمشروع

الشرح	العنصر
-------	--------

طبيعة المشروع	تصنيع جهاز ذكي محمول لقياس ثلاث مؤشرات حيوية (معدل نبضات القلب، نسبة تشبع الأكسجين في الدم (spo2)، ودرجة حرارة) أساسية لصحة القلب
اسم المشروع	الرعاية الصحية
قطاع النشاط	الصحة الرقمية، الأنظمة الذكية، الأجهزة الطبية القابلة للارتداء
أصحاب المشروع	مرسي سهام، ميهوبي ريان، بن المير عقبة
موقع المشروع	بسكرة-بسكرة
النطاق	المستوى الوطني
الفئة المستهدفة	- المرضى المصابون بأمراض القلب المزمنة - كبار السن - الأشخاص المعرضون لمخاطر صحية قلبية وراثية - العيادات الخاصة والأطباء - المهتمون بالصحة الوقائية

• تصميم • وتطوير أجهزة الكترونية طبية ذكية • تطوير حلول رقمية للرعاية الصحية • تصميم أنظمة ذكية لمراقبة صحة القلب • تطوير تطبيقات صحية متصلة بأجهزة الكترونية • خدمات المراقبة الطبية عن بعد باستخدام الأجهزة الذكية	مضمون النشاط
مؤسسة ذات مسؤولية محدودة وذات مساهمة بسيطة	الشكل القانوني
نطمح أن نكون من بين الرواد في تطوير الحلول الذكية لمراقبة صحة القلب في العالم العربي, من خلال توفير أجهزة محمولة دقيقة , موثوقة , وسهلة الاستخدام تمكن الأفراد و الأطباء من الكشف المبكر عن المخاطر الصحية و إنقاذ الأرواح	رؤية المؤسسة
نعمل على تمكين الأفراد من مراقبة صحتهم القلبية بأنفسهم عبر جهاز ذكي يوفر قياسات دقيقة لحظيا , ويربط المستخدم بالطبيب بشكل مباشر عند الحاجة , مساهمين بذلك في نشر ثقافة الوقاية و التدخل المبكر عبر حلول سهلة و آمنة	رسالة المؤسسة
	شعار المؤسسة

3.1 مجال النشاط

تنشط مؤسستنا في مجال الصحة الرقمية والوقاية الذكية، وتهدف إلى تطوير حلول تكنولوجية مبتكرة تخدم الإنسان أولاً، من خلال تصميم جهاز ذكي محمول يراقب المؤشرات الحيوية المرتبطة بصحة القلب (النبض، الأكسجين، الحرارة) لحظياً.

نعتمد على الدمج بين الهندسة الطبية والتقنيات الرقمية لتقديم أدوات فعالة تسهل المتابعة الصحية وتمنح كل فرد فرصة للوقاية المبكرة والعيش بأمان واطمئنان.

4.1 بداية الفكرة وتطورها:

انطلقت فكرة المشروع من ملاحظة واقعية لمعاناة العديد من المرضى، خاصة في المناطق النائية، الذين يجدون صعوبة في التنقل المستمر نحو المراكز الصحية لمتابعة حالتهم القلبية. هؤلاء المرضى، وكثير منهم من كبار السن أو محدودي الدخل، يضطرون لقطع مسافات طويلة من أجل إجراء فحوصات بسيطة، وهو ما يرهقهم بدنياً ومالياً، ويُعرض صحتهم للخطر في حال التأخر عن التشخيص أو المتابعة.

حيث تُعد أمراض القلب السبب الرئيسي للوفيات في الجزائر، حيث تمثل حوالي 36% من إجمالي الوفيات، وفقاً لبيانات منظمة الصحة العالمية لعام 2018.

تشير تقارير أخرى إلى أن السكتة القلبية وحدها تتسبب في وفاة حوالي 200 ألف جزائري سنوياً.

تُظهر هذه الأرقام الحاجة الملحة لحلول تقنية تساعد في الكشف المبكر والتدخل السريع.

إلى جانب ذلك، لاحظنا الضغط الكبير على الأطباء وطواقم التمريض، خاصة في أقسام أمراض القلب، نتيجة كثرة الحالات اليومية وطول قوائم الانتظار. هذا الواقع دفعنا إلى التفكير في حل تكنولوجي يسمح بمراقبة الحالة الصحية عن بُعد، بشكل لحظي ومستمر، دون الحاجة إلى التنقل المتكرر للمريض، مع تنبيه الطبيب مباشرةً عند تسجيل مؤشرات غير طبيعية.

من هنا، تطورت الفكرة إلى تصميم جهاز ذكي محمول، سهل الاستخدام، يعمل على قياس ثلاث مؤشرات حيوية أساسية (النبض، SpO₂، والحرارة)، ويرتبط بتطبيق على الهاتف يرسل البيانات عبر WiFi، مما يسمح بالتدخل السريع في الوقت المناسب، ويحسن جودة حياة المريض، ويُخفف العبء على الأطباء.

5.1 مكان الإنجاز

تم اختيار ولاية بسكرة كموقع أولي لإنجاز المشروع، نظراً لما توفره من بيئة جامعية محفزة (جامعة محمد خيضر بسكرة)، وتسهيلات تقنية تُمكننا من تجسيد النموذج الأولي للجهاز في ظروف مناسبة من حيث المتابعة الأكاديمية والتجهيزات.

وقد ساعدنا في هذا الاختيار أيضاً كوننا من أبناء هذه المنطقة، ونقيم فيها بشكل دائم، مما يتيح لنا التنقل الميداني بسهولة، والمتابعة اليومية لمرحلة تطوير المشروع عن قرب، داخل محيط جامعي نعرفه جيداً.

دليل المشروع

للحصول على شهادة مؤسسة ناشئة في إطار القرار الوزاري 1275

ورغم أن مكان التجسيد هو مدينة بسكرة، إلا أن الجهاز موجّه لكل ولايات الوطن، حيث تم تصميمه ليكون قابلاً للاستخدام في المدن الكبرى والقرى النائية على حد سواء، خاصة في المناطق التي تفتقر إلى مراقبة صحية مستمرة.

تم الاعتماد على هذا الموقع للأسباب التالية:

- ✓ القرب من مقر السكن، ما يتيح لنا سهولة التنقل والتجريب والمتابعة المستمرة.
- ✓ ارتباطنا المباشر بالمنطقة، ومعرفتنا الجيدة بظروفها وتحدياتها، مما يُكسب المشروع بعداً واقعياً واجتماعياً.
- ✓ تمركز ولاية بسكرة في موقع استراتيجي وسط البلاد، ما يجعلها نقطة انطلاق مثالية لتوسيع المشروع لاحقاً على المستوى الوطني.

ورغم التحديات، يبقى إصرارنا قائماً على تطوير هذا النموذج الأولي ليكون نواةً لحل ذكي يخدم المرضى في مختلف ولايات الوطن.

تم تحدّد موقع الأرض بالضبط عبر: Google earth



التكيف و التأقلم:

توفير عدة نماذج من الجهاز ليتماشى مع احتياجات الفئات المختلفة من المستخدمين (كبار السن، الرياضيين، المرضى المزمنين...)، سواء كجهاز يُحمل يدويًا أو يُرتدى على الجسم.

السلامة :

نقدّم منتجًا بتصميم بسيط وخفيف الوزن، يمكن ارتداؤه على شكل حزام أو حمله في الجيب، مما يجعله سهل الاستعمال في الحياة اليومية، سواء في المنزل أو في الأماكن العامة، دون أي تعقيد أو إحراج

الحدّثة

منتج حديث ومتطور، يعتمد على تكنولوجيا الأنظمة المضمنة والاتصال اللاسلكي، ويتمشى مع متطلبات الرقمنة والطب الوقائي، مما يجعله خيارًا مثاليًا في عصر الرعاية الصحية الذكية.

السعر المنخفض:

منتج بتكلفة مناسبة، يتم تقديمه بسعر منخفض مقارنة بالأجهزة المستوردة، مع المحافظة على دقة القياس وجودة التصنيع، مما يسهّل على فئات واسعة من المرضى اقتناؤه.

2. القيم المقترحة

عدم توفر أجهزة ذكية محمولة أو قابلة للارتداء لمراقبة المؤشرات الحيوية بصفة لحظية وسهلة الاستعمال، يمثل فراغًا في السوق، خاصة بالنسبة للمرضى الذين يحتاجون إلى مراقبة دائمة لوضعهم الصحي. من خلال مشروعنا، نقترح منتجًا يجمع بين البساطة، الذكاء، والفعالية.

3.3 فريق العمل

فريق العمل	التخصص	التكوينات
مرسي سهام	الالكترونيك الأنظمة المضمنة	المكّلفة بالجانب الإلكتروني والتقني، والمسؤولة عن اختيار وتوصيل المستشعرات، إعداد الدارات ومعايرتها، إلى جانب المشاركة في إعداد النموذج الأولي للجهاز وربطه بالتطبيق الهاتفي، مع الإشراف على اختبارات الأداء.

المكلف ببرمجة النظام، وتطوير واجهة التطبيق على الهاتف الذكي، وضبط الاتصال بقاعدة البيانات Firebase كما تتولى تصميم النماذج الافتراضية للجهاز (3D,2D) والمساهمة في الجانب التوثيقي والوظيفي.	الالكترونيك الأنظمة المضمنة	ميهوبي ريان
دكتور محاضر في تخصص إلكترونيك الأنظمة المضمنة، يشرف على المشروع من الناحية التقنية والعلمية، ويوجه في مختلف مراحل التصميم، البرمجة، وضبط النموذج الأولي، مع الحرص على توافق الجهاز مع المتطلبات الصحية والوظيفية.	الالكترونيك الأنظمة المضمنة	بن المير عقبة

4. أهداف المشروع

يهدف المشروع إلى:

- ✓ **الدقة والموثوقية:** يسعى مشروعنا إلى تصميم جهاز يتمتع بقدرة عالية على قياس المؤشرات الحيوية بدقة وموثوقية، مما يسمح بتقديم بيانات طبية دقيقة للمريض أو الطبيب.
- ✓ **التحسين المستمر:** نطمح إلى تطوير نسخة أولى قابلة للتجريب، مع إمكانية تحسينها لاحقاً من حيث الحجم، الأداء، استهلاك الطاقة، وإضافة وظائف ذكية (مثل الذكاء الاصطناعي).
- ✓ **توفير حلول مخصصة:** يمكن تخصيص الجهاز حسب الفئة المستهدفة (مرضى القلب، كبار السن، الرياضيين...) سواء في الشكل أو الوظائف أو طريقة التنبيه.
- ✓ **الاستجابة للاحتياجات الصحية:** المشروع يستجيب لحاجة فعلية في المجتمع، تتمثل في نقص وسائل المراقبة المستمرة، خصوصاً في المناطق ذات التغطية الصحية الضعيفة.
- ✓ **الشراكات والتعاون:** نهدف إلى بناء شراكات مستقبلية مع مستشفيات، جمعيات، أو مؤسسات جامعية لتجريب الجهاز، وتحسينه ميدانياً.
- ✓ **نشر الوعي الصحي:** تعزيز وعي المجتمع بأهمية المتابعة المستمرة للمؤشرات الحيوية، وتشجيع استعمال الأجهزة الذكية في الوقاية الصحية.

5. الجدول الزمني لتحقيق المشروع

المهمة العملية	الشهر الأول	الشهر الثاني	الشهر الثالث	نسبة الإنجاز المقدر

دليل المشروع

للحصول على شهادة مؤسسة ناشئة في إطار القرار الوزاري 1275

100%			الأسبوع 2-1	1 تحديد الفكرة المشروع و توثيقها
90%		الأسبوع 2-1	الأسبوع 4-2	2 اعداد الدراسة التقنية الأولية
80%		الأسبوع 2-1	الأسبوع 4-3	3 تصميم الدارة الالكترونية و اختيار المكونات
60%	الأسبوع 2-1	الأسبوع 4-2		4 برمجة المستشعرات و ربطها ب Firebase
70%	الأسبوع 2-1		الأسبوع 4-3	5 تصميم التطبيق
50%	الأسبوع 3-2			6 تجربة الجهاز على حالات واقعية
40%	الأسبوع 4-3			7 تقييم النتائج و التحسينات التقنية
	الأسبوع 4			8 اعداد التقرير النهائي و العرض التقديمي

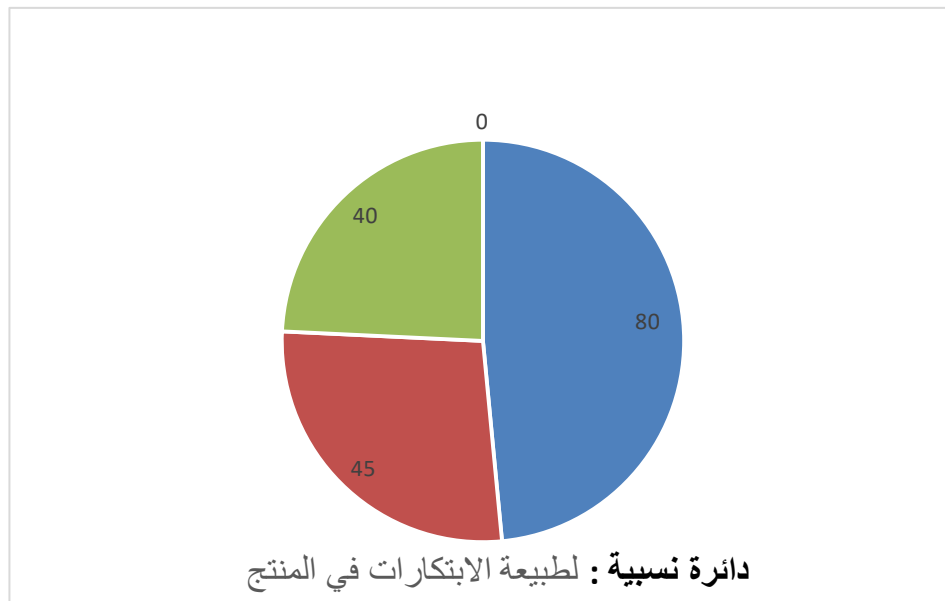


المحور الثاني: الجوانب الابتكارية

1. طبيعة الابتكار

يمثل مشروعنا ابتكارًا يجمع بين التكنولوجيا الذكية والتطبيقات الصحية العملية، وهو ما يجعله ابتكارًا ذا طبيعة متعددة الأبعاد، تتمثل فيما يلي

- 80% ابتكار تكنولوجي
- 40% ابتكار السوق
- 45% ابتكار متزايد



2. مجالات الابتكار

تتمثل فيما يلي:

✓ تحسين جودة الجهاز مقارنة بالموجود حاليًا:

يعتمد المشروع على تطوير جهاز صحي ذكي يتفادى بعض العيوب الموجودة في الأجهزة التجارية، مثل ضعف التغطية أو صعوبة القراءة أو ارتفاع التكلفة. جهازنا يوفر خاصية مراقبة لحظية ودقيقة للمؤشرات الحيوية، مع عمر أطول للبطارية وواجهة استخدام بسيطة.

✓ سهولة الربط والقراءة اللحظية للبيانات:

يتيح الجهاز إرسال البيانات إلى تطبيق هاتف في الزمن الحقيقي، دون الحاجة إلى كابلات أو أجهزة وسيطة، بالاعتماد على الاتصال عبر Wi-Fi أو Bluetooth. هذه الميزة تجعل الجهاز مناسباً للاستعمال المنزلي أو حتى الميداني في الحالات الطارئة.

✓ إدراج خاصية التنبيه الذكي:

تم تضمين ميزة التنبيه التلقائي عند تسجيل مؤشرات غير طبيعية، بحيث يتم إشعار المستخدم أو الطبيب مباشرة، مما يساهم في التدخل السريع ومنع المضاعفات الصحية.

✓ الملاءمة مع الواقع الجزائري:

تصميم الجهاز يأخذ بعين الاعتبار خصوصية البيئة المحلية، مثل درجات الحرارة المرتفعة، وانقطاع الكهرباء، وغياب التغطية الصحية في بعض المناطق. لذلك الجهاز مصمم ليكون محمولاً، خفيفاً، يعمل بطاقة منخفضة، ويمكن استخدامه بسهولة في أي مكان.

✓ قابلية الاستخدام اليومي دون تدريب:

بفضل الواجهة البسيطة وتطبيق الهاتف المرتبط به، يمكن لأي شخص – حتى من دون خلفية تقنية – استخدام الجهاز بسهولة، مما يوسع من دائرة المستفيدين.



المحور الثالث : التحليل الاستراتيجي للسوق

1. الاستراتيجية التسويقية:

يُعتبر المخطط التسويقي من الركائز الأساسية لإنجاح مشروعنا، حيث نهدف إلى الوصول للفئة المناسبة من المستخدمين من خلال قنوات فعالة ورسائل بسيطة وواضحة، مع احترام القدرة الشرائية للمواطن الجزائري. تم تنظيم الاستراتيجية كالتالي:

1.1 تحليل البيئة الخارجية الكلية

Political

الجانب السياسي

- الجزائر تعرف استقرارًا سياسيًا وأمنيًا منذ سنوات، ما يُعتبر عاملاً مشجعاً لأي مشروع ناشئ.
- هناك دعم حكومي متزايد لريادة الأعمال، خاصة من خلال آليات كالوكالة الوطنية لدعم المقاولاتية والقرار الوزاري 1275.
- السياسات الجديدة لتشجيع الإنتاج المحلي تمنح أفضلية للمشاريع التي تعتمد على التصنيع المحلي، مما يفتح آفاقاً أكبر لمنتجاتنا.
- الاتفاقيات التجارية الثنائية تخلق بيئة منافسة محفزة ومفتوحة، ما يشجع على تطوير منتجات وطنية بديلة.

Economic

الجانب الاقتصادي

- ارتفاع أسعار الأجهزة المستوردة وغياب البدائل المحلية يجعل من مشروعنا حلاً اقتصادياً فعالاً.
- المبادرات الحكومية لدعم الابتكار والإنتاج المحلي تمنح فرص تمويل ودعم إداري للمشاريع الناشئة.
- رغم بعض التحديات، يبقى السوق في حاجة لمنتجات ذكية منخفضة التكلفة، خاصة في المجال الصحي.

Social

الجانب الاجتماعي

- هناك تحسن ملحوظ في وعي المواطنين بالصحة والوقاية، خصوصاً بعد جائحة كوفيد-19.
- الشيخوخة السكانية وزيادة عدد المرضى المزمنين تجعل الحاجة لأجهزة مراقبة صحية مستمرة واقعية وملحة.
- العائلات الجزائرية تبحث عن حلول تحمي كبار السن وتطمئن الأقارب عن بُعد.
- التغير في نمط الحياة وزيادة استخدام الهواتف الذكية يسهل تبني الجهاز من طرف المجتمع.

Technological الجانب التكنولوجي

- لجزائر تشهد تطورًا تدريجيًا في اعتماد الرقمنة والأنظمة الذكية في قطاعات مختلفة (الصحة، التعليم...).
- وجود شبكات Wi-Fi وانتشار الهواتف الذكية ساعد في تهيئة البيئة لاستعمال أجهزة ذكية.
- ظهور منصات مفتوحة مثل Kodular و Firebase يسمح بتطوير حلول محلية بجودة عالية وتكلفة محدودة.
- اهتمام الطلبة والمبتكرين بتصميم أجهزة محلية يجعل من الجهاز جزءًا من حركة وطنية نحو السيادة التكنولوجية.

Environmental الجانب البيئي

- الجهاز مصمم ليكون محمولًا وخفيفًا، ما يجعله ملائمًا للاستعمال في مختلف الأماكن (المنزل، المستشفى، التنقل...).
- لا يحتاج إلى ظروف خاصة للعمل، ويمكن استخدامه في بيئات داخلية متنوعة دون تأثر بالأحوال الخارجية.
- لا يعتمد على موارد طاقوية كبيرة، ويعمل ببطاريات قابلة للشحن مما يجعله عمليًا وسهل الاستعمال.
- المشروع لا يتطلب أي موارد أو تجهيزات كبيرة من المحيط، مما يسهل تجربته في البيئات الجامعية والمراكز الصحية.

Legal الجانب القانوني

- يستفيد المشروع من دعم وزارة اقتصاد المعرفة والمؤسسات الناشئة، التي توفر تسهيلات إدارية وقانونية، ومرافقة في حماية الابتكار وتسجيله.
- بما أن الجهاز يعالج بيانات صحية شخصية، نلتزم بالمرسوم التنفيذي رقم 20-343 المتعلق بحماية المعطيات ذات الطابع الشخصي في الجزائر، وذلك عبر تشفير البيانات أثناء الإرسال والتخزين.
- يوجد تنسيق مع مديريات الصحة الولائية والمؤسسات الاستشفائية الجامعية، التي يمكن أن تكون فضاءً لتجريب الجهاز لاحقًا وفق اتفاقيات تعاون أكاديمية..

2.1 تحليل نقاط القوة والضعف والفرص والتحديات

نقاط الضعف (Weaknesses)

اعتماد جزئي على مكونات إلكترونية مستوردة مثل مستشعر SpO2 أو وحدة RTC، مما قد يؤثر على التكاليف.

رأس مال محدود وعدم وجود تمويل أولي كافٍ للإنتاج على نطاق واسع.

نقص في اليد العاملة التقنية المتخصصة بالأنظمة الذكية أو التصنيع الإلكتروني.

غياب اعتماد رسمي للجهاز كمُنتج طبي معتمد (حاليًا في مرحلة النموذج الأولي فقط).

الفرص (Opportunities)

ارتفاع الطلب محليًا على حلول ذكية للمراقبة الصحية، خاصة في المناطق البعيدة عن العيادات.

إمكانية دعم المشروع من طرف برامج وطنية مثل "القرار الوزاري 1275"، أو صناديق تمويل الابتكار الجامعي.

وجود قابلية لتوسيع نطاق التسويق نحو بلدان المغرب العربي أو السوق الإفريقية.

المشروع يتماشى مع توجه الدولة نحو الرقمنة الصحية والطب عن بعد.

التحديات (Threats)

وجود مشاريع شبيهة مستوردة بأسعار تنافسية قد تؤثر على سرعة اندماج المنتج في السوق.

تغيرات اقتصادية مثل التضخم أو انخفاض قيمة الدينار قد تؤثر على تكلفة المكونات المستوردة.

المنافسة الدولية من شركات ناشئة في تونس أو مصر التي تعمل على أجهزة مشابهة.

صعوبات محتملة في الحصول على شهادات الاعتماد الطبية الرسمية لاحقًا.

نقاط القوة (Strengths)

جودة عالية وكفاءة جيدة مع تكلفة منخفضة، مما يعطيه قدرة تنافسية قوية في السوق المحلي.

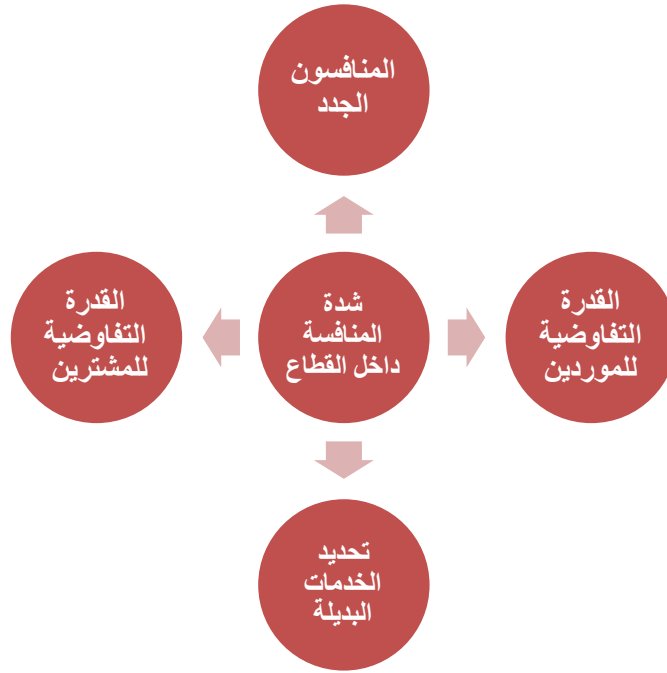
منتج مبتكر محليًا وقابل للتطوير والتصنيع بسهولة داخل الجامعة أو بيئة ناشئة.

سهولة الاستعمال وواجهة تطبيق بسيطة تناسب مختلف الفئات (كبار السن، الأطباء، العائلات).

توافق التصميم مع المتطلبات الصحية الواقعية للمرضى المزمعين في الجزائر.

2. شدة المنافسة داخل القطاع

لا توجد منافسة مباشرة حاليًا في السوق الوطنية بخصوص جهاز صحي ذكي متعدد الوظائف محمول أو يُرتدى. ومع ذلك، توجد أجهزة طبية مستوردة (مثل أجهزة قياس الأكسجين أو الحرارة بشكل منفصل) لدى المؤسسات الصحية الخاصة والعامة. لكن مشروعنا يجمع عدة وظائف في جهاز واحد ذكي.



التحليل: المنافسة منخفضة محليًا لكنها ممكنة دوليًا.

1. دخول منافسين جدد

- صعوبة دخول السوق مرتفعة نظرًا للحاجة إلى:
- تكاليف تصنيع إلكتروني دقيق.
- احترام معايير السلامة الصحية.
- وجود برمجيات دقيقة مدعومة بخوارزميات ذكية.

التحليل: من الصعب على المنافسين الجدد دخول السوق بسرعة، وهذا يمثل فرصة لنا.

2. القدرة التفاوضية للموردين

- مكونات المشروع تعتمد على مستشعرات إلكترونية مستوردة.
- تنوع الموردين العالميين يمنح مرونة في اختيار الأسعار وجودة المكونات.

التحليل: قوة تفاوضية معتدلة للموردين.

3. القدرة التفاوضية للمشتريين

- فئة الزبائن: مستشفيات، مراكز صحية، أفراد يعانون من أمراض مزمنة.
- المنتج يمس احتياجات حساسة، مما يعطي للمشتريين قوة تفاوضية نوعًا ما، خصوصًا فيما يتعلق بالسعر.

التحليل: قدرة تفاوضية متوسطة إلى مرتفعة حسب الزبون (B2B / B2C)

4. تهديد المنتجات البديلة

- لا توجد بدائل محلية تقوم بجمع كل الوظائف (قياس نبض، حرارة، SpO2، تنبيهات ذكية).
- الأجهزة البديلة مستوردة وغالبًا لا توفر التكامل والذكاء الاصطناعي.

التحليل: تهديد منخفض من المنتجات البديلة.

1. تحليل المزيج التسويقي

المنتج – Product

يعتمد المنتج على تطوير جهاز ذكي محمول قادر على قياس 3 مؤشرات حيوية أساسية (نبض القلب، نسبة الأكسجين في الدم، ودرجة الحرارة) في الزمن الحقيقي، مع إمكانية عرض القيم على تطبيق هاتف ذكي وربطها مباشرة بقاعدة بيانات سحابية Firebase لمراقبة مستمرة.

تم تصميم الجهاز وفقًا لمتطلبات الاستخدام المنزلي والطبي، وهو موجه خصيصًا لفئات المرضى المزمنين وكبار السن، أو أولئك الذين يحتاجون لمراقبة منتظمة لحالتهم القلبية.

من أهم خصائص المنتج:

- سهولة الاستخدام
- القياس الفوري والدقيق
- الربط مع الهاتف والتخزين الحسابي
- الاستخدام المتنقل

السعر – Price

تم احتساب السعر بناءً على تكلفة المواد الأولية (متحكم Raspberry Pi Pico W، حساسات، شاشة، بطارية، علبة خارجية)، بالإضافة إلى تكاليف التجميع والبرمجة والتسويق. الهدف من سياسة التسعير هو:

- توفير منتج في متناول الطبقات المتوسطة وذوي الدخل المحدود.
- التنافس مع الأجهزة التجارية المستوردة مرتفعة الثمن.
- ضمان هامش ربح يسمح بتوسيع الإنتاج ودعم خدمات ما بعد البيع.

معادلة التسعير:

$$\text{تكلفة الإنتاج} + \text{هامش الربح} = \text{سعر البيع}$$

المكان – Place

- سيتم توزيع الجهاز عبر قنوات متعددة للوصول إلى المستفيدين في أسرع وقت:
- مراكز صحية ومستوصفات بالتنسيق مع الأطباء العاميين وأطباء القلب.
- صيدليات معتمدة.
- منصات إلكترونية (متجر خاص بالمؤسسة – جوميا – فيسبوك ماركت).
- المشاركة في المعارض والصالونات الصحية.
- كما سيتم تخصيص نقاط بيع متنقلة بالتعاون مع جمعيات محلية صحية، خصوصًا في المناطق الريفية والجنوب الجزائري.

الترويج – Promotion

- تعتمد المؤسسة على خطة ترويج شاملة تبدأ بالتوعية، وتركز على:
- تصميم هوية بصرية احترافية (شعار، تغليف، مطويات).
- حملات رقمية على مواقع التواصل الاجتماعي تستهدف أولياء المرضى والمهنيين الصحيين.
- شراكات مع أطباء مختصين للتوصية بالجهاز.
- مشاركة في الأيام الطبية المفتوحة والمعارض الصحية الوطنية.
- كما سيتم إنتاج فيديوهات توضيحية لاستخدام الجهاز بطريقة مبسطة وموجهة للمستخدم العادي.

الوسيلة الترويجية	التفاصيل	التكلفة السنوية (د.ج)	التكلفة الشهرية (د.ج)
إعلانات فيسبوك و انستغرام	حملات ممولة محلية تستهدف سكان بسكرة والمناطق المجاورة (بميزانية منخفضة مبدئيًا)	مجاني	مجاني
بطاقات العمل	طباعة 200 بطاقة بجودة متوسطة وتوزيعها في فعاليات أو عيادات صحية	500	6,000
مطويات Flyers	طباعة 500 مطوية شهريًا توزع في الصيدليات والعيادات والمراكز الرياضية	1,500	18,000

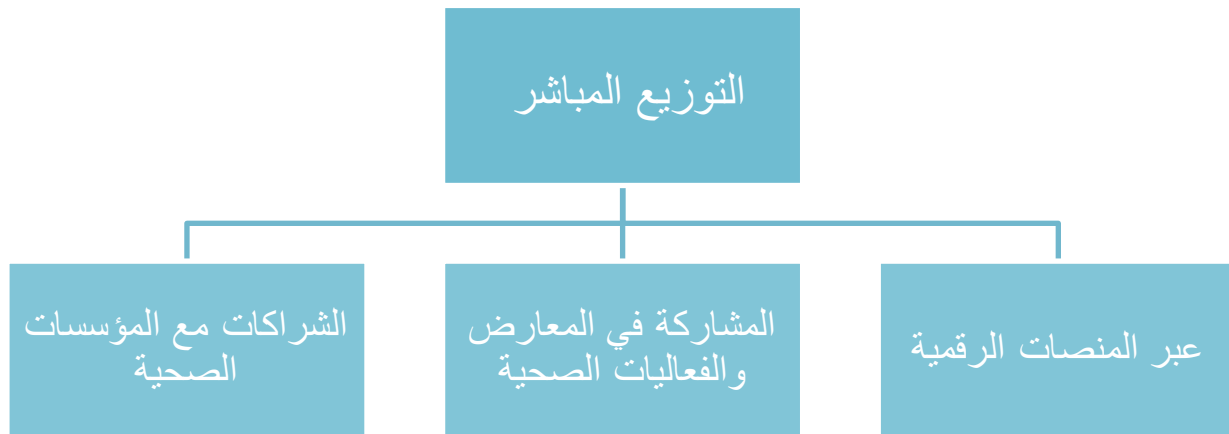
دليل المشروع

للحصول على شهادة مؤسسة ناشئة في إطار القرار الوزاري 1275

8,000	2,000	طباعة لافتة متوسطة الحجم وتعليقها في موقع عام (مرة كل 3 أشهر تقريبًا)	لافتات Panneaux
8,000	4,000	حجز مساحة إخبارية على الطريق (حسب البلديات: شهر كل 6 أشهر تقريبًا)	لوحة اخبارية
2,000	2,000 (مرة واحدة)	تصميم بسيط وصفحة تعريفية + دومين واستضافة لمدة سنة	موقع الكتروني
12,000	1,000	رسوم مشاركة في يوم طبي، صالون ابتكار أو ورشة + مصاريف تنقل بسيطة	المشاركة في فعاليات
90.000	14.000	المجموع التقريبي	

2. التوزيع

1.2 قنوات التوزيع المباشرة (Canaux de distribution directs)



مخطط توزيع القنوات المباشرة

تشمل القنوات التي يتم من خلالها إيصال المنتج مباشرة من الشركة المصنعة إلى المستخدم النهائي دون وسطاء.

1. البيع المباشر عبر المنصات الرقمية:

تتيح المنصات الإلكترونية للشركات الناشئة بيع منتجاتها مباشرة للمستهلكين، مما يقلل التكاليف ويزيد من الوصول إلى العملاء.

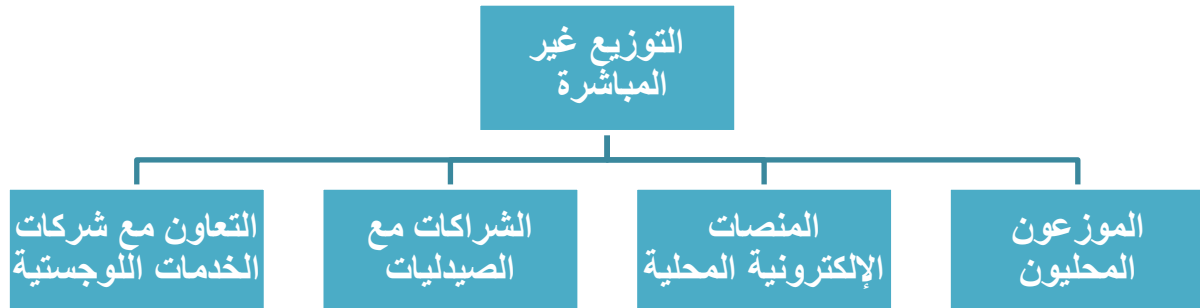
2. المشاركة في المعارض والفعاليات الصحية:

تُعد المعارض الصحية فرصة للتواصل المباشر مع العملاء المحتملين وعرض المنتجات الجديدة.

3. الشراكات مع المؤسسات الصحية:

التعاون مع المستشفيات والعيادات لتجربة الأجهزة وتقديمها مباشرة للمرضى.

2.2 قنوات التوزيع غير المباشرة (Canaux de distribution indirects)



مخطط توزيع القنوات غير المباشرة

تشمل القنوات التي يتم فيها توزيع المنتجات عبر وسطاء مثل الموزعين أو الوكلاء قبل الوصول إلى المستخدم النهائي.

1. الموزعون المحليون:

تُعد الشركات مثل "Médicine Plast" من أبرز الموزعين للأجهزة الطبية في الجزائر، حيث توفر شبكة توزيع واسعة تغطي مختلف المناطق.

2. المنصات الإلكترونية المحلية:

تُستخدم منصات مثل "Ouedkniss" لبيع الأجهزة الطبية، مما يوفر وصولاً أكبر إلى السوق المحلي.

3. الشراكات مع الصيدليات:

تُعد الصيدليات قناة توزيع فعالة للأجهزة الطبية القابلة للارتداء، خاصة تلك المتعلقة بالمراقبة الصحية اليومية.

4. التعاون مع شركات الخدمات اللوجستية:

توفر شركات مثل "DHL" خدمات توزيع موثوقة للأجهزة الطبية، مما يضمن توصيل المنتجات بكفاءة وفعالية.

3.2 تحليل شدة المنافسة في سوق الأجهزة الطبية في الجزائر

1. هيكل السوق

يعتمد السوق الجزائري أساسًا على الاستيراد مع ضعف واضح في الإنتاج المحلي، ما يخلق فراغًا يمكن أن تستغله المؤسسات الناشئة المحلية.

2. شدة المنافسة

المنافسة في السوق لا تزال ضعيفة إلى متوسطة، نظرًا لقلّة المشاريع المحلية وعدم توفر أجهزة ذكية مشابهة، ما يمنح فرصة كبيرة للابتكار.

3. فرص السوق

يوجد طلب متزايد على الحلول الصحية الذكية، خصوصًا مع ارتفاع عدد المرضى المزمنين وكبار السن، إلى جانب دعم حكومي متزايد للمؤسسات الناشئة.

4. التحديات الأساسية

من أبرز التحديات: الحصول على الاعتماد الصحي، التكلفة الأولية المرتفعة، وتوفير المكونات الإلكترونية عالية الجودة في السوق المحلي.

4.2 دراسة السوق – تحليل العرض والطلب

أولاً: الطلب (Demande)

1. الفئات المستهدفة

المرضى المزمنون:

أكثر من 4 ملايين مريض بأمراض القلب والسكري والضغط في الجزائر (وزارة الصحة).

كبار السن:

يوجد حوالي 1.6 مليون شخص فوق 65 سنة (ONS, 2022)، يحتاجون إلى مراقبة يومية لحالتهم الصحية.

الرياضيون والمستخدمون المهتمون بالصحة:

الفئة النشطة التي تسعى للوقاية والمتابعة اللحظية، خاصة في المدن الكبرى.

2. سلوك المستهلك

ارتفاع الوعي بعد جائحة كورونا زاد من الطلب على أجهزة المتابعة الصحية الذكية.

المستهلك الجزائري يفضل:

- سهولة الاستخدام
- دقة القياسات
- سعر في المتناول
- تطبيق محلي ودعم تقني متوفر

3. تقدير السوق المحتمل

استهداف 10% فقط من المرضى المزمعين 400,000 مستهلك محتمل.
مع توسع السوق، يمكن الوصول إلى 1 مليون مستعمل خلال 3 سنوات.

ثانيًا: العرض (Offre)

1. الإنتاج المحلي

لا توجد شركات جزائرية تصنع أجهزة ذكية متكاملة (قلب + حرارة + SpO2).
السوق المحلي يعتمد بنسبة تفوق 85% على الاستيراد (حسب تقارير MASANTE MA VIE).

2. المنافسة

الأجهزة المستوردة موجودة، لكنها:

- مرتفعة السعر
- غير متكيفة مع اللغة/الثقافة
- لا توفر دعم تقني محلي

3. الفجوة السوقية (Gap)

غياب جهاز جزائري ذكي، سهل الاستخدام، متصل بتطبيق موجه للمستخدم والطبيب.
هذا يمثل فرصة قوية جدًا للشركات الناشئة المحلية.

5.2 شرائح العملاء المستهدفة في الجزائر

1. كبار السن (60 سنة فما فوق)

الحجم: وفقًا للديوان الوطني للإحصاء، يبلغ عدد الجزائريين الذين تزيد أعمارهم عن 60 سنة حوالي 4.867 مليون شخص، أي ما يمثل 10.5% من إجمالي السكان.

الخصائص الاقتصادية:

- غالبًا ما يعتمدون على دخل التقاعد المحدود.

- يمثلون شريحة تبحث عن حلول صحية فعّالة وبأسعار معقولة.

الاحتياجات:

- أجهزة سهلة الاستخدام لمراقبة الصحة اليومية.
- تنبيهات فورية في حال وجود مؤشرات خطر.
- إمكانية مشاركة البيانات مع الأطباء أو أفراد العائلة.

2. مرضى الأمراض المزمنة (السكري، ارتفاع ضغط الدم)

الحجم:

داء السكري: تشير بيانات وزارة الصحة إلى أن حوالي 15% من السكان البالغين (18 سنة فأكثر) مصابون بداء السكري، أي ما يقارب 2.8 مليون شخص.

ارتفاع ضغط الدم: يعاني 23.6% من الجزائريين البالغين ما بين 18 و69 سنة من ارتفاع ضغط الدم الشرياني، وهو ما يمثل شخصاً واحداً من بين كل أربعة أشخاص.

الخصائص الاقتصادية:

- يتحملون تكاليف مستمرة للعلاج والأدوية.
- يبحثون عن أدوات تساعد في تقليل زيارات المستشفيات والنفقات المرتبطة بها.

الاحتياجات:

- أجهزة دقيقة وموثوقة لمراقبة المؤشرات الحيوية.
- تنبيهات فورية في حال حدوث تغيرات مقلقة في المؤشرات الحيوية.
- إمكانية تخزين البيانات ومشاركتها مع الأطباء.

3. العائلات ومقدمو الرعاية الصحية

الخصائص الاقتصادية:

تسعى العائلات إلى حماية صحة أفرادها، خاصة كبار السن والمرضى، مما يجعلهم مستعدين للاستثمار في أجهزة تضمن راحة البال.

يبحثون عن حلول تكنولوجية تسهل مراقبة الحالة الصحية لأحبائهم عن بُعد.

الاحتياجات:

- أجهزة تتيح مشاركة البيانات الصحية بسهولة.
- تنبيهات فورية في حال حدوث تغيرات مقلقة في المؤشرات الحيوية.

- سهولة الاستخدام لتناسب جميع أفراد العائلة.

4. المؤسسات الصحية (عيادات، مستشفيات، صيدليات)

الخصائص الاقتصادية:

تسعى هذه المؤسسات إلى تحسين جودة الرعاية الصحية المقدمة وتحديث معداتها بأجهزة موثوقة وفعالة. تبحث عن حلول تكنولوجية تساهم في تقليل التكاليف التشغيلية وزيادة الكفاءة.

الاحتياجات:

- أجهزة موثوقة وسهلة الاستخدام لمراقبة المؤشرات الحيوية.
- إمكانية دمج البيانات مع أنظمة السجلات الطبية الإلكترونية.
- أسعار مناسبة لاقتناء عدة وحدات لتجهيز المرافق الصحية المختلفة.

العوامل المؤثرة على الطلب

النمو الديموغرافي:

الجزائر تشهد شيخوخة سكانية تدريجية، حيث تشير إحصائيات الديوان الوطني للإحصاء ONS إلى أن نسبة السكان فوق 60 سنة بلغت حوالي 10% سنة 2022، ما يعزز الحاجة لأجهزة مراقبة صحية منزلية.

انتشار الأمراض المزمنة:

وزارة الصحة الجزائرية أكدت في تقاريرها أن أمراض القلب، الضغط، والسكري تمثل أكثر من 50% من أسباب الاستشفاء المزمن، ما يعزز طلب السوق على حلول متابعة صحية ذكية.

الثقة في التكنولوجيا الطبية:

بعد جائحة كوفيد-19، ارتفعت نسبة الاعتماد على الأجهزة الذكية الطبية بنسبة تقارب 30% حسب تقديرات منظمة الصحة العالمية في شمال إفريقيا، خصوصاً في مجالات قياس الأكسجين ونبض القلب.

العوامل المؤثرة على العرض

غياب صناعة محلية متخصصة:

لا توجد مصانع جزائرية تنتج أجهزة طبية ذكية متصلة (باستثناء شركات صغيرة تستورد قطعاً وتعيد تركيبها).

اعتماد مفرط على الاستيراد:

أكثر من 85% من الأجهزة الطبية المستعملة في الجزائر مستوردة، خصوصًا من الصين، تركيا، ألمانيا وفرنسا.

التكاليف الجمركية واللوجستية:

تؤثر كلفة الشحن والجمركة على وفرة الأجهزة المستوردة، ما يجعل المنتج المحلي الذكي في حال توفره أكثر جاذبية من حيث السعر والسرعة.

الاستنتاج

السوق الجزائري يُظهر طلبًا حقيقيًا متزايدًا على أجهزة المراقبة الصحية المحمولة والذكية.

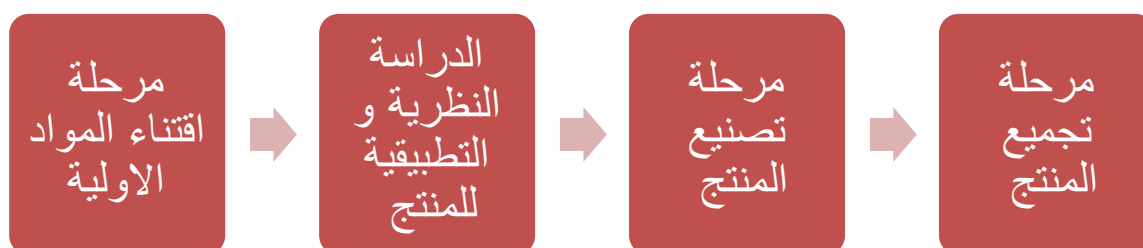
العرض ضعيف ومحكوم بالاستيراد، مع غياب شبه تام لمنافسة محلية فعلية.

هذا يجعل مشروعك (جهاز ذكي محمول لقياس نبض القلب، SpO2، والحرارة) فرصة حقيقية ومبتكرة تلبي حاجة واقعية لملايين من المواطنين والمراكز الصحية.



المحور الرابع: خطة الانتاج و التنظيم

1. مراحل الإنتاج



2. الجدول الزمني لمراحل المشروع

المرحلة	المدة الزمنية التقديرية	المخرجات الرئيسية	الرقم
اقتناء المواد الاولى	أسبوع	كافة المكونات الالكترونية و الهيكل متوفرة	1
الدراسة النظرية والتطبيقية للمنتج	2 اسابيع	تصميم الدارة, خوارزمية التحليل , النموذج البرمجي	2
مرحلة تصنيع المنتج	أسبوع	نموذج اولي وظيفي مكتمل	3
تجميع المنتج	6 اسابيع	جهاز متكامل و جاهز للتجريب الميداني	4

3. الاحتياجات المشروع

المستشعرات الحيوية

التكلفة الاجمالية = تكلفة الوحدة الواحدة * الكمية + مصاريف إضافية

مصاريف إضافية: وهي التكاليف التي لا تدخل ضمن سعر الشراء الوحدة مباشرة كالتوصيل

دليل المشروع

للحصول على شهادة مؤسسة ناشئة في إطار القرار الوزاري 1275

رقم	اسم مستشعر	الكمية	تكلفة الوحدة (د.ج)	مصاريف إضافية	التكلفة الاجمالية (د.ج)
1	Capture SPO2 (MAX30102)	1	700	500	1200
2	Module ECG (AD8232)	1	2000	600	2600
3	Capture température infrarouge(MLX90614)	1	2200	600	2800
4	Capture température corporelle (MLX90614)	1	750	600	1350

المجموع الإجمالي: 7950 دج

وحدة التحكم والاتصال

رقم	اسم معالج	الكمية	تكلفة الوحدة (د.ج)	مصاريف إضافية	التكلفة الاجمالية (د.ج)
1	Raspberry Pi Pico W	1	2600	600	3200

المجموع الإجمالي: 3200 دج

وحدات العرض والتغذية

رقم	الاسم	الكمية	تكلفة الوحدة (د.ج)	مصاريف إضافية	التكلفة الاجمالية (د.ج)
-----	-------	--------	--------------------	---------------	-------------------------

دليل المشروع

للحصول على شهادة مؤسسة ناشئة في إطار القرار الوزاري 1275

550	250	300	1	Batteries lithium 18650	1
2500	600	1900	1	Ecran ST7789	2

المجموع الإجمالي: 3050 د.ج

أدوات البرمجة والاختبار

الوظيفة	العنصر
لبرمجة وحدة التحكم بلغة Python	حاسوب محمول + thonny IDE
تجميع كل مكونات في وحدة محمولة	علبة Boitier

مواد التعبئة والتغليف الجهاز

الملاحظات	الوصف	المادة
مقاومة للصدمات	علبة خارجية	علبة
	للتغليف خارجي للعلبة	ورق لاصق

المرفقات الإضافية

الوظيفة	العنصر
شرح طريقة الاستعمال (عربية – انجليزية)	كتيب استعمال
يحتوي على: اسم المنتج , شعار, العنوان (مكان الإنتاج), إنتاج (من طرف من)	ملصق تعريف المنتج

دليل المشروع

للحصول على شهادة مؤسسة ناشئة في إطار القرار الوزاري 1275

قائمة المعدات المكتبية

الفئة	العنصر
حاسوب	تطوير البرمجيات إدارة البيانات تصميم التطبيق
طابعة	طباعة التقارير
مودم WiFi او اشتراك في انترنت	اختبار الاتصال مع Firebase و التطبيق

محتوى العلبة

العنصر	الوصف
الجهاز الصحي الذكي	مثبت داخل رغوة حماية
كابل الشحن	قابل للفصل USB
كتيب الاستخدام	باللغتين الفرنسية و العربية فيه شرح التشغيل و الاشعارات

الشكل النهائي للمنتج

المكون	الوصف
تصميم الجهاز	وحدة محمولة صغيرة, شاشة لعرض معلومات الحيوية (نبض القلب , SPO2 , درجة الحرارة) و تخطيط القلب
لون الجهاز	ابيض طبي مع لمسات زرقاء تمثل الجانب الصحي و التكنولوجي
مصدر الطاقة	بطارية ليثيوم قابلة للشحن عبر USB
وسائل الاتصال	مدمج للإرسال البيانات Firebase للتطبيق عبر WiFi
مادة التغليف	علبة صلبة, قابلة لإعادة التدوير , مطبوعة احترافيا
محتوى العلبة	الجهاز + كابل شحن + كتيب استعمال (عربية/انجليزية)
مطبوعات العلبة	شعار المشروع , العنوان , الأعضاء منتجة

4. التمويل

التمويل الذاتي: لتغطية المرحلة الأولية من التصميم والتجريب

الوكالة الوطنية لدعم وتنمية المقاولاتية: للحصول على قرض بدون فوائد أو تمويل ميسر خاص بالمؤسسات الناشئة.

الوكالة الوطنية للقروض المصغرة: لدعم شراء المعدات الإلكترونية والمصاريف التقنية.

شركاء محتملون: مستثمرون خواص أو عيادات صحية مهتمة بالتكنولوجيا الطبية.

التمويل عبر المسابقات: المشاركة في مسابقات الابتكار أو ريادة الأعمال للحصول على جوائز مالية أو احتضان تقني.

5. اليد العاملة:

- ✓ مدير/ة المشروع
- ✓ مطور تطبيقات
- ✓ مهندس إلكترونيات
- ✓ تقني صيانة ودعم
- ✓ مساعد إداري
- ✓ مسؤول تسويق رقمي

2. الشركات الرئيسية:

- ✓ المستشفيات والمراكز الصحية
- ✓ مطورو تطبيقات الهاتف
- ✓ شركات التوزيع والتوصيل



المحور الخامس الخطة المالية

دليل المشروع

للحصول على شهادة مؤسسة ناشئة في إطار القرار الوزاري 1275

الخطة المالية

التكاليف والأعباء: تقدر قيمة الشهرية للإيجار ب 12000 د.ج وتقدر قيمة السنوية للإيجار ب 144000 د.ج بالإضافة الى تكاليف الهاتف وانترنت والضرائب كما هو موضح في الجدول:

البيان	القيمة (د.ج)
هاتف و انترنت	30000
ضرائب أخرى	24000
ايجار المحل	144000
الإجمالي	198000

تكلفة الكهرباء والماء

البيان	القيمة (د.ج)
كهرباء	24000
الماء	2000
الإجمالي	26000

الرواتب: تتمثل رواتب الموظفين كما هو ممثل في الجدول التالي

الوظيفة	العدد	الاجر الشهري (د.ج)	الاجر السنوي (د.ج)
مهندس الكتروني	1	30000	360000
تقني تركيب و صيانة	1	15000	180000
مسوق رقمي	1	10000	120000
اجمالي الأجور السنوية			660000

الاجر السنوي = الاجر الشهري * 12 شهرا

التكاليف المواد الأولية:

دليل المشروع

للحصول على شهادة مؤسسة ناشئة في إطار القرار الوزاري 1275

المكون	الكمية السنوية وحدة	متوسط سعر الوحدة (د.ج)	القيمة الاجمالية السنوية (د.ج)
حساس spo2 + نبض القلب (MAX30102)	40	300	12000
حساس الحرارة corporelle (MLX90614)	40	400	16000
حساس الحرارة infrarouge	40	1500	60000
حساس تخطيط القلب (AD8232)	40	1400	56000
وحدة التحكم	40	2000	80000
بطارية ليثيوم	35	100	3500
شاشة OLED	40	1100	44000
مواد تغليف	40	200	8000
اسلاك و مكونات الكترونية صغيرة	20	200	4000
اجمالي تكلفة الخامات السنوية			283500
النسبة الى المبيعات السنة الأولى			

سعر مكونات الجهاز الواحد: 7200 د.ج

المعدات المكتبية

اسم التجهيز	العدد	سعر الوحدة (د.ج)	السعر الاجمالي (د.ج)
مكتب	1	5000	5000
حاسوب	1	80000	80000
طاولة عمل	3	3000	9000

دليل المشروع

للحصول على شهادة مؤسسة ناشئة في إطار القرار الوزاري 1275

7500	2500	3	كراسي
8000	8000	1	خزانة
60000	60000	1	مكيف هوائي
169500			المجموع الإجمالي

البيع في 5 سنوات الاولى:

اجمالي المداخل = مداخل بيع الأجهزة + مداخل الخدمات

السنة	كمية مبيعات	سعر مكونات الجهاز سنويا
السنة 1	35	264300
السنة 2	55	425500
السنة 3	115	793500
السنة 4	155	1069500
السنة 5	200	1380000

اجمالي التكاليف سنويا السنة 1:

البيان	القيمة (د.ج)
تكاليف و الأعباء	214000
تكلفة الكهرباء و الماء	26000
رواتب الموظفين	660000
تكاليف المواد الأولية	283500
تكاليف معدات مكتبية	169500
المجموع	1353000

اجمالي تكاليف السنة 2:

البيان	القيمة (د.ج)
تكاليف و الأعباء	214000
تكلفة الكهرباء و الماء	26000

دليل المشروع

للحصول على شهادة مؤسسة ناشئة في إطار القرار الوزاري 1275

رواتب الموظفين	660000
تكاليف المواد الأولية	425500
المجموع	1325500

اجمالي تكاليف السنة 3:

البيان	القيمة (د.ج)
تكاليف و الأعباء	214000
تكلفة الكهرباء و الماء	26000
رواتب الموظفين	660000
تكاليف المواد الأولية	851500
المجموع	1751500

اجمالي تكاليف السنة 4

البيان	القيمة (د.ج)
تكاليف و الأعباء	214000
تكلفة الكهرباء و الماء	26000
رواتب الموظفين	660000
تكاليف المواد الأولية	1135500
المجموع	2035500

اجمالي تكاليف السنة 5

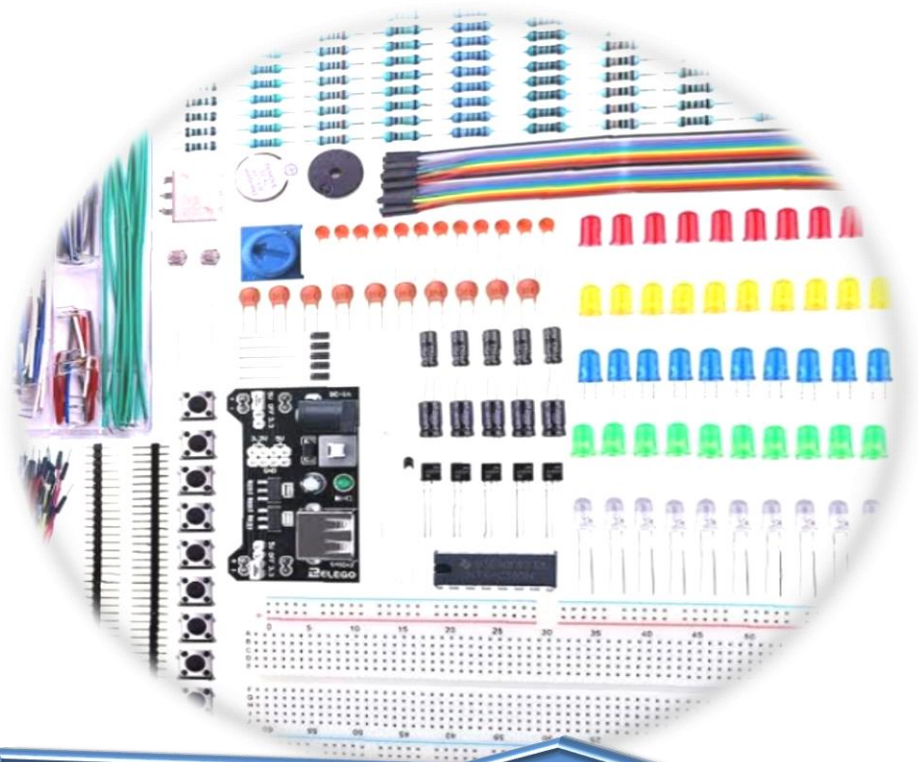
البيان	القيمة (د.ج)
تكاليف و الأعباء	214000
تكلفة الكهرباء و الماء	26000
رواتب الموظفين	660000
تكاليف المواد الأولية	1454500
المجموع	2354500

احصائيات مبيعات خلال 5 سنوات

دليل المشروع

للحصول على شهادة مؤسسة ناشئة في إطار القرار الوزاري 1275

السنة	عدد الأجهزة المباعة	سعر الجهاز الواحد	مبيعات السنوية للجهاز (د.ج)	اجمالي التكاليف (د.ج)	الربح الصافي (د.ج)
1	35	40000	1400000	1353000	47000
2	55	28000	1540000	1325500	214500
3	115	26000	2990000	1751500	1238500
4	155	24000	3720000	2035500	1684500
5	200	22000	4400000	2354500	2045500
مجموع خلال 5 سنوات					



المحور السادس النموذج التجريبي

تمثل الصور التالية النموذج الأولي للمشروع



نموذج العمل التجاري

شرائح العملاء	العلاقات بين العملاء	القيمة المقترحة	الأنشطة الرئيسية	الشركات الرئيسية
• كبار السن • العائلات في المناطق النائية • الأطباء والمراكز الصحية • شركات التأمين الصحي	• دعم فني عبر التطبيق • توجيه طبي أولي بالتعاون مع مختصين • نشرات تعليمية وتمارين توعوية للمستخدمين	• جهاز ذكي محمول • لقياس العلامات الحيوية • إرسال البيانات في الزمن الحقيقي للطبيب • تنبيهات فورية في حالة وجود خطر • تقليل التنقل الضروري	• تصميم وتطوير الجهاز الذكي • برمجة تطبيق المراقبة • التعاون مع الأطباء لتحسين الخصائص	• الأطباء والمستشفيات • مخابر الالكترونيات والجامعات • شركات تصنيع الالكترونيات • جمعيات مرضى القلب
	القنوات • المستشفيات والعيادات • وسائل التواصل الاجتماعي • التطبيق الهاتفي		الموارد الرئيسية • فريق تقني (الالكترونيك، برمجة) • النماذج الأولية والمعدات • بيانات وملاحظات طبية	

	• برمجيات وأدوات تصميم التطبيقات		• الصيدليات ومحلات الالكترونية	
--	--	--	--	--

<

هيكل التكاليف	مصادر الإيرادات
• تكلفة تطوير التطبيق • شراء مكونات الكترونية • تصنيع بوات • تصميم نموذج اولي	• بيع الجهاز • اشتراك الشهري والسنوي في التطبيق • شركات مع عيادات ومراكز طبية • خدمات إضافية على الطلب • عروض باقات مدمجة