



---

## CONCEPTION D'UN DISPOSITIF ELECTRONIQUE PORTABLE DE SURVEILLANCE DU RYTHME CARDIAQUE DESTINE AUX PERSONNES AGEES

---

***Meni Babakidi Narcisse<sup>1</sup>, Vunda Ngulumingi Christian<sup>2</sup>, Kondatata Mbambu Jordan<sup>3</sup> and Kinyoka Kabalumuna Godel'El<sup>4</sup>***

*<sup>1</sup>Institut Supérieur de Techniques Appliquées de Kinshasa, Section Electronique, Kinshasa, RD Congo*

*<sup>2</sup>Institut Supérieur de Techniques Appliquées de Kinshasa, Section Electricité, Kinshasa, RD Congo*

*<sup>3</sup>Institut Supérieur de Techniques Appliquées de Kasangulu, Section Electronique, Kongo-Central, RD Congo*

*<sup>4</sup>Université Pédagogique Nationale, Faculté des Sciences, Département de Physique et Sciences Appliquées, Kinshasa, RD Congo*

### KeyWords

Design, Portable electronic device, Heart rate and The elderly people.

### ABSTRACT

This article addresses the design of a portable electronic cardiac monitoring device for the elderly, requiring a delicate balance between three fundamental dimensions: diagnostic accuracy, power consumption, and ergonomics. This requirement stems from the need to ensure reliable and early detection of cardiac arrhythmias while guaranteeing practical and sustainable use of the device in the daily lives of older adults. The main objectives are to design, develop, and validate a portable electronic cardiac monitoring device specifically adapted to the needs of the elderly, reconciling these often conflicting requirements. The device includes an optimal combination of sensors, including an electrocardiogram and photoplethysmography, capable of providing reliable signals under everyday use conditions, a low-power microcontroller, and a simplified user interface designed for seniors. The collected data can be transmitted via radio waves to a mobile application for remote monitoring by healthcare professionals. Finally, the diagnostic performance obtained from test benches and simulated datasets is a fundamental and rigorous element for validating the complete acquisition, processing, and detection chain implemented. The experimental phase ensures that the portable device meets clinical requirements for sensitivity and specificity, while seamlessly integrating with the technological and ergonomic constraints inherent in continuous monitoring of the elderly.

### Mots-clés

Conception, Dispositif électronique portable, Rythme cardiaque et Personnes âgées.

### RESUME

Cet article aborde la conception d'un dispositif électronique portable de surveillance cardiaque pour les personnes âgées, nécessitant un compromis délicat entre trois dimensions fondamentales: la précision diagnostique, la consommation énergétique et l'ergonomie. Cette exigence découle de la nécessité d'assurer une détection fiable et précoce des troubles du rythme cardiaque tout en garantissant une utilisation pratique et durable du dispositif dans la vie quotidienne des personnes âgées. Les objectifs principaux consistent à concevoir, développer et valider un dispositif électronique portable de surveillance cardiaque spécifiquement adapté aux besoins des personnes âgées, en conciliant ses exigences souvent antagonistes. Le dispositif comprend une combinaison optimale de capteurs, notamment un électrocardiogramme et une photopléthysmographie, capables de fournir des signaux fiables dans des conditions d'utilisation quotidienne, un microcontrôleur à faible consommation, et une interface utilisateur simplifiée conçue pour les seniors. Les données recueillies peuvent être transmises via

ondes radio à une application mobile pour un suivi à distance par les professionnels de santé. Enfin, la performance diagnostique obtenue à partir de bancs d'essai et de jeux de données simulées constitue un élément fondamental et rigoureux pour valider la chaîne complète d'acquisition, traitement et détection mise en œuvre. La phase expérimentale garantit que le dispositif portable respecte les exigences cliniques de sensibilité et de spécificité, tout en s'intégrant harmonieusement aux contraintes technologiques et ergonomiques inhérentes à la surveillance continue des personnes âgées.

## 1 INTRODUCTION

Le vieillissement de la population représente un phénomène démographique significatif auquel les sociétés contemporaines doivent s'adapter, notamment en matière de santé et de qualité de vie. La progression du nombre de personnes âgées s'accompagne d'une augmentation significative des pathologies chroniques, en particulier cardiovasculaires, qui constituent l'une des principales causes de morbidité et de mortalité dans cette tranche d'âge. Par conséquent, la surveillance cardiaque devient un enjeu central, tant pour la prévention que pour la gestion thérapeutique, afin de détecter précocement des anomalies susceptibles d'entraîner des complications graves, telles que les arythmies ou les insuffisances cardiaques [4].

En effet, la complexité du vieillissement cardiaque réside dans les multiples modifications structurales et fonctionnelles qu'il induit sur le système cardiovasculaire. Ces transformations, incluant une réduction de la compliance artérielle, une diminution de la fréquence cardiaque maximale, ainsi qu'une altération de la conduction électrique, contribuent à accroître la susceptibilité aux troubles du rythme et aux événements ischémico-infarctus. Par ailleurs, les comorbidités associées, telles que le diabète, l'hypertension ou l'insuffisance rénale, entretiennent un cercle vicieux aggravant la fragilité cardiaque. Dès lors, la surveillance strictement ponctuelle en milieu clinique ne suffit plus à appréhender la variabilité et la dynamique de ces paramètres, d'où l'intérêt croissant pour des dispositifs portables offrant une mesure objective continue dans le cadre de la vie quotidienne [3]. Ce faisant, elle vise à concevoir des dispositifs adaptés à la complexité du terrain que représente la population âgée, dans le but ultime de faciliter une prise en charge médicale préventive et personnalisée, tout en assurant un confort et une autonomie maximaux à l'utilisateur.

## 2 MATERIELS ET METHODES

### 2.1 METHODES

Le principe de la captation PPG repose généralement sur l'utilisation d'un capteur optoélectronique constitué d'une diode LED et d'un photodétecteur (photodiode ou phototransistor). L'implantation de ce capteur doit permettre un contact stable avec la peau, à des sites privilégiés tels que le lobe de l'oreille, le doigt ou le poignet, où la vascularisation est abondante. La conception mécanique doit également réduire les artefacts de mouvement et assurer le confort de l'utilisateur, ce qui est particulièrement crucial dans le cadre d'un usage prolongée chez les personnes âgées [2].

Le schéma synoptique de la figure 1 ci-après illustre le principe de notre dispositif:

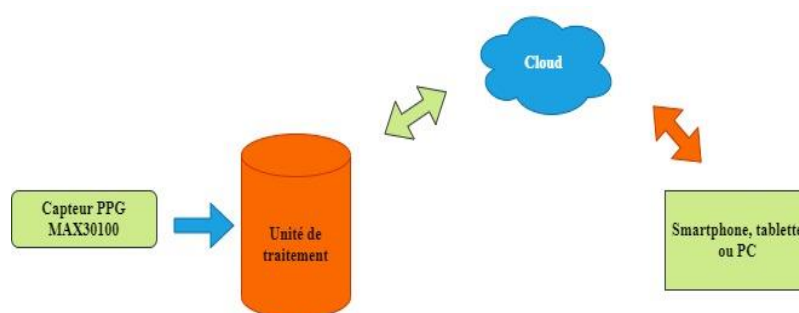


Figure 1. Schéma synoptique de notre système.

### Transmission des signaux

Chacun de ces signaux analogiques captés sera transmis au convertisseur analogique-numérique à approximations successives, intégré dans une carte ESP32 appropriée. La conversion des signaux provenant des dispositifs analogiques se fait sur 10 bits avec une fréquence d'échantillonnage de 200 Hz.

Suite à la conversion des signaux en format numérique, la carte ESP32 transmet en temps réel et de manière continue les signaux. Le signal ECG est transmis via une liaison série sous protocole USB, tandis que le signal PPG est envoyé par le biais d'une liaison sans fil sous protocole Wifi, avec les débits de communication de 250000 bauds, vers une station de télésurveillance locale.

### Centre de télésurveillance

La station de télésurveillance installée au cabinet médical se compose d'un point d'accès à Internet et d'un ordinateur portable, comme l'illustre la figure 2. La station diffuse en permanence les signaux, enregistre les données et, grâce à un algorithme, détecte les complexes QRS, calcule la fréquence cardiaque, mesure la saturation pulsée en oxygène dans le sang (SPO2) et identifie d'éventuels dysfonctionnements cardiaques et/ou respiratoires.

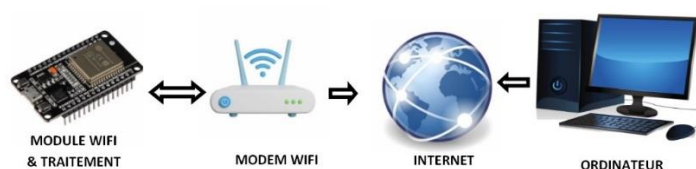


Figure 2. Station de télésurveillance.

## 2.2 MATERIELS

### 2.2.1 MAX30100

Le MAX30100 est une solution intégrée de capteur d'oxymétrie pulsée et de surveillance de la fréquence cardiaque, destinée aux exigences élevées des dispositifs portables.

Il opère avec une tension d'alimentation de 1,8 V et 3,3 V et peut être désactivé or réactivé par un logiciel via un courant de veille insignifiant. Ce logiciel assure une connexion continue au MAX30100. Le schéma de connexion du capteur de detection des anomalies du rythme cardiaque est illustré dans la figure 3.

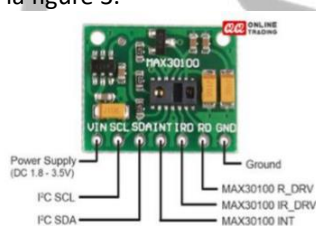


Figure 3. Brochage du capteur PPG MAX30100 [7].

### 2.2.2 Carte électronique programmable ESP32

Il s'agit d'une petite carte de développement compatible et programmable Arduino IDE. Le plus gros avantage de cette carte est qu'elle offre à la fois une connectivité Bluetooth et une connectivité Wifi embarquée. Ainsi, qu'il s'agisse de créer un serveur pour héberger un site web, de communiquer avec une application smartphone via Bluetooth, ou de communiquer avec un autre microcontrôleur via Wifi, il est idéal pour développer des objets connectés [1,6].

La figure 4 illustre la carte ESP32 module wifi.

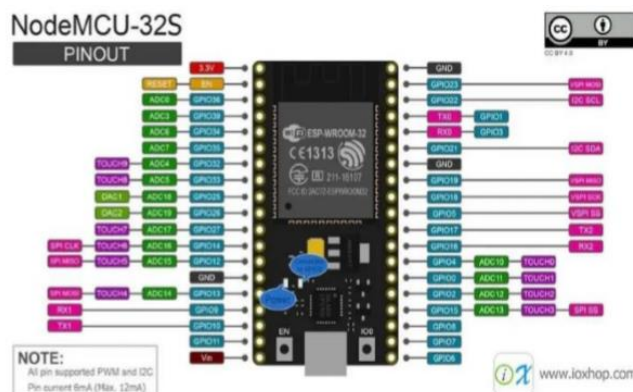


Figure 4. Modèle ESP32 NodeMCU-32S [6].

## 2.3 LOGIELS

### Arduino IDE (Integrated Development Environment)

L'IDE Arduino est un logiciel open-source destiné à rédiger et transférer du code sur des cartes Arduino. L'application IDE est compatible avec plusieurs systèmes d'exploitation, y compris Windows, Mac OS X et Linux. Ce logiciel supporte les langages de programmation C et C++. En raison de sa clarté, nous l'avons intégré à notre projet pour les objectifs de codage [7].

### Visual Studio Code (VSCode)

VSCode est l'environnement de développement employé pour la section application web. Il prend en charge les langages frontend (HTML, CSS, JavaScript) et intègre des extensions qui optimisent la gestion de projet et le débogage du code.

### Firebase

Firebase constitue la plateforme cloud où sont entreposées les données générées par le système. Sa base de données en temps réel assure une actualisation immédiate des positions des véhicules sur l'interface utilisateur, accessible par internet.

### HTML and CSS

La structure HTML de la page web de suivi, tandis que le CSS assure un rendu esthétique et adaptable à divers dispositifs (ordinateurs, smartphones). Cette fondation offre une interface utilisateur limpide et accessible.

### Code du système

```
#include <Arduino.h>

#if defined(ESP8266)
#include <ESP8266WiFi.h> //https://github.com/esp8266/Arduino
#else
#include <WiFi.h>
#endif

// needed for library
#include <ESPAsyncWebServer.h>
#include <ESPAsyncWiFiManager.h> //https://github.com/tzapu/WiFiManager
#include <AsyncTCP.h>
//#include <Arduino_JSON.h>
#include <SPI.h>
#include <SPIFFS.h>
#include <Wire.h>
#include "MAX30100_PulseOximeter.h"

#define REPORTING_PERIOD_MS 1000

PulseOximeter pox;
```

```
uint32_t tsLastReport = 0;
uint32_t tsLastReport2 = 0;

// Variables pour stocker les valeurs de fréquence cardiaque et de saturation en oxygène
float coeur = 0;
float oxyg = 0;
int rouge = 4;

// Callback (registered below) fired when a pulse is detected
void onBeatDetected()
{
    Serial.println("Beat!");
}
AsyncWebServer server(80);
DNSServer dns;

void setup()
{
    Serial.begin(115200);
    pinMode(rouge,OUTPUT);
// WiFiManager
// Local initialization. Once its business is done, there is no need to keep it around
AsyncWiFiManager wifiManager(&server, &dns);

Serial.println("connected...yeey :)");
wifiManager.autoConnect("AliceApConect");
//wifiManager.setAPStaticIPConfig(IPAddress(10,0,1,1),
Serial.println("\n");
Serial.println("Adresse IP du nouveau réseau : ");
Serial.println(WiFi.localIP()); // Affiche l'adresse IP locale

Serial.print("Initializing pulse oximeter.");

//-----SPIFFS
if (!SPIFFS.begin())
{
    Serial.println("Erreur SPIFFS...");
    return;
}
File root = SPIFFS.open("/");
File file = root.openNextFile();
while (file)
{
    Serial.print("File: ");
    Serial.println(file.name());
    file.close();
    file = root.openNextFile();
}
//-----SERVER-----
server.on("/", HTTP_GET, [](AsyncWebServerRequest *request)
    { request->send(SPIFFS, "/index.html", "text/html"); });
// server.on("/", HTTP_GET, [](AsyncWebServerRequest *request)
//     { request->send(SPIFFS, "/index2.html", "text/html"); });

server.on("/w3.css", HTTP_GET, [](AsyncWebServerRequest *request)
    { request->send(SPIFFS, "/w3.css", "text/css"); });

server.on("/script.js", HTTP_GET, [](AsyncWebServerRequest *request)
    { request->send(SPIFFS, "/script.js", "text/javascript"); });
```

```
server.on("/jquery-3.7.1.min.js", HTTP_GET, [(AsyncWebServerRequest *request)
    { request->send(SPIFFS, "/jquery-3.7.1.min.js", "text/javascript"); });

// Initialize the PulseOximeter instance
if (!pox.begin()) {
    Serial.println("FAILED");
    for(;;);
} else {
    Serial.println("SUCCESS");
}

pox.setOnBeatDetectedCallback(onBeatDetected);

//-----lecture et envoie-----
//-----lecture et envoie-----
server.on("/lireBPM", HTTP_GET, [(AsyncWebServerRequest *request)
{
    // Make sure to call update as fast as possible
    pox.update();
    coeur = pox.getHeartRate();
    String BPM = String(coeur > 130 ? 99.0 : coeur);
    request->send(200, "text/plain", BPM);
});

//-----lecture et envoie-----
server.on("/lireOXY", HTTP_GET, [(AsyncWebServerRequest *request)
{
    // Make sure to call update as fast as possible
    pox.update();
    oxyg = pox.getSpO2();
    String OXY = String(oxyg > 130 ? 99.0 : oxyg);
    request->send(200, "text/plain", OXY);
});
// //-----envoi au html-----
server.on("/lireBPM2", HTTP_GET, [(AsyncWebServerRequest *request)
    {
    // Make sure to call update as fast as possible
    pox.update();
    coeur = pox.getHeartRate();
    String BPM2 =String(coeur > 130 ? 99.2: coeur);
    request->send(200, "text/plain",BPM2); });

//-----lecture et envoie-----
server.on("/lireOXY2", HTTP_GET, [(AsyncWebServerRequest *request)
    {
    // Make sure to call update as fast as possible
    pox.update();
    oxyg = pox.getSpO2();

    String OXY2 =String(oxyg > 130 ? 99.2: oxyg);
    request->send(200, "text/plain",OXY2); });
    digitalWrite(rouge,1);
    server.begin();
    Serial.println("Serveur actif!");
}

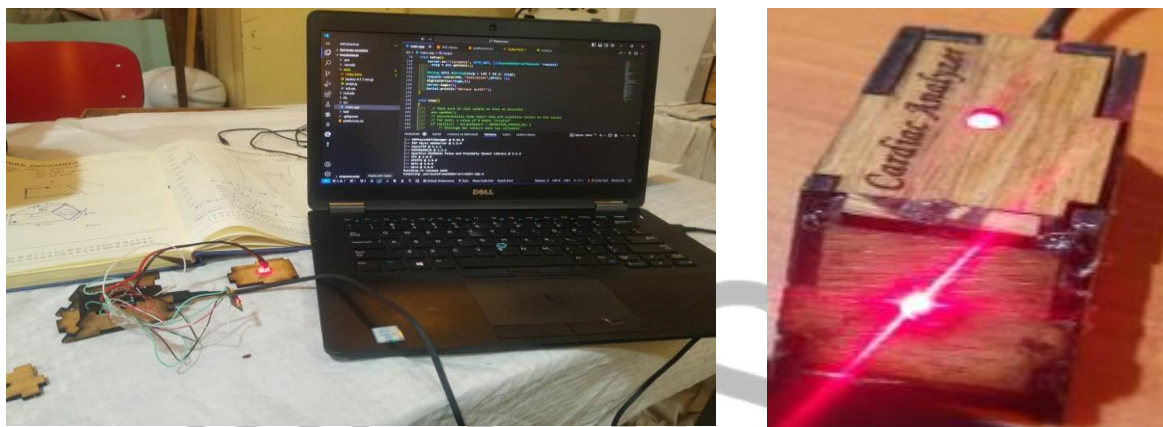
void loop()
{
    // Make sure to call update as fast as possible
    pox.update();
```



```
// Asynchronously dump heart rate and oxidation levels to the serial
// For both, a value of 0 means "invalid"
if (millis() - tsLastReport > REPORTING_PERIOD_MS) {
  // Stockage des valeurs dans les variables
  coeur = pox.getHeartRate();
  oxyg = pox.getSpO2();
  // Vérifier si les valeurs sont valides (non nulles)
  Serial.print("Heart rate: ");
  Serial.print(coeur);
  Serial.print(" bpm / SpO2: ");
  Serial.print(oxyg);
  Serial.println("%");

  tsLastReport = millis();
}
}
```

La photo du banc d'essais développé et mis en œuvre pour le prototypage du dispositif est présentée à la figure 5.

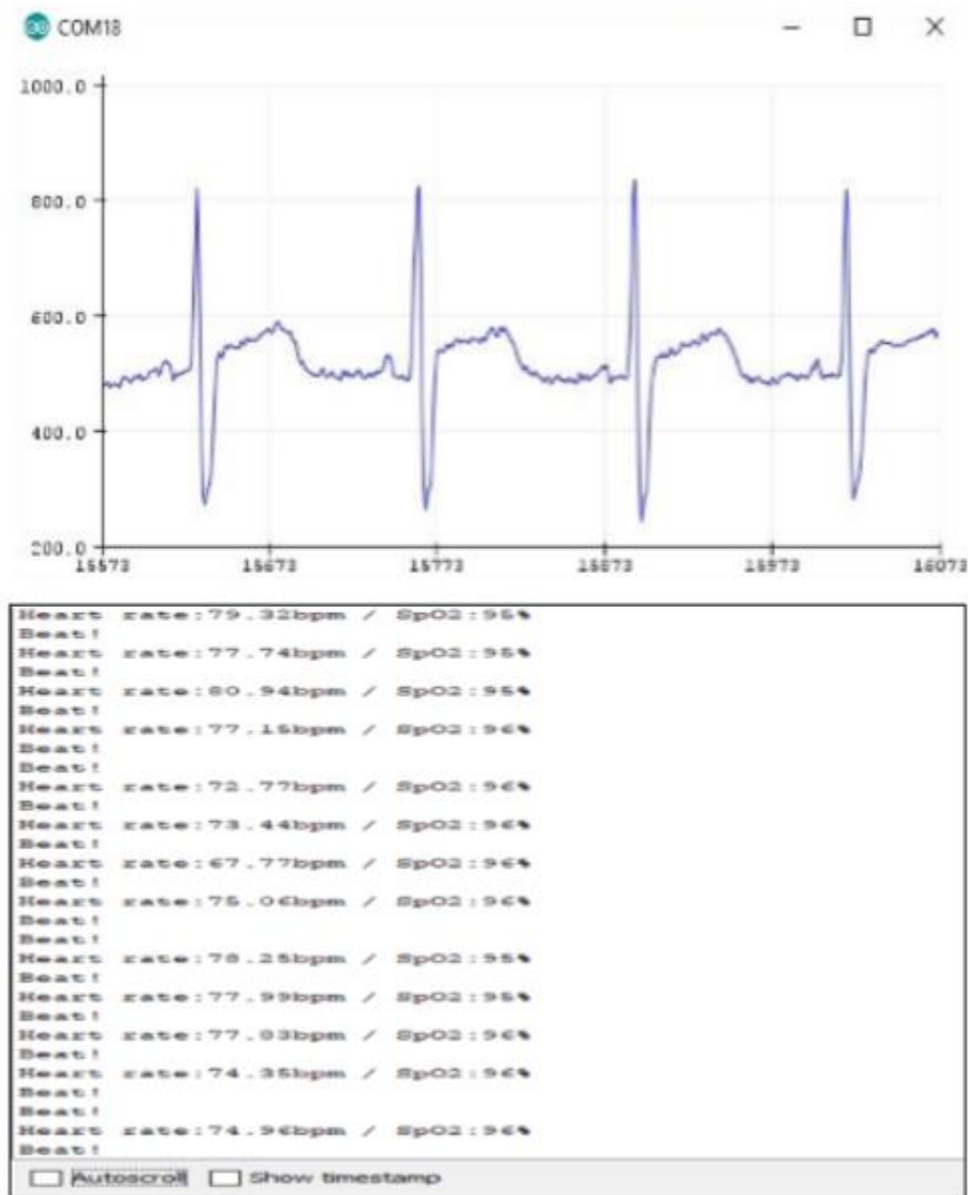


*Figure 5. Banc d'essais de l'instrument proposé.*

### 3 RESULTATS ET INTERPRETATION

#### 3.1 RÉSULTAT SOUS LE MONITEUR SÉRIE DE L'IDE ARDUINO

Après avoir acquis le signal prélevé sur le corps d'un patient, le capteur ECG fournit à l'ESP32 une fluctuation analogique (le signal des battements cardiaques). Selon le code établi dans l'IDE Arduino, nous obtenons un signal ECG, figure 6.



**Figure 6 : Résultat du MAX 30100 sur le moniteur série.**

### 3.2 RÉSULTAT SOUS L'INTERFACE WEB

Notre système repose sur la mesure de divers paramètres, la carte ESP32 agissant comme le cerveau et le centre de tous les équipements employés.

Une connexion Wi-Fi permet d'assurer une surveillance à distance, les informations étant stockées dans le Cloud. L'application mobile développée prendra toutes les mesures déjà incluses dans l'espace de stockage et les affichera sur le smartphone en temps réel ou dans un ordinateur.

Les résultats présentés sur l'application sont illustrés dans la figure 7 ci-après:

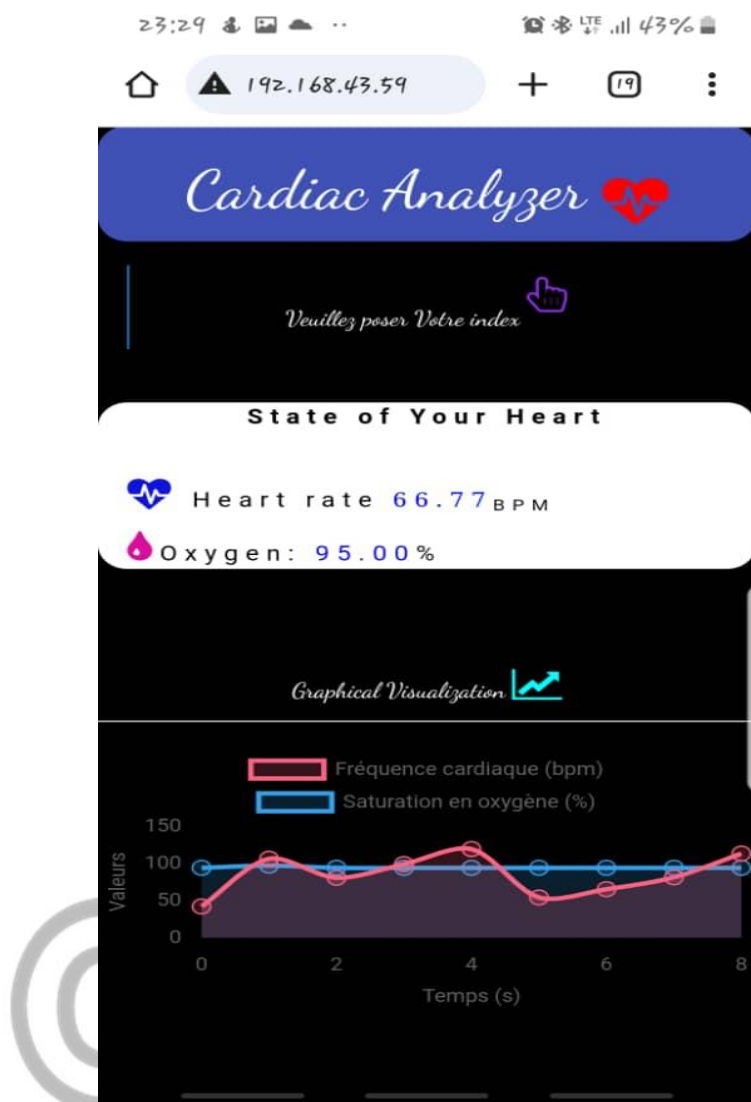


Figure 7. Résultat obtenu.

### 3.3 INTERPRETATION DES RESULTATS

Le rythme cardiaque normal d'une personne âgée se situe entre 60 et 85 battements par minute de manière régulière. En effectuant des tests sur ce capteur et en analysant les résultats, le médecin pourra identifier toute arythmie cardiaque, qui se manifeste lorsque le cœur bat de manière irrégulière, grâce à l'intervention du patient conscient de son état en plaçant son index sur le MAX30100.

Le deuxième paramètre mesuré par le MAX 30100 est le taux de saturation en oxygène dans le sang, connu sous le nom d'oxymétrie de pouls. Cette mesure transcutanée évalue la saturation pulsée, ou SPO2, exprimée en pourcentage. Une saturation normale se situe entre 95 % et 100 %, tandis qu'une saturation inférieure à 95 % indique une insuffisance, entraînant une hypoxémie, souvent causée par une dyspnée ou un essoufflement. En revanche, la hypoxémie avec un « taux de saturation élevé » est une situation extrêmement rare qui n'est jamais attribuée à une pathologie.

## 4 DISCUSSION

L'intégration simultanée de capteurs ECG et PPG offre une redondance avantageuse réduisant les faux positifs. L'optimisation logicielle garantit les performances en temps réel tout en maintenant une faible consommation énergétique. Cependant,

certaines restrictions persistent, notamment la sensibilité du capteur optique aux mouvements excessifs et les fluctuations du contact cutané, ce qui peut altérer la qualité des signaux. Cependant, bien que l'interface soit conçue pour les personnes âgées, une formation minimale demeure essentielle pour optimiser l'adoption. Les perspectives d'amélioration concernent l'intégration de l'intelligence artificielle pour affiner l'analyse des données et l'extension du système à d'autres paramètres vitaux tels que la saturation en oxygène.

## 5 CONCLUSION

Les enseignements issus de l'analyse approfondie des compromis inhérents à la conception de dispositifs portables de surveillance du rythme cardiaque pour les personnes âgées fournissent une base solide pour formuler des recommandations cliniques pragmatiques en vue de leur mise en œuvre. L'objectif est de traduire les avancées technologiques et les contraintes engendrées par la spécificité de ce public en pratiques sécurisées, efficaces et adaptées aux réalités du terrain médical. Cette démarche doit impérativement conjuguer la rigueur scientifique avec une sensibilité accrue aux besoins physiologiques, cognitifs et sociaux des utilisateurs âgés, afin de garantir non seulement la pertinence diagnostique mais également l'adhésion pérenne à ces dispositifs.

## REMERCIEMENTS

Nous exprimons notre gratitude à l'équipe médicale du center hospitalier local pour leur coopération durant les phases de test, ainsi qu'aux volontaires âgés ayant pris part activement à l'expérimentation. Nous remercions également les partenaires techniques qui ont contribué au développement matériel et logiciel du dispositif.

## REFERENCES

- [1] **Arroyo, Patricia, et al.** «Wireless sensor network combined with cloud computing for air quality monitoring.» *Sensors* 19.3 (2019): 691.
- [2] **C Thanina** (2023). *Système embarque communicant pour la surveillance des personnes..* <https://dSPACE.ummto.dz/items/eba15e86-3e4c-4766-815e-99ee5c19c592>
- [3] **EH LES MURS** (2018). *Les enjeux du vieillissement de la population.* <https://sweet-home.info/wp-content/uploads/2019/04/Etude-FNMF-sur-lEhpad-hors-les-murs.pdf>
- [4] **J Prud'Homm** (2024). *Mesure de la fragilité par capteurs embarqués chez les aînés: enjeux et réception.* <https://theses.hal.science/tel-04769663/>
- [5] **Kondatata M, Meni B., et al.** (2023). Implantation d'un système électronique de détection et de quantification des polluants atmosphériques en milieu industriel connecté à un serveur distant : *International Journal of Innovation and Applied Studies* Vol. 70 No. 2 Jan. 2024.
- [6] **MBARNDOUKA TAAMTÉ Jacob** (2022). Utilisation des microcontrôleurs et des capteurs pour la surveillance environnementale : Application à la détection des rayonnements ionisants et de certains polluants atmosphériques.
- [7] **TOSOMBA LUKADI N.** (2024). Etude conceptuelle et réalisation d'un système électronique de détection des anomalies du rythme cardiaque: Cas des patients âgés.