



Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

Université Oran 1, Ahmed Ben Bella

Institut des Sciences et Techniques Appliquées

Thème

Développement d'un système d'ECG intelligent : Diagnostic automatisé et
sécurisation des données par blockchain

Par

MAHIEDDINE Fatima Zahraa

Projet présenté à l'Institut des sciences et techniques appliquées

En vue de l'obtention du diplôme de Master professionnelle Instrumentation et Métrologie

Soutenu le 3 juillet 2025 devant le jury composé de :

Dr Y. Ait Si Larb

Président

Pr. N. Iles

Examinatrice

Dr. K. Settouti – Habour

Partenaire SE

Dr. TRACHE Najia

Encadrante

Dr. BEKKAR Azzedine

Co – Encadrant

Sommaire

Résumé

Ce projet de fin d'études porte sur la conception et la réalisation d'un dispositif ECG intelligent et portable destiné à améliorer la détection précoce des maladies cardiovasculaires. Le système permet l'acquisition des signaux ECG en temps réel à l'aide d'un capteur biomédical (AD8232), avec un filtrage numérique pour réduire les parasites. Les signaux sont affichés sur plusieurs interfaces : Serial Plotter, application Python et application mobile Flutter. Un modèle d'intelligence artificielle basé sur ResNet-50 a été entraîné sur la base de données PTB-XL et a atteint une précision de 93 % pour le diagnostic automatisé multi-label. Les données ECG et les informations des patients sont enregistrées et sécurisées via un smart contract simulé sur blockchain. Ce dispositif ouvre la voie à une solution fiable, portable et sécurisée pour la télésurveillance cardiaque.

Mots-clés : ECG intelligent, deep learning, ResNet-50, blockchain, télémédecine, métrologie biomédicale.

الملخص

يتناول هذا المشروع تصميم وتطوير جهاز تخطيط قلب ذكي ومحمول يهدف إلى تحسين الكشف المبكر عن أمراض القلب (AD8232) والأوعية الدموية. يسمح النظام باكتساب إشارات تخطيط القلب في الوقت الحقيقي باستخدام مستشعر بيولوجي (AD8232) وتطبيق Python، تطبيق Serial Plotter، مع ترشيح رقمي لتقليل التشويش. يتم عرض الإشارات عبر عدة واجهات: PTB-XL على قاعدة البيانات ResNet-50 تم تدريب نموذج ذكاء اصطناعي يعتمد على Flutter موبايل باستخدام وحقق دقة 93% في التشخيص الآلي المتعدد. يتم حفظ بيانات تخطيط القلب ومعلومات المرضى وتأمينها عبر عقد ذكي تمت محاكاته باستخدام تقنية البلوك تشين. يوفر هذا الجهاز حلاً موثوقاً وأمناً لمراقبة القلب عن بُعد.

Abstract

This final-year project focuses on the design and development of an intelligent and portable ECG device aimed at improving the early diagnosis of cardiovascular diseases. The system enables real-time ECG acquisition using a biomedical sensor (AD8232) with integrated digital filtering to reduce noise. ECG signals are displayed via several interfaces: Serial Plotter, Python application, and a mobile app developed with Flutter. An artificial intelligence model based on ResNet-50 was trained on the PTB-XL dataset and achieved 93% accuracy in automated multi-label diagnosis. ECG signals and patient data are recorded and secured using a smart contract simulated on blockchain. This device offers a reliable, portable, and secure solution for remote cardiac monitoring.

Keywords: Intelligent ECG, deep learning, ResNet-50, blockchain, telemedicine, biomedical metrology.

Remerciements

Je commence en remerciant Dieu Tout-Puissant, Le Clément et Le Miséricordieux, qui m'a offert la force, la patience et la capacité de mener à bien ce travail.

J'adresse mes sincères remerciements à mes encadrants Mme. Trache et Mr Bekkar pour leur disponibilité, leurs conseils précieux et leur encadrement attentif tout au long de ce projet. Leur accompagnement a grandement contribué à l'aboutissement de ce mémoire.

Ma profonde reconnaissance aux distingués membres du jury Dr Y. Ait Si Larbi, Président du jury, Pr. N. Iles, Examinatrice, et Dr. K. Settouti-Harbour, Partenaire SE, pour l'honneur qu'ils me font en acceptant d'évaluer ce travail. Leur expertise et leurs conseils éclairés seront d'une grande valeur pour l'enrichissement de ce projet.

Je tiens à exprimer toute ma gratitude à mon père pour son soutien constant et ses encouragements, ainsi qu'à ma mère pour son amour, sa patience et sa bienveillance. Je remercie également ma sœur Houaria et mes frères Toufik et Taher qui m'ont soutenue de toutes les manières possibles et m'ont toujours encouragée.

Je n'oublie pas de remercier mes amies précieuses :

Yousra, pour son amitié sincère, sa présence fidèle et tous les souvenirs qui ont enrichi mon parcours.

Sara, ma binôme et amie, avec qui ces deux dernières années ont été beaucoup plus faciles et agréables.

Ferdaous, pour sa gentillesse et les précieux moments de révision et d'amitié que nous avons partagé.

Achouak , pour être la meilleure roommate and friend i can ask for .

Enfin, je tiens à remercier tout particulièrement Mohamed BOUKHATEM, pour sa patience, sa présence constante et son soutien inestimable. Merci d'avoir été là à chaque étape.

À tous, merci du fond du cœur.

Table des matières

Table des matières

Sommaire	iii
Remerciements.....	iv
Table des matières.....	v
Liste des tableaux.....	x
Liste des figures	xiv
Introduction.....	17
Chapitre 1	19
Introduction.....	20
a. Premiers travaux sur l'activité électrique cardiaque	21
b. Amélioration des dérivations ECG	21
c. Miniaturisation et développement des ECG portables.....	22
d. Digitalisation et surveillance à distance.....	22
II. Anatomie du Cœur et Conduction Électrique	26
II.2 Fonctionnement électrique du cœur	26
II.2.1 Génération du complexe QRS	27
II.2.2 Le rythme cardiaque	28
III. Principe d'enregistrement du signal ECG.....	30
III.1 Dérivations précordiales unipolaires	30
III.2 Dérivations périphériques bipolaires	30
III.3. Dérivations périphériques unipolaires	31
IV. Les sources de bruits dans les signaux électrocardiographiques.....	31
a) Electromyogramme (EMG).....	31
b) Les bruits provoqués par la ligne de base.....	31

c)	Interférence du réseau 50 Hz	32
d)	Artefacts de mouvements	32
e)	Autres bruits	32
IV.1.	Techniques de réduction du bruit	32
a)	Filtre passe-bas	32
b)	Filtre passe-haut.....	33
V.	Intelligence Artificielle dans l'Analyse des ECG : Concepts et Techniques du Deep Learning	33
VI.	Sécurisation des Données Médicales par Blockchain	34
VI.1.	Principes de la blockchain et des smart contracts.....	34
VI.2.	Les transactions	34
VI.3.	Les smart contracts	34
VI.4.	Avantages de la blockchain	35
VII.2.	Télémédecine et Évolutions des Systèmes de Communication Médicale	36
IX.	Conclusion :.....	40
Chapitre 02.....		42
Introduction.....		43
Architecture globale du système ECG intelligent.....		44
Caractéristiques Techniques du AD8232 [43].....		46
Affichage et enregistrement du signal ECG et des métadonnées patientes		55
II.1.2.2.	Méthode 2.2 : Affichage via une application mobile.....	60
Sécurisation des données médicales par Blockchain		68
III.3.	Architectures Réseaux des blockchains	70
□ Réseau Centralisé.....		70
□ Réseau Décentralisé		70
□ Réseau Distribué		70
III.4.2.	Solidity (Langage des contrats intelligents).....	70

III.4.3.	Registre (Ledger)	71
III.4.4.	Bloc Genesis	71
III.4.5.	Hachage.....	72
III.4.6.	Nonce :	72
III.4.7.	Le minage :	72
□	Difficulté	74
□	Récompense	74
□	Consensus.....	74
III.4.8.	Chiffrement à Clé Asymétrique	74
Conclusion		75
Chapitre 03.....		77
Implémentation et Résultats.....		77
Introduction.....		78
I.	Conception électronique et matérielle	78
I.3.	Module de visualisation et d'enregistrement des données ECG	82
I.3.1.	Méthode 1 : Affichage dans le Serial Plotter	82
I.5.	Problèmes Rencontrés et Solutions.....	87
III.	Application mobile CardiaNova.....	87
IV.	Détection automatique des anomalies via intelligence artificielle	93
VII.	Sécurisation des données Via blockchain	108
Chapitre 04.....		116
Etude technico-économique.....		116
I.	Présentation du projet.....	117
I.2	Valeurs suggérées	118
I.3	Équipe de travail	119
I.4	Secteur économique :	120
I.5	Local	120
I.6	Surface :	120

I.7 Objectifs du projet	120
I.8 Calendrier de réalisation du projet :.....	120
I.8.1	120
I.8.2	121
II. Aspects innovants.....	121
II.1. Nature des innovations.....	121
b. Innovation technologique.....	121
II.2 Domaines d'innovation.....	121
III. Analyse stratégique du marché.....	122
III.1. Le segment du marché	122
b. Le marché cible.....	122
III.2. Mesure de l'intensité de la concurrence.....	122
III.3. Stratégie marketing	122
VI. Plan de production et organisation	123
VI.1. Processus de production.....	123
VI.2. L'approvisionnement.....	124
IV.3. La main d'œuvre.....	124
VI.4. Principaux partenaires.....	124
IV. Plan financier.....	124
IV.1. Les coûts et les charges	125
c. Frais d'investissement :	127
d. Organisation/Main d'œuvre :	127
e. Frais & services divers :.....	128
f. Budget Marketing :	129
IV.2. Chiffre d'affaires :	129
IV. 3 Structure financière du projet	130
VII. Business Model Canvas CardiaNova.....	132
V. Prototype expérimental.....	133
Conclusion générale.....	135

Perspectives.....	136
Références :.....	137

Liste des abréviations

ECG : Électrocardiogramme

MCV : Maladies Cardiovasculaires

OMS : Organisation Mondiale de la Santé

BPM : Battements Par Minute

AD8232 : Module d'acquisition ECG analogique

Li-ion : Batterie Lithium-ion

API: Application Programming Interface

IDE : Integrated Development Environment (Environnement de Développement Intégré)

JSON : JavaScript Object Notation

IA : Intelligence Artificielle

ML : Machine Learning (Apprentissage Automatique)

DL : Deep Learning (Apprentissage Profond)

CNN : Convolutional Neural Network (Réseau de Neurones Convolutifs)

RNN : Recurrent Neural Network (Réseau de Neurones Récurrents)

GRU: Gated Recurrent Unit

BiGRU: Bidirectional Gated Recurrent Unit

ResNet : Residual Network

PTB-XL: Physikalisch-Technische Bundesanstalt Extended ECG Dataset

IPFS : InterPlanetary File System

RGPD : Règlement Général sur la Protection des Données

VM: Virtual Machine

ETH: Ether (cryptomonnaie d'Ethereum)

BMC: Business Model Canvas

IEC: International Electrotechnical Commission

IEC 60601 : Norme de sécurité pour les dispositifs médicaux électriques

ISO : International Organization for Standardization

ISO 13485 : Norme pour le système de management de la qualité des dispositifs médicaux

VS Code : Visual Studio Code

Liste des tableaux

Tableau 1 - Typologie des appareils ECG existants	22
Tableau 2 - comparaison entre les études sur les technologies actuelles	40
Tableau 3- 2. Avantages / Inconvénients de la carte Arduino wemos D1	50
Tableau 4- Configurations Standard pour un système à 3 Électrodes (ECG).....	51
Tableau 5 - comparaison entre les dérivations.....	52
Tableau 6- Technologies utilisées pour l'application web	60
Tableau 7- Technologies utilisées pour l'application mobile	62
Tableau 8- Comparaison technique des architectures couramment utilisés pour l'entraînement des signaux ECG.....	63
Tableau 9 - Bibliothèque utilisées en deep learning	68
Tableau 10 - Bilan énergétique	78
Tableau 11 - Tableau de connexion principales	80
Tableau 12- Problèmes Rencontrés et Solutions pour l'affichage du graphe ECG	87
Tableau 13 - performances du modèle CNN 1D	100
Tableau 14 - Architecture du Modèle CNN 1 D.....	101
Tableau 15 - Architecture Resnet 1D.....	103
Tableau 16 - Architecture CNN -BIGRU	104
Tableau 17 - Architecture Resnet 50	106
Tableau 18 - Métrique de performances pour Resnet 50	107
Tableau 19 - Tableau Comparatif des Modèles entraînés sur PTB-XL.....	110
Tableau 20 – Estimation des charges variables(matère première).....	125
Tableau 21 - Estimation des charges fixes (dotation aux amortissement des équipements) ...	126
Tableau 22 - Marketing.....	129
Tableau 23 - Ventes de produit.....	130
Tableau 24 – Estimation de la marge bénéficiaire et coût du projet annuel	130
Tableau 25- Business Model Canvas.....	132

Liste des figures

Figure 1 - Appareil ECG numérique à 12 dérivations [9]	23
Figure 2 - Test d'efforts [8]	23
Figure 3 - ECG Holter [10]	24
Figure 4 - ECG en temps réel [11]	25
Figure 5 - ECG connect [12]	25
Figure 6 - Anatomie du coeur humain [14]	26
Figure 7 - Schéma du complexe PQRST [16]	27
Figure 8 - Diagramme de l'activité électrique du cœur [17]	28
Figure 9 - Dérivations précordiales unipolaires [21].	30
Figure 10 - Dérivations bipolaires périphériques standard [22]	31
Figure 11 - Dérivations unipolaires [20]	31
Figure 12 - Électrodes AD8232 [47]	50
Figure 13 - Configurations Standard pour un Système à 3 Électrodes (ECG) [48]	51
Figure 14 - Module de charge TP4056 [49]	52
Figure 15 - Schéma électronique du TP4056 [49]	53
Figure 16 - Batterie 18650 Li-ion [51]	54
Figure 17 - Exemple d'application [50]	54
Figure 18 - Arduino IDE	56
Figure 19 - Arduino serial plotter [53]	56
Figure 20 - Visual Studio Code [54]	57
Figure 21 - Hiérarchie de l'intelligence artificielle. [71]	62
Figure 22 - Architecture typique d'un réseau de neurones convolutif. [72]	64
Figure 23 – Kaggle [76]	66
Figure 24 - Google drive [78]	66
Figure 25 - Google colab [79]	67
Figure 26 - Exemple des hash en blockchain [90]	69

Figure 27 – Logo Solidity [92]	71
Figure 28 – figure [93]	71
Figure 29 - Schéma du fonctionnement d’une fonction de hachage [94]	72
Figure 30 - Diagramme de processus de minage	73
Figure 31 – cryptage asymétrique [95]	75
Figure 32 – Schéma électronique des composants	79
Figure 33 - Montage des composants électroniques	80
Figure 34 - conception 3D avec sketchup	81
Figure 35 - conception 3D de la boîte	81
Figure 36 - Montage finale	81
Figure 37 - Produit finale	82
Figure 38 -Organigramme du code Arduino utilisé	83
Figure 39 -Le signal ECG affiché dans le Serial Plotter	83
Figure 40 - Applications exécutables sur le bureau	84
Figure 41 - Interface graphique de visualisation ECG coté patient	85
Figure 42 -Interface graphique de visualisation ECG coté Médecin	85
Figure 43 - Fichier CSV généré par l’interface graphique du patient	85
Figure 44 - Fichier PDF généré par l’interface graphique du Médecin	86
Figure 45 -État connecté/déconnecté de l’application	89
Figure 46- formulaire patient Figure 47 - Prtage du fichier CSV Figure 48 - Enregistrement ECG en direct	90
Figure 49 -Diagramme d’activité	90
Figure 50 -Diagramme de flux de développement	91
Figure 51 - Flux de traitement du signal ECG	91
Figure 52 - Organigramme du code Arduino	92
Figure 53 - contenu du fichier CSV du dataset	95
Figure 54 - Distribution des valeurs des attributs clés dans le dataset	96
Figure 55 - Répartition des diagnostics les plus fréquents dans le PTB-XL dataset	96

Figure 56 - Top 10 des codes diagnostiques SCP les plus fréquents et leur distribution dans les enregistrements ECG	97
Figure 57- Chargement des signaux	97
Figure 58 - Préparation des données cliniques pour l'entraînement	98
Figure 59 - Architecture détaillée du modèle CNN 1D : Couches, Formes de sortie et Paramètre	100
Figure 60- Courbes d'Apprentissage CNN+BIGRU.....	105
Figure 61- Organigramme du fonctionnement de smart contract.....	113
Figure 62 -Résultat d'un appel à storeECG	115
Figure 63 - Logo CardiaNova	117
Figure 64- Processus de production CardiaNova.....	124
Figure 65- Bilan financier annuel de CardiaNova	131
Figure 66 - Prototype expérimental ouvert	133
Figure 67 - Prototype expérimentale fermé	134

Introduction

Les maladies cardiovasculaires (MCV) restent la principale cause de mortalité dans le monde, avec environ 17,9 millions de décès par an (OMS, 2021). Face à ce défi, il est essentiel de développer des solutions innovantes pour le diagnostic précoce et le suivi efficace des pathologies cardiaques.

L'électrocardiogramme (ECG) est un outil clé pour la détection des anomalies cardiaques, mais les dispositifs traditionnels souffrent de limites en termes de portabilité, de précision, d'automatisation et de sécurité des données.

Ce projet propose la conception d'un ECG intelligent et portable, combinant :

- Une acquisition fiable des signaux cardiaques.
- Un diagnostic automatisé basé sur l'intelligence artificielle.
- Une sécurisation des données médicales via la blockchain.

Cette solution vise à améliorer l'accessibilité, la fiabilité des diagnostics et la protection des données, en intégrant des technologies avancées telles que l'instrumentation biomédicale, l'IA, l'IoT et la cybersécurité.

Méthodologie

Pour atteindre ces objectifs, la méthodologie suivie s'articule autour des axes suivants :

- **Conception matérielle** : Intégration de capteurs ECG AD8232 et microcontrôleur Wi-Fi (ESP8266) pour l'acquisition et la transmission des signaux cardiaques.
- **Traitement des données** : Développement et entraînement d'algorithmes CNN sur le dataset PTB-XL pour une classification automatique des anomalies cardiaques.
- **Sécurisation** : Mise en place d'un smart contract sur la blockchain Ethereum pour un stockage immuable et décentralisé des données ECG.
- **Validation expérimentale** : Tests en conditions réelles pour évaluer la précision diagnostique, la performance système et la robustesse de la transmission sécurisée.

Résultats Attendus

Les résultats attendus de ce projet sont :

- Une précision de classification élevée (~93,7%) pour la détection des anomalies cardiaques avec le modèle ResNet-50.
- Une transmission sécurisée et fiable des données médicales grâce à la blockchain.
- Une interface intuitive (mobile et web) permettant aux utilisateurs d'accéder facilement aux diagnostics et à l'historique des ECG.

Structure du Mémoire

Le présent mémoire est organisé selon la structure suivante :

- **Chapitre 1 : Contexte et état de l'art**
Présentation des maladies cardiovasculaires, des dispositifs ECG existants, et des approches de sécurisation des données.
- **Chapitre 2 : Conception et développement du système ECG intelligent**
Détails de l'architecture matérielle et logicielle, ainsi que des choix technologiques.
- **Chapitre 3 : Implémentation et validation**
Présentation des résultats expérimentaux, évaluation des performances et discussion.
- **Chapitre 4 : Étude technico-économique**
Analyse des coûts, de la faisabilité et des perspectives d'exploitation commerciale.

Ce projet contribue à la modernisation des systèmes de santé en proposant une solution innovante qui combine intelligence artificielle et sécurité blockchain. La suite de ce mémoire détaillera les différentes étapes de conception, de développement et de validation de l'ECG intelligent proposé.

Chapitre 1

De l'ECG traditionnel à l'ECG numérique : histoire, technologies et enjeux de sécurité

Introduction

Depuis son invention il y a plus de 150 ans, l'électrocardiogramme (ECG) a transformé la façon de détecter les problèmes de cœur. Malgré des progrès énormes – des premières machines encombrantes aux montres connectées qui analysent le rythme cardiaque –, les appareils ECG actuels ont encore du mal à allier trois aspects essentiels : des résultats fiables, un accès facile pour tous, et une protection totale des données médicales.

Ce chapitre retrace d'abord l'évolution historique de l'ECG, en soulignant comment chaque innovation a répondu à des besoins médicaux émergents. Il détaille ensuite les fondements biomédicaux de l'acquisition du signal cardiaque, expliquant pourquoi le placement des électrodes ou la réduction du bruit sont des défis techniques majeurs pour les systèmes portables.

Les dernières avancées ont introduit l'IA dans des appareils ECG grand public comme certaines montres connectées. Mais malgré leur côté pratique, ces outils ont des défauts majeurs : ils se trompent, ne tracent pas qui consulte les données, et pourraient même se faire pirater.

Face à ce constat, ce chapitre met en lumière l'opportunité que représente la convergence IA-blockchain pour pallier à ces lacunes. L'objectif est de poser une base solide pour la conception d'un ECG intelligent, tout en identifiant les défis et solutions innovantes.

I. Contexte historique et Enjeux Médicaux

I.1 Définition et rôle de l'ECG

L'électrocardiographie (ECG) est une méthode qui permet de visualiser graphiquement l'activité électrique du cœur. Cette activité est générée par les variations de potentiel des cellules responsables de la contraction (les myocytes) ainsi que par celles qui gèrent l'automatisme et la conduction des signaux. Des électrodes placées sur la peau captent cette activité.

- L'électrocardiogramme est le tracé papier de cette activité.

- L'électrocardiographe est l'appareil utilisé pour réaliser cet enregistrement, tandis que l'électrocardioscope (ou Scope) permet d'afficher le tracé en temps réel sur un écran.

L'examen par électrocardiographie est rapide, indolore et sans risque, et peut être réalisé dans un cabinet médical, à l'hôpital ou même à domicile. Cependant, son interprétation est complexe

et requiert une expertise médicale. L'ECG est essentiel pour détecter diverses anomalies cardiaques et joue un rôle crucial dans le diagnostic des maladies cardiovasculaires, notamment la maladie coronarienne. [1]

I.2 Évolution historique :

L'électrocardiographie (ECG) a connu une évolution remarquable depuis ses premières observations au XIX^e siècle jusqu'à aujourd'hui. Les principales étapes de son développement sont les suivantes :

a. Premiers travaux sur l'activité électrique cardiaque

1842 : Le physicien italien **Carlo Matteucci** démontre que chaque contraction cardiaque s'accompagne d'un courant électrique [2].

1887 : Le physiologiste britannique **Augustus Waller** réalise le premier enregistrement d'un électrocardiogramme humain à l'aide d'un électromètre capillaire de Lippmann [3].

1901: Le physiologiste néerlandais **Willem Einthoven** perfectionne les techniques d'enregistrement avec un galvanomètre à corde, permettant des tracés plus précis de l'activité électrique du cœur. Il introduit également le terme "électrocardiogramme" [4].

1924 : Einthoven reçoit le **Prix Nobel de Physiologie ou Médecine** pour ses travaux sur l'électrocardiographie [4].

b. Amélioration des dérivations ECG

1931 : **Frank Norman Wilson** propose les **dérivations précordiales (V1 à V6)**, offrant une vue plus détaillée de l'activité électrique cardiaque [5].

1942 : **Emanuel Goldberger** introduit les **dérivations unipolaires augmentées (aVR, aVL, aVF)**, complétant les dérivations existantes [6].

c. Miniaturisation et développement des ECG portables

Années 1960-2000 : Les avancées technologiques permettent la miniaturisation des équipements ECG, facilitant leur intégration en cabinet médical et leur utilisation en ambulatoire [7].

d. Digitalisation et surveillance à distance

Années 2000 à aujourd'hui : Avec l'évolution des technologies numériques, les ECG sont intégrés à des dispositifs portables (smartwatches, patches connectés), permettant une surveillance cardiaque en temps réel.

I.3 État de l'Art : Technologies ECG Existantes

L'électrocardiographe est le dispositif médical qui sert à mesurer l'activité électrique du cœur. Il recueille les signaux électriques grâce à des électrodes fixées sur la peau, puis les convertit en une représentation graphique nommée électrocardiogramme (ECG). [8]

Il existe plusieurs types d'appareils ECG, classés selon leur mode d'utilisation et leur technologie :

- **Typologie des appareils [8] :**

Type d'ECG	Usage	Avantages	Limites
Standard (12 dériv.)	Cabinet/hôpital	Haute précision	Durée d'enregistrement courte
ECG d'effort	Diagnostic à l'effort	Détection d'ischémie	Risque de faux négatifs
Holter	Surveillance ambulatoire	Suivi prolongé (24-48h)	Confort limité, analyse manuelle
Portables (ex. Apple)	Grand public	Accessibilité, temps réel	Nombre limité de dérivation (1-6)

Tableau 1 - Typologie des appareils ECG existants

a. ECG Standard (ou de repos)

Utilisé en cabinet médical ou à l'hôpital, cet appareil enregistre l'activité électrique du cœur sur une courte durée (généralement 10 secondes) à l'aide de 12 dérivations. Son inconvénient est que cet enregistrement sur une courte durée peut manquer des problèmes qui n'apparaissent pas au moment précis de l'enregistrement. [8] [figure1]



Figure 1 - Appareil ECG numérique à 12 dérivations [9]

b. ECG d'effort (ou d'épreuve d'effort)

Effectué pendant un exercice physique (tapis roulant ou vélo), il permet de détecter des anomalies cardiaques qui ne sont visibles qu'à l'effort. Cependant, l'ECG d'effort peut ne pas détecter certaines maladies cardiaques (faux négatifs) si par exemple le patient n'atteint pas sa fréquence cardiaque maximale. [8] [Figure 2]

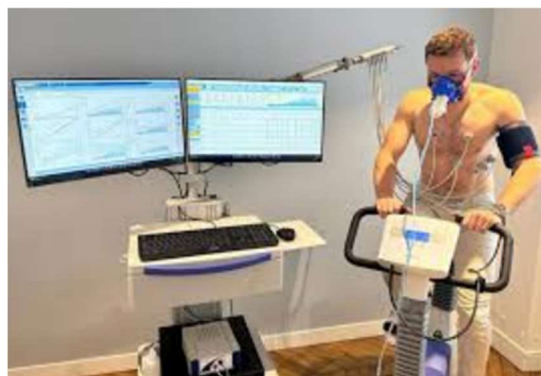


Figure 2 - Test d'efforts [8]

c. ECG Holter (ou enregistrement ambulatoire prolongé)

Petit appareil portable, il enregistre les données cardiaques sur 24 à 48 heures, voire plusieurs jours, permettant d'analyser le rythme cardiaque en conditions normales de vie. Le port prolongé de l'appareil peut être gênant pour le patient et certains de ces gestes entraînant des mouvements des câbles peuvent provoquer des bruits parasites qui affectent le signal. De plus, les Holters standards doivent être retourner chez le médecin pour le téléchargement et l'analyse des données recueillies. Il n'y a pas de transmission de données en temps réel ou à distance (télémétrie), ce qui retarde l'analyse et l'intervention en cas d'événements urgents ou graves. [8] [figure 3]

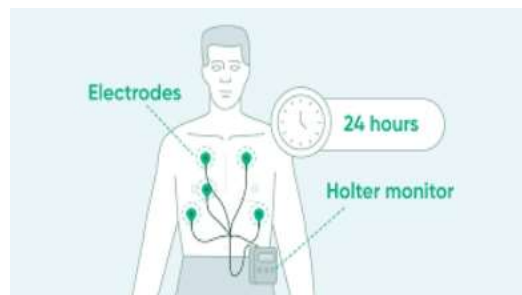


Figure 3 - ECG Holter [10]

d. ECG en temps réel (télémétrie ECG)

Utilisé en soins intensifs ou en cardiologie, cet ECG sans fil permet un monitoring continu du cœur avec transmission des données à distance. Bien que cette technologie soit comptée parmi les avancées technologiques les plus récentes, cependant elle présente certains inconvénients dus essentiellement à la perturbation de la connexion pouvant entraîner des pertes d'informations et compromettre la continuité de la surveillance. De plus, la transmission des données sensibles par des réseaux sans fil soulève des préoccupations majeures en matière de cyber-sécurité. [8] [figure 4]



Figure 4 - ECG en temps réel [11]

e. ECG connecté (ou portable grand public)

Intégré dans des montres connectées (Apple Watch, Samsung Galaxy Watch, etc.) ou des dispositifs mobiles (KardiaMobile), il permet une surveillance simplifiée pour le grand public. Les inconvénients technologiques majeurs des ECG connectés résident dans leur précision limitée, leur grande sensibilité aux erreurs, la sécurité des données, et la nécessité d'une interprétation humaine pour valider les analyses automatiques. [8] [figure 5]



Figure 5 - ECG connect [12]

II. Anatomie du Cœur et Conduction Électrique

II.1 Description du cœur

Le cœur est composé de ventricules, deux cavités séparées entre elles par une cloison épaisse (Le septum intraventriculaire) et deux oreillettes qui sont deux petits réservoirs qui reçoivent le sang de la circulation et le retransmettent à leur ventricule respectif. L'oreillette droite reçoit le sang désoxygéné des veines caves supérieure et inférieure ainsi que du sinus coronaire qui draine le sang du myocarde. L'oreillette gauche récupère le sang oxygéné des poumons à travers quatre veines pulmonaires. Le cœur éjecte simultanément le sang riche en oxygène vers la périphérie par le biais du ventricule gauche et le sang pauvre en oxygène vers les poumons par le biais du ventricule droit. [13] [figure 6]

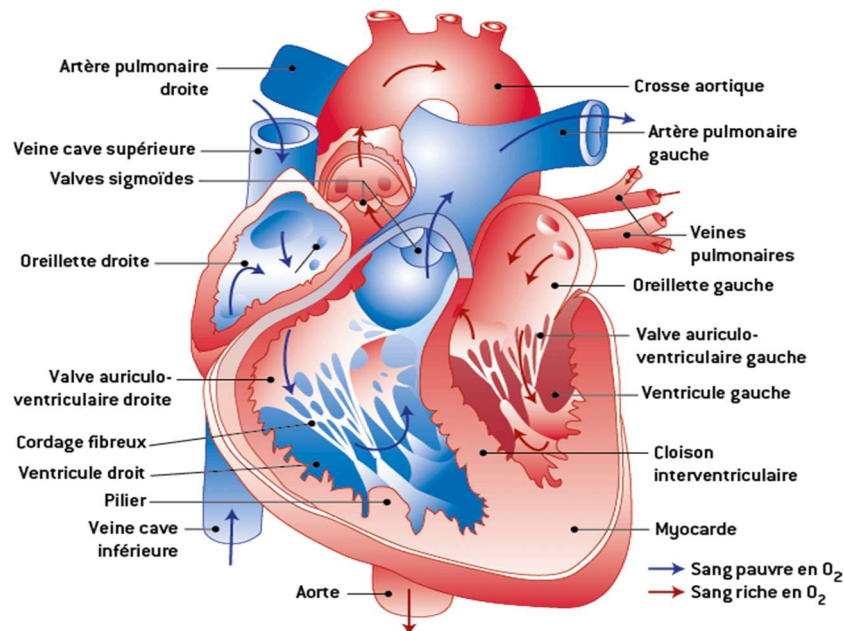


Figure 6 - Anatomie du coeur humain [14]

II.2 Fonctionnement électrique du cœur [15]

La contraction du cœur est initiée par les impulsions électriques émises par le nœud sinusal, situé dans la partie supérieure de l'oreillette droite. Ces impulsions se propagent ensuite vers le nœud auriculo-ventriculaire, qui constitue le seul point de passage entre les oreillettes et les ventricules. À ce niveau, le signal marque un léger temps d'arrêt, permettant aux ventricules de se remplir correctement.

Le signal électrique poursuit ensuite son chemin à travers le faisceau de His, qui se divise en deux branches, une pour chaque ventricule, avant d'être rapidement transmis aux fibres de *Purkinje*. Ce réseau assure une propagation rapide et coordonnée de l'influx électrique, déclenchant ainsi la contraction des ventricules (systole ventriculaire) et l'éjection du sang dans les grandes artères, notamment l'aorte.

Enfin, au cours de la diastole ventriculaire, les fibres musculaires se re-polarisent, ce qui marque la fin du cycle cardiaque et prépare le cœur à une nouvelle contraction.

II.2.1 Génération du complexe QRS

Les principales ondes qui constituent l'ECG sont décrites comme suit : (Fig. 7)

- 1) L'onde P est une déflexion correspondant à la dépolarisation des oreillettes droite et gauche.
- 2) Le complexe QRS correspond à un ensemble de déflexions dues à la dépolarisation des ventricules.
- 3) L'onde T est une déflexion correspondant à la repolarisation ventriculaire [16]

Les valeurs normales des durées des déflexions sont :

- Onde P : inférieure ou égale à 0,12s
- Onde Q : inférieure à 0,04s
- Complexe QRS : compris entre 0,06 et 0,08s.
- Onde QT : sa durée varie selon la fréquence cardiaque, elle s'allonge quand la fréquence ralentit, et se raccourcit quand la fréquence accélère. Pour une fréquence de 60 cycles par minute, la durée de l'onde QT se situe dans un intervalle [0.35s, 0.43s] et pour une fréquence cardiaque de 80 cycles par minute, elle se situe plutôt entre 0.31s et 0.39s [17]

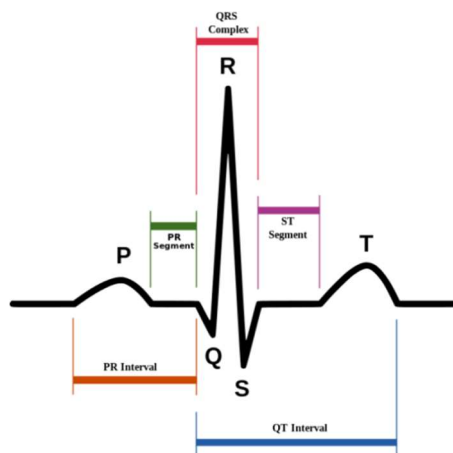


Figure 7 - Schéma du complexe PQRST [16]

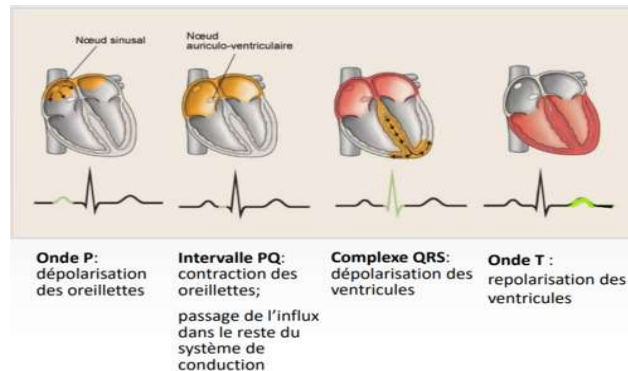


Figure 8 - Diagramme de l'activité électrique du cœur [17]

II.2.2 Le rythme cardiaque

La fréquence cardiaque, également appelée rythme cardiaque, correspond au nombre de battements du cœur par minute. Elle peut être mesurée de manière simple en prenant le pouls. Chez un adulte au repos, cette fréquence est théoriquement d'environ 70 battements par minute. Elle augmente naturellement lors d'un effort physique, pendant la digestion ou en réponse à un stress.

Lorsque la fréquence cardiaque dépasse les valeurs normales, on parle de tachycardie ; à l'inverse, si elle est trop basse, il s'agit d'une bradycardie. Le rythme cardiaque constitue un indicateur essentiel dans le diagnostic des troubles cardiovasculaires, en particulier dans le cas des arythmies. [18]

a) Rythme sinusal ou normal

Défini comme étant le rythme normal du cœur selon l'électrocardiogramme, il est avec une synchronisation correcte de la contraction du cœur suivant la séquence nœud sinusal. Il est caractérisé par un rythme cardiaque régulier, compris entre 60 et 80 battements/minute chez l'adulte au repos, avec un intervalle régulier entre chaque battement normal. [18]

b) Pathologies cardiaques

Le meilleur outil pour diagnostiquer les arythmies est l'électrocardiogramme. Dans l'analyse de l'ECG, les pathologies sont détectées en fonction de leur différence avec le rythme idéal qui est le rythme sinusal. Chaque déviation visible sur l'ECG par rapport au rythme sinusal peut être attribuée à une anomalie physiologique. [18]

c) Arythmies courantes

Les arythmies cardiaques sont une cause majeure de mortalité et un problème important des maladies cardiovasculaires. Elles surviennent lorsque le cœur bat de manière irrégulière, trop lentement (moins de 60 bpm) ou trop rapidement (plus de 100 bpm) sans raison apparente, comme un effort physique.

Ce trouble est le plus fréquent des maladies cardiaques. Il est causé par des impulsions électriques désordonnées ou anormales, entraînant une contraction irrégulière. Un battement supplémentaire est appelé extrasystole, tandis qu'un battement normal est une systole. [18]

Les arythmies varient en durée et sont classées selon leur origine :

- Arythmies supra-ventriculaires : issues des oreillettes ou de l'AT.
- Arythmies ventriculaires : prenant naissance dans les ventricules.

Si elles accélèrent le rythme cardiaque, on parle de tachycardie ; si elles le ralentissent, il s'agit de bradycardie.

d) Extrasystoles

Les extrasystoles sont des battements cardiaques anormaux déclenchés en dehors du nœud sinusal, soit dans les oreillettes (extrasystoles supra-ventriculaires), soit dans les ventricules (extrasystoles ventriculaires). Elles perturbent le rythme cardiaque normal et peuvent provoquer des palpitations ou une sensation de pause cardiaque. La fréquence cardiaque dépasse généralement 100 bpm. [18]

e) Bradycardie

C'est un battement lent du rythme cardiaque, sa fréquence est inférieure à 60bpm ; elle est dite d'origine sinusale, jonctionnelle, ou ventriculaire, selon l'origine de l'impulsion électrique au début des battements considérés. [18]

- **Bradycardie sinusale** : Le rythme est de l'ordre de 40bpm
- **Bradycardie jonctionnelle** : Le rythme est de l'ordre de 35bpm.
- **Bradycardie ventriculaire** : Le rythme a une fréquence très lente, entre 15 et 40bpm. [18]

d) Tachycardie

A l'inverse de la bradycardie, la tachycardie est caractérisée par le fait que la fréquence est supérieure à 100bpm. Elle peut être d'origine sinusale, auriculaire ou ventriculaire.

- **Tachycardie Sinusale** : Le rythme est compris entre 100 et 180bpm.
- **Tachycardie auriculaire** : Le rythme est compris entre 120 et 200bpm.
- **Tachycardie ventriculaire** : les battements sont très rapprochés. [18]

III. Principe d'enregistrement du signal ECG

Le signal ECG peut être enregistré sur différents sites du corps d'un sujet par l'intermédiaire d'électrode. Selon leurs emplacements, on distingue deux types de dérivations :

- Les dérivations précordiales (appelées V) qui sont placées sur le thorax du patient pour explorer le plan transversal du cœur
- Les dérivations périphériques ou frontales (appelées D) qui sont placées sur les 4 membres et qui explorent le plan frontal du cœur. [19]

III.1 Dérivations précordiales unipolaires

Les électrodes exploratrices sont placées près du cœur, en des endroits précis comme indiqué dans la figure 9. Ainsi, on reconnaît six Types de dérivations précordiales :

- V1 : électrode placée à droite du sternum
- V2 : électrode placée à gauche du sternum
- V3 : électrode placée à mi-distance entre V2 et le mamelon
- V4 : électrode placée sous le mamelon
- V5 : électrode placée à mi-distance entre le mamelon et la ligne axillaire
- V6 : électrode placée sur la ligne axillaire.[20]

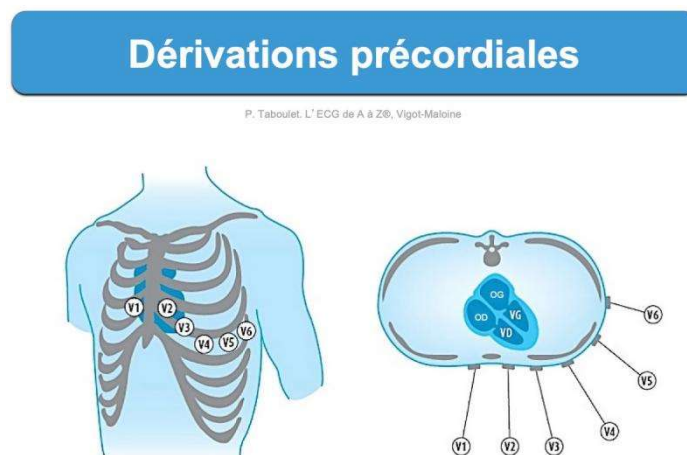


Figure 9 - Dérivations précordiales unipolaires [21].

III.2 Dérivations périphériques bipolaires

Ces dérivations sont bipolaires. Elles sont au nombre de trois. Elles permettent la mesure des différences de potentiel entre des points très éloignés au niveau du corps. On distingue :

- La dérivation I (DI) : Mesure bipolaire entre bras gauche et bras droit.
- La dérivation II (DII) : Mesure bipolaire entre jambe gauche et bras droit.
- La dérivation III (DIII) : Mesure bipolaire entre jambe gauche et bras gauche. [20]

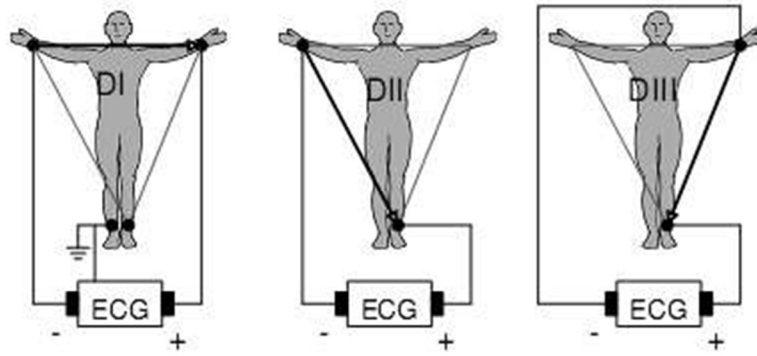


Figure 10 - Dérivations bipolaires périphériques standard [22]

III.3. Dérivations périphériques unipolaires

Elles permettent de mesurer les variations de potentiel aux extrémités du corps, au moyen d'une électrode exploratrice (pôle positif). Ce potentiel étant comparé à celui d'une électrode de référence (pôle négatif) dont le potentiel est nul. Les dérivations sont connues par aVR, aVL et aVF ; où "a" ; indique que le potentiel recueilli par chacune de ces dérivations est amplifié.

Le "V" signifie qu'il s'agit d'une dérivation unipolaire. "R", "L", "F" est (Right, Left, Foot) [20].

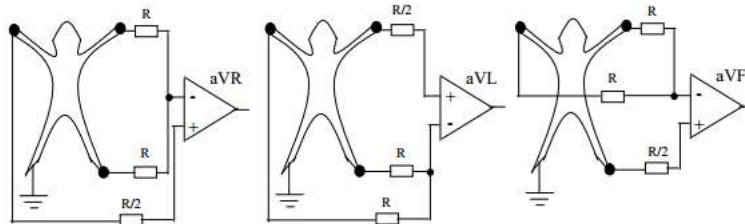


Figure 11 - Dérivations unipolaires [20]

IV. Les sources de bruits dans les signaux électrocardiographiques

Le signal ECG obtenu lors de l'enregistrement est généralement contaminé avec différentes sources de bruits. Celles-ci peuvent perturber les caractéristiques de phase et d'amplitude du signal utile. Parmi ces bruits on peut citer [20][23][24] :

a) Electromyogramme (EMG)

Il est dû aux variations de potentiel engendrées au sein des tissus musculaires. Son amplitude est la même que le signal ECG mais il se produit dans les hautes fréquences (25- 100Hz).

b) Les bruits provoqués par la ligne de base

La ligne de base est la ligne d'équilibre de l'activité cardiaque : Elle doit être isoélectrique. Des ondulations de très basses fréquences dues aux mouvements du sujet ou au mauvais contact des électrodes, peuvent perturber cette ligne (fréquence < 5Hz).

c) Interférence du réseau 50 Hz

Le bruit 50Hz est un bruit qui provient de l'alimentation par le réseau de distribution électrique. Il contamine le signal électrocardiographique ECG avec des oscillations dont l'harmonique fondamentale est à 50 Hz. Généralement, ce bruit est présent dans tous les enregistrements et il peut être assez fort, cependant il s'élimine facilement avec une opération de filtrage sélectif.

d) Artefacts de mouvements

C'est la forme de bruit la plus difficile à extraire des signaux ECG, et ceci en raison du chevauchement de son spectre avec celui de l'ECG ainsi que sa morphologie qui ressemble à celles des ondes P, QRS, T (fréquence 1-10Hz).

e) Autres bruits

Parmi les autres bruits souvent rencontrés, nous pouvons citer les artefacts dus aux :

- Mouvements des câbles électriques.
- La saturation des instruments de mesure
- Mauvaise qualité du câblage
- Port de vêtements synthétiques.
- Ondes RF émises par les équipements électro-chirurgicaux.

IV.1. Techniques de réduction du bruit

Comme vu précédemment. Il y a des bruits de hautes fréquences, provoqués par l'activité musculaire extracardiaque et les interférences dues aux appareils électriques, et des bruits de basses fréquences provoqués par les mouvements du corps liés à la respiration, les changements physicochimiques induits par l'électrode posée sur la peau et les micro variations du flux sanguin.

Pour réduire ces bruits, il faut avoir une respiration calme et éviter les mouvements ou le contact avec du métal. Il faut bien préparer la peau avant de placer une électrode (rasage des poils, lavage simple et frottement pour améliorer le flux capillaire pour les électrodes périphériques, éviter l'utilisation d'alcool). Il faut aussi éviter les chevauchements des fils d'enregistrement (boucle). [25]

On peut recourir à plusieurs types de filtre en cas de parasites :

a) Filtre passe-bas

Pour supprimer les bruits à très basse fréquence, on utilise un filtre passe-haut qui supprime en mode réel les bruits en dessous du seuil de 0,05 Hz. [25]

b) Filtre passe-haut

Pour supprimer les bruits à haute fréquence, on utilise un filtre passe-bas qui supprime en mode réel les bruits au-dessus de 150 Hz. La bande passante recommandée se situe entre 0,05 Hz et 150 Hz. Mais la majorité des appareils du marché proposent des filtres pré-réglés entre 0,5 et 40-50 Hz, car le tracé est plus stable et moins parasité. [25]

V. Intelligence Artificielle dans l'Analyse des ECG : Concepts et Techniques du Deep Learning

L'analyse des signaux électrocardiographiques (ECG) profite largement des progrès en intelligence artificielle (IA) et en apprentissage profond. Ces technologies offrent la possibilité d'automatiser la classification et l'identification des anomalies cardiaques avec une meilleure précision. Divers types d'architectures neuronales, comme les réseaux de neurones profonds (DNN), les réseaux convolutifs (CNN) et les réseaux à mémoire à long terme (LSTM), ont démontré leur efficacité dans le diagnostic assisté par ordinateur.[26]

a) Réseaux de Neurones Profonds (DNN)

Les réseaux de neurones profonds ont la capacité d'apprendre des représentations complexes des signaux ECG sans avoir besoin d'une extraction manuelle des caractéristiques. Un modèle formé sur des ECG à 12 dérivations a démontré une supériorité par rapport aux cardiologues juniors dans la détection d'arythmies, affichant des scores F1 dépassant les 80%. [27]

b) Réseaux de Neurones Convolutifs (CNN)

Les réseaux neuronaux convolutifs sont spécifiquement conçus pour l'examen des signaux ECG, car ils détectent de manière automatique des schémas distinctifs dans les enregistrements. Une recherche récente a prouvé que les modèles CNN hybrides, comme AlexNet associé à une structure à deux branches, contribuent à perfectionner la classification des anomalies cardiaques.[28]

c) Réseaux à Mémoire à Long Court Terme (LSTM)

Les LSTM, conçus pour analyser des données séquentielles, sont particulièrement efficaces pour les signaux ECG qui varient dans le temps. Une recherche approfondie sur l'application de l'apprentissage profond en électrocardiographie a démontré l'efficacité des LSTM dans la détection des pathologies cardiaques complexes.[29]

d) Modèles Hybrides et Transformers

Les structures hybrides alliant CNN et LSTM constituent une méthode plus solide pour l'analyse des signaux ECG. Dernièrement, les modèles basés sur les transformateurs ont fait leur apparition en tant qu'outils performants pour identifier les maladies cardiovasculaires, surpassant parfois les méthodes conventionnelles.[30]

L'intelligence artificielle améliore progressivement l'analyse des ECG en optimisant la précision et l'automatisation du diagnostic médical. Toutefois, certains problèmes demeurent, en particulier concernant la généralisation des modèles et l'explicabilité des décisions rendues par ces algorithmes. L'avenir pourrait être prometteur si l'on envisage d'élargir les bases de données en y intégrant davantage de diversité et d'ampleur, tout en optimisant les architectures neuronales. [29]

VI. Sécurisation des Données Médicales par Blockchain

A l'ère numérique, la sécurité des données médicales est plus cruciale que jamais. Les informations de santé sont précieuses et vulnérables. La centralisation des dossiers patients expose à des risques constants de piratage et de fuites, compromettant la vie privée. Grâce à la Blockchain, cette technologie innovante, les données médicales peuvent être stockées et partagées de manière sécurisée, transparente et immuable, redonnant ainsi aux patients le contrôle sur ses propres informations renforçant ainsi la confiance dans le système de santé. [31]

VI.1. Principes de la blockchain et des smart contracts

La blockchain est une technologie de stockage et de transmission d'informations sécurisée, transparente et fonctionnant sans organe central de contrôle. Initialement développée pour la cryptomonnaie Bitcoin, elle repose sur un registre distribué et immuable où chaque transaction est validée par un mécanisme de consensus. Ce registre est maintenu simultanément sur plusieurs ordinateurs appelés nœuds, garantissant ainsi la résilience et la sécurité du réseau.[31]

VI.2. Les transactions

Une transaction sur la blockchain suit plusieurs étapes : elle est d'abord initiée, puis vérifiée par les participants du réseau à l'aide d'un protocole de consensus. Une fois validée, elle est regroupée avec d'autres transactions dans un bloc, qui est ensuite ajouté à la chaîne existante. Chaque bloc est sécurisé par une empreinte cryptographique appelée hachage, ce qui empêche toute modification sans invalider l'ensemble de la chaîne. [31]

VI.3. Les smart contracts

Ce sont des programmes autonomes exécutés automatiquement lorsque des conditions prédéfinies sont remplies. Ils permettent d'automatiser des processus sans nécessiter d'intermédiaires, garantissant ainsi rapidité et fiabilité des transactions. Ces contrats sont

stockés sur la blockchain et bénéficient des mêmes garanties d’immuabilité et de transparence. Dans le domaine de la santé, les smart contracts peuvent être utilisés pour gérer l’accès aux dossiers médicaux, automatiser les remboursements d’assurance ou encore sécuriser le partage de données entre différentes institutions de manière contrôlée et traçable. [31]

VI.4. Avantages de la blockchain

La blockchain renforce la gestion des données médicales en garantissant leur sécurité, leur transparence et leur intégrité. [31]

a) Sécurité des données

Grâce à son architecture décentralisée et à la cryptographie avancée, la blockchain protège les dossiers médicaux contre les cyberattaques et les manipulations frauduleuses. Contrairement aux bases centralisées, elle réduit les risques d’accès non autorisé.

b) Transparence et contrôle d’accès

Les patients et les professionnels de santé peuvent gérer les autorisations d’accès aux données, garantissant un partage sécurisé et conforme aux réglementations en vigueur. Chaque modification est enregistrée de manière immuable, réduisant les fraudes.

c) Intégrité et traçabilité des données

L’immuabilité de la blockchain assure la fiabilité des antécédents médicaux et permet un suivi précis des mises à jour, facilitant ainsi l’audit et la validation des informations.

d) Amélioration de l’interopérabilité

En fournissant un registre partagé, la blockchain facilite l’échange de données entre hôpitaux, laboratoires et assurances, optimisant la coordination des soins et réduisant les erreurs médicales.

En résumé, la blockchain améliore la sécurité, la transparence et l’intégrité des données médicales tout en favorisant une meilleure interopérabilité des systèmes de santé.

VII.2. Télémédecine et Évolutions des Systèmes de Communication Médicale

La télémédecine repose sur les technologies de l'information et de la communication (TIC) pour faciliter l'interaction entre professionnels de santé et patients. Elle englobe plusieurs pratiques telles que la téléconsultation, la téléexpertise, la téléassistance et la télésurveillance.

Les avancées récentes incluent des plateformes numériques sécurisées qui assurent la confidentialité des échanges médicaux et l'accessibilité aux soins. L'intégration de l'intelligence artificielle permet d'améliorer les diagnostics à distance et d'optimiser la gestion des dossiers médicaux.

Toutefois, des défis persistent, notamment la sécurisation des données de santé et l'acceptabilité par les patients et les professionnels. Des réglementations strictes et des solutions de cybersécurité adaptées sont nécessaires pour garantir la confiance des utilisateurs et la conformité avec les normes en vigueur.[32]

VII.1. Rôle des applications mobiles et des systèmes de télémédecine

Les applications mobiles et dispositifs de télémédecine facilitent l'accès aux soins, notamment pour les patients en zones isolées ou ayant des difficultés de déplacement. Ces outils permettent un suivi en temps réel des paramètres physiologiques grâce à des capteurs connectés et des plateformes cloud.

Un exemple notable est la télésurveillance médicale d'ECG, qui permet aux patients atteints de maladies chroniques de transmettre leurs données cardiaques à leur médecin via une connexion sécurisée. Ce suivi améliore la réactivité face aux anomalies et réduit les hospitalisations inutiles.

La télémédecine contribue également à optimiser la qualité des soins en facilitant l'accès aux spécialistes, en réduisant les délais de consultation et en améliorant le suivi post-thérapeutique. Ces innovations rendent le système de santé plus efficace et accessible, tout en diminuant les coûts liés aux déplacements et aux hospitalisations.[32]

VII.2. Comparaison des technologies ECG : Un aperçu de notre approche innovante

Le tableau suivant présente une comparaison entre différentes études et projets dans le domaine des dispositifs ECG, de l'intelligence artificielle, et de la blockchain appliquée à la santé.[33], [34], [35], [36], [37], [38], [39], [40], [41], [42].

Titre	Technologie Utilisé	Avantages	Limites	Comparaison avec ce projet
"A Portable Device for a Modular System of cardiac Monitoring" [33]	Hardware: -ESP32, AD8232 Software: - UI web et mobile Communication: Wi-Fi, MQTT	-Léger et peu coûteux -Communication sans fil	-dépendance de wi-fi	Similitudes : AD8232, UI, transmission en temps réel Diff é rences: IA (CNN), blockchain
"A PDA-Based Portable Wireless ECG Monitor for Medical Applications" [34]	Hardware : Capteur ECG 3 électrodes, processeur embarqué Software : Application mobile sur PDA, transmission sans fil Algorithmes : Filtrage Du bruit, détection des anomalies basique Communication: Bluetooth	-Mobilité, grâce au PDA -Faible consommation d' énergie -Facile à utiliser	- Portée Bluetooth limitée	Similitudes : ECG portable, transmission sans fil, interface utilisateur. Différences : -Wi-Fi au lieu de Bluetooth. -IA pour l' analyse ECG. -blockchain pour la sécurité.

"Cardio V7:AI-Enhanced ECG Monitorig System for Remote Patient Care" [35]	Hardware: AD8232, STM32 Software: Application mobile, plateforme cloud pour stockage et analyse Algorithme: CNN Communicat-ion: Wi-Fi, Cloud computin	-IA pour anomalies. -accès cloud -surveillance avec alertes.	Dépendance à Internet, forte consommation énergétique, absence de blockchain.	Similitudes : Wi-Fi, IA et cloud Diff é rences: (CNN) ,blockchain
"A Wearable ECG Monitoring System with AI-Based Anomaly Detection" [36]	Hardware : Capteur ECG textile, microcontrôleur ESP32 Software: Application mobile,IA embarquée Algorithmes: -LSTM (Long Short-Term Memory) Communication: - Bluetooth Low Energy(BLE),stock-age local et cloud	Surveillance ECG en temps réel, faible consommation (BLE), IA pour détection précoce.	Puissance limitée, recalibrage fréquent	Similitudes : ECG portable, IA et sans fil Différences : CNN, la blockchain et le Wi-Fi au lieu de BLE.
"Blockchain-Based Secure Storage for ECG Data in Telemedicine" [37]	Hardware : Serveurs de stockage pour données ECG Software : Smart contracts Ethereum, chiffrement AES-256 Algorithmes : Consensus Proof-of-Authority (PoA) pour validation des transactions Communication : Transmission via API sécurisée	Sécurisation élevée, gestion des accès, traçabilité des données.	Latence, coût élevé (Ethereum), dépendance à Internet.	Similitudes : Blockchain Différences : Ce projet inclut un ECG, une interaction médecin-patient,IA .

"A Smart Wearable ECG Monitoring System With Cryptographic Blockchain Scheme" [38]	Hardware : Capteurs ECG, microcontrôleur, module Bluetooth Software : Algorithme de traitement des signaux ECG Blockchain : Ethereum, chiffrement AES-256 Communication : Bluetooth et Wi-Fi	Sécurisation des ECG, accès décentralisé, résistance aux cyberattaques.	Coût élevé, dépendance réseau, absence d' IA pour l' analyse.	Similitudes: sécurisation blockchain Différences: CNN
"Blockchain-Based Secure ECG Monitoring System for Remote Healthcare [39]	Hardware : Capteur ECG, microcontrôleur Raspberry Pi Blockchain : Hyperledger Fabric Software : Algorithme de traitement des signaux ECG Communication: Wi-Fi	Sécurisation avancée, suivi à distance fiable, protection contre les cyberattaques.	Dépendance au réseau, latence blockchain, absence d' IA	Similitudes: Blockchain Différences: Hyperledger Fabric, CNN , model
"AI-Powered ECG Classification Using Deep Neural Networks" [40]	Hardware : Serveur GPU pour l' entraînement Software : Framework TensorFlow, DNN Algorithmes : (DNN), fonction d' activation ReLU, Dropout Communication : API cloud pour déploiement du modèle	Précis, accessible via API, scalable.	Besoin de GPU, dépendance cloud, pas d' analyse locale.	Similitudes : IA Différences : Blockchain, et lien santé.
"Deep Learning-Based ECG Classification System	Hardware : Capteurs ECG, microcontrôleur	Détection précise, diagnostic en temps	Nécessite beaucoup de données, gourmand en	Similitudes:

for Remote Cardiac Monitoring" [41]	Software : (CNN) Communication: Wi-Fi	réel, moins besoin d'experts.	ressources, pas de sécurité.	CNN Différences: Blockchain
"Deep Learning-Based Portable ECG Monitoring for Cardiac Disease Detection" [42]	Hardware: Capteur ECG (ADS1299), microcontrôleur ARM Cortex-M4 Software: CNN Communication: Bluetooth	Haute précision (CNN), analyse autonome sans Internet, traitement rapide.	Nécessite beaucoup de données, gourmand en ressources, pas de sécurité.	Similitudes: CNN Différences: Blockchain

Tableau 2 - comparaison entre les études sur les technologies actuelles

Ce tableau met en évidence les avancées récentes dans le domaine des ECG portables, de l'intelligence artificielle, de la télémédecine et de la blockchain appliquée à la santé. Les solutions actuelles présentent plusieurs forces, notamment l'optimisation des modèles de diagnostic par IA et la protection des données médicales par blockchain. Cependant, certaines limites persistent, comme la dépendance aux infrastructures cloud ou le coût des dispositifs portables avancés.

Le projet proposé s'inspire de ces travaux tout en visant une intégration optimale des technologies dans une solution accessible et performante. Il apporte une amélioration en combinant l'acquisition des ECG via un dispositif portable, leur transmission sécurisée via Wi-Fi et leur analyse automatisée par IA, tout en garantissant une traçabilité et une protection des données via blockchain.

IX. Conclusion :

Ce chapitre a exploré les technologies utilisées pour la surveillance ECG, en soulignant leurs avancées et leurs limites. Malgré des progrès en détection des anomalies, des défis subsistent en matière de sécurité et de performance. La solution proposée vise à améliorer ces aspects grâce à un ECG portable, un modèle de l'IA et une sécurisation par blockchain. Les prochains chapitres détailleront sa conception et son évaluation.

Chapitre 02

Conception d'un ECG intelligent et sécurisé.

Introduction

Dans ce chapitre, nous détaillons la conception d'un dispositif ECG intelligent et sécurisé, spécifiquement développé pour la surveillance cardiaque à distance. Notre objectif est de créer un système à la fois simple d'utilisation et fiable, intégrant plusieurs technologies clés : des capteurs biomédicaux, une carte Wi-Fi pour la connectivité, l'intelligence artificielle pour l'analyse et la blockchain pour la sécurité. Ce dispositif se veut ainsi complet, portable et autonome.

Le chapitre débute par la description de l'architecture générale du système et des composants choisis, en expliquant leur rôle essentiel et les raisons de leur sélection. Ensuite il présente les méthodes utilisées pour visualiser, enregistrer et structurer les données ECG avec les informations du patient.

Nous démontrons aussi comment un modèle d'intelligence artificielle permet de détecter automatiquement les anomalies dans les signaux ECG. Enfin, nous expliquons comment ces données sensibles peuvent être protégées de manière robuste grâce à la technologie blockchain.

Ce chapitre établit ainsi les bases techniques fondamentales de notre projet, préparant le terrain pour la réalisation concrète qui sera détaillée dans le chapitre suivant.

Architecture globale du système ECG intelligent

I.1 Schéma fonctionnel global du système

Le système conçu s'articule autour de plusieurs composants interdépendants assurant l'acquisition, la transmission, l'analyse, et la sécurisation des données ECG. L'objectif principal est de proposer une solution portable, automatisée et fiable pour le suivi cardiaque à distance.

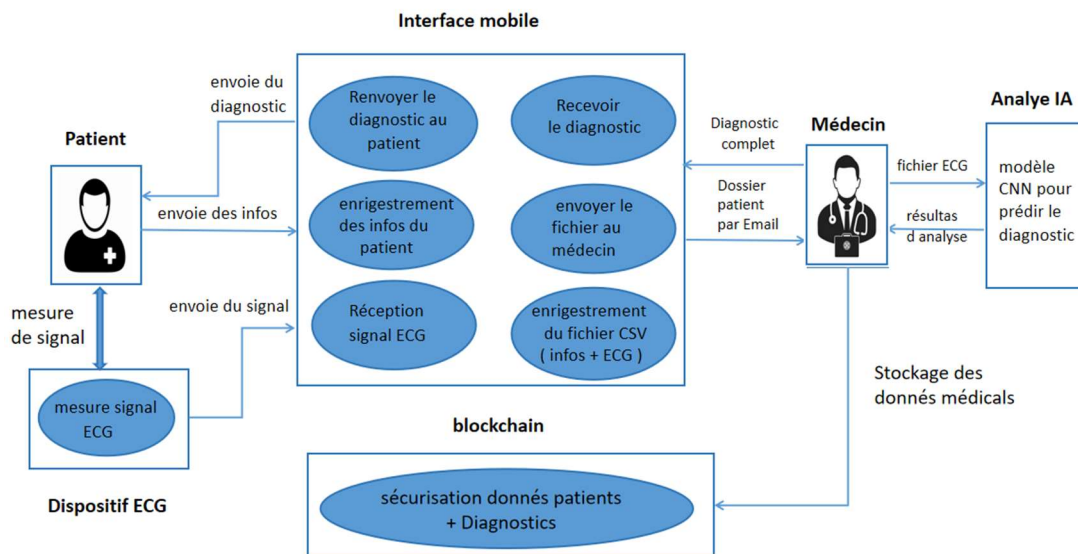


Figure 12 : Schéma fonctionnel global du système

I.2 Étapes du traitement : de l'acquisition à la blockchain

Le système conçu s'articule autour de plusieurs composants interdépendants assurant l'acquisition, la transmission, l'analyse, et la sécurisation des données ECG. L'objectif principal est de proposer une solution portable, automatisée et fiable pour le suivi cardiaque à distance.

La première étape du système consiste en la mesure du signal ECG via un capteur analogique AD8232, spécialisé dans l'amplification et le filtrage des signaux cardiaques. Ce capteur est connecté au microcontrôleur Wemos D1, qui permet la conversion du signal analogique en

données numériques grâce à son convertisseur ADC intégré. L'ensemble est alimenté par une batterie lithium-ion rechargeable, ce qui rend le dispositif entièrement mobile et autonome.

Une fois numérisé, le signal est transmis en temps réel via la connexion Wi-Fi intégrée du Wemos D1 vers une interface de réception. Dans une phase initiale, cette visualisation se fait à travers le moniteur série (Serial Plotter) de l'Arduino IDE, ce qui permet une vérification rapide et efficace du bon fonctionnement du capteur. Par la suite, les données sont dirigées vers une application web, permettant un affichage dynamique du signal ECG dans un graphique lisible par le médecin.

Le signal reçu est enregistré dans un fichier CSV contenant également les informations du patient : nom, âge, sexe, pathologies chroniques. Ce fichier peut être téléchargé par le patient, puis envoyé au médecin pour analyse ou archivage. Ce choix de format favorise une compatibilité étendue avec les outils d'analyse de données et les systèmes d'information médicale.

L'analyse automatique des signaux ECG est assurée par un modèle de Deep Learning de type CNN (Convolutional Neural Network), entraîné à partir du dataset PTB-XL. Ce modèle est capable de détecter différentes anomalies cardiaques à partir d'un seul canal (1 lead) ou 12 canaux (12 leads), ce qui le rend compatible avec le signal capté par le capteur AD8232. Une fois le signal traité, le diagnostic est généré automatiquement et peut être affiché à l'utilisateur ou transmis au médecin via l'application.

Pour garantir l'intégrité et la confidentialité des données médicales, une simulation de stockage sécurisé par blockchain a été développée via un smart contract Ethereum sur l'environnement Remix IDE. Le médecin peut stocker les diagnostics reçus, ainsi que les informations du patient, dans une blockchain publique ou privée. Ce mécanisme permet de garantir l'immuabilité des données, d'assurer leur traçabilité, et de limiter les risques de falsification ou de perte, tout en renforçant la confiance du patient dans le système.

Ce système distribué et intelligent permet ainsi d'assurer une chaîne complète de mesure, transmission, diagnostic et sécurisation, en associant performance, accessibilité et protection des données médicales sensibles.

I.3 Conception électronique et matérielle

I.3.1 Fonctionnement de chaque composant

I.3.1.1. Capteur AD8232

Le capteur AD8232 est un circuit intégré conçu pour le conditionnement des signaux bipotentiels, ce qui le rend idéal pour les applications ECG. Ce composant est particulièrement adapté aux dispositifs portables grâce à plusieurs de ses caractéristiques clés :

- Faible consommation d'énergie (170 μ A typique)
- Compatible avec une tension d'alimentation unique (2,0 V à 3,5 V).

L'AD8232 permet d'extraire, d'amplifier et de filtrer les signaux cardiaques mêmes dans des conditions bruyantes. [43]

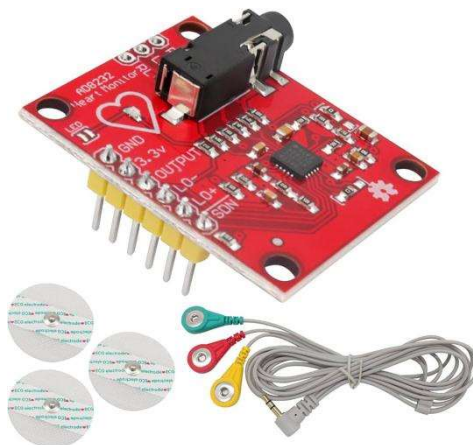


Figure 13 - La carte de monitoring de fréquence cardiaque AD8232 [44]

Caractéristiques Techniques du AD8232 [43]

1. Gain et Filtrage

- Gain élevé ($G = 100$) avec blocage des tensions continues.
- Intègre un filtre passe-haut ajustable à 2 pôles pour éliminer les artefacts de mouvement.
- Dispose d'un filtre passe-bas ajustable à 3 pôles pour réduire le bruit.

2. Rejet des Interférences

- Offre un taux de réjection en mode commun (CMRR) de 80 dB (DC à 60 Hz).

a) Filtrage Passe-Haut :

1. L'utilisation d'un réseau RC sert à éliminer les décalages des électrodes (± 300 mV) et les artefacts basse fréquence.
2. La fréquence de coupure recommandée varie de 0,5 Hz à 7 Hz selon l'application spécifique de l'ECG.

b) Filtrage Passe-Bas :

1. Pour atténuer le bruit haute fréquence (interférences électromagnétiques, bruit musculaire, on implémente souvent un filtre Sallen-Key avec un amplificateur opérationnel intégré.
2. La fréquence de coupure typique pour un ECG standard est de 40 Hz.

c) Détection des Électrodes :

La bonne connexion des électrodes est fondamentale pour la qualité du signal

1. La détection peut s'effectuer en AC pour les configurations à deux électrodes ou en mode DC pour trois électrodes.
2. Des résistances de polarisation recommandées d'une valeur de 10 M Ω . Sont recommandées pour assurer un bon couplage.

d) Alimentation et Référence :

Une alimentation stable est nécessaire pour le bon fonctionnement de l'appareil

1. Pour éviter les surtensions, l'appareil, alimenté avec une batterie Li-ion (3 V) est connecté à un régulateur LDO pour protéger l'appareil et fournir une tension stable
2. Afin d'obtenir un signal centré autour d'une tension de référence, il est nécessaire de configurer la référence interne (REFOUT) [43]

e) Avantages pour un ECG portable

La configuration, telle décrite ci-dessous, offre plusieurs avantages pour développer un ECG portable performant et pratique :

1. Minimisation des composants.
2. Faible consommation.
3. Signal propre.

I.3.1.2. Arduino WeMos D1

Le WeMos D1 est une carte de développement basée sur le module Wi-Fi ESP8266, conçue avec une disposition compatible Arduino Uno (bien qu'il ne s'agisse pas d'une carte Arduino Uno). Elle intègre un processeur 32 bits et une mémoire flash étendue, idéale pour des projets IoT nécessitant une connectivité Wi-Fi. [45]

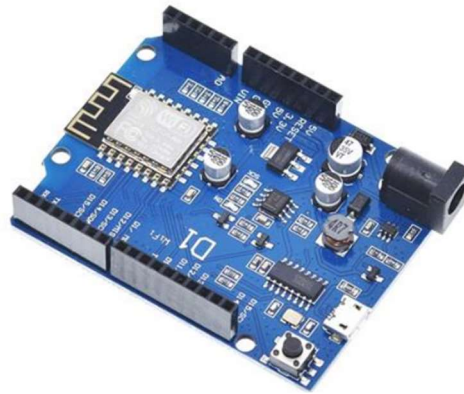


Figure 14 - La carte Arduino wemos D1[45]

1.1.1.1 Caractéristiques Techniques

- **Microcontrôleur:** ESP8266EX.
- **Tension d'alimentation :** 3.3V (**attention :** incompatible avec les signaux 5V sans adaptation).
- **Broches d'entrée/sortie :**
- **Numériques :** 11 (supportent PWM, SPI, I2C).
- **Analogique :** entrée ADC (10 bits).
- **Mémoire :** 4 Mo de flash
- **Fréquence d'horloge :** 80 MHz (portée à 160 MHz par overclocking)
- **Connectivité (USB+WIFI):** USB Micro-B pour l'alimentation et la programmation, avec WiFi intégré (802.11 b/g/n)
- **Dimensions :** 68.6 mm × 53.4 mm (format compatible avec un Arduino Uno). [45]

1. Configuration Typique pour un Projet IoT

- **Alimentation :** Via USB (5V converti en 3.3V interne) ou via broche 3.3V (max 500 mA).
- **Programmation :** Compatible avec l'IDE Arduino (nécessite le pilote CH340G).

Bibliothèques recommandées : ESP8266WiFi.h, ESPAsyncWebServer.h. [45]

2. Avantages / Inconvénients de la carte Arduino wemos D1

Avantages	Inconvénients
Prix abordable (~5-10€).	Tension exclusive 3.3V (risque de dommage avec du 5V).
Compatibilité Arduino (layout).	Mémoire RAM limitée (80 ko).
WiFi intégré et faible consommation.	1 seule entrée analogique.

Tableau 3- 2. Avantages / Inconvénients de la carte Arduino wemos D1

I.3.1.3. Les Électrodes Médicales

Les électrodes ECG sont des transducteurs de contact cutané qui convertissent l'activité ionique cardiaque en signal électrique mesurable. [46]



Figure 12 - Électrodes AD8232 [47]

Pour l'AD8232, les **électrodes recommandées sont de type Ag/AgCl (Argent/Chlorure d'Argent)** :

- ◆ *Standard médical : Faible polarisation et potentiel stable* grâce à leur polarisation (± 300 mV).
- ◆ **Structure :**
 - Couche d'AgCl en contact cutané
 - Gel électrolytique conducteur

◆ **Avantages techniques :**

- Bruit réduit : impédance de contact basse
- Sécurité : Conforme é la norme IEC 60601. [46]

1. Configurations Standard pour un système à 3 Électrodes (ECG)

Électrode	Position Anatomique	Broche AD8232	Rôle
RA	Poignet droit	-IN	Référence négative
LA	Poignet gauche	+IN	Signal positif
RL	Cheville droite	RLD	Réjection du mode commun

Tableau 4- Configurations Standard pour un système à 3 Électrodes (ECG)

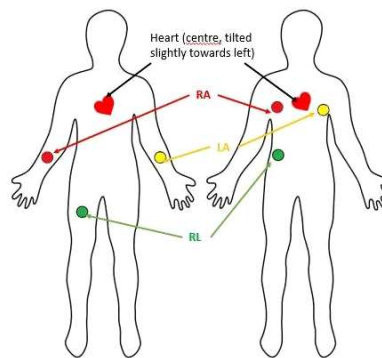


Figure 13 - Configurations Standard pour un Système à 3 Électrodes (ECG) [48]

a) Placement Limb Leads (Dérivations des Membres)

Électrodes :

- **RA (Right Arm)** : Bras droit → Broche -IN de l'AD8232.
- **LA (Left Arm)** : Bras gauche → Broche +IN de l'AD8232.
- **RL (Right Leg)** : Jambe droite → Broche RLD (masse de référence).

Avantages :

- Configuration **standard** pour l'ECG diagnostique.
- Permet de mesurer la dérivation **Lead I** (LA-RA).

b) Placement Modified Chest Leads (Dérivations Thoraciques Modifiées)

Électrodes :

- **RA** : Bras droit → -IN.
- **LA** : Position thoracique (ex. V1–V6) → +IN.
- **RL** : Jambe droite → RLD.

Avantages :

- Capture des signaux cardiaques localisés (utile pour l'analyse des anomalies).
- Souvent utilisé en télémétrie ou surveillance ambulatoire. [46]

c) Comparaison des Configurations :

Paramètre	Dérivations périphériques	Dérivations thoraciques modifiées
Dérivation Mesurée	Lead I (différence LA-RA)	Signal unipolaire (ex. V1–V6)
Usage	ECG généraliste	Détection d'ischémie/localisation
Stabilité	Excellente (peu d'artefacts)	Sensible aux mouvements

Tableau 5 - comparaison entre les dérivations

I.3.1.4. Module de charge TP4056

Le module de charge TP4056 est un circuit intégré de charge linéaire CC/CV (courant constant/tension constante) conçu pour les batteries Li-ion 18650. C'est un composant clé pour la gestion efficace de la charge des batteries Lithium-ion. Il intègre des protections contre les surtensions, les décharges profondes et les courts-circuits, et peut être alimenté via USB ou une source externe 5V. [49]

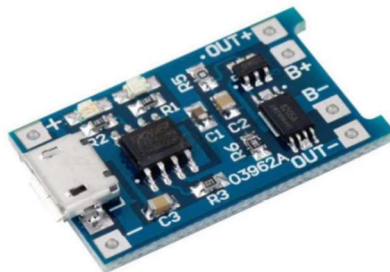


Figure 14 - Module de charge TP4056 [49]

1.1.1.2 Caractéristiques Techniques

IC Principal : TP4056.

Tension d'entrée : 4.5V–5.5V (microUSB ou bornier).

Tension de charge : 4.2V ($\pm 1.5\%$).

Courant de charge : 1A max (réglable via la résistance R3, voir tableau ci-dessous).

Indicateurs LED :

Rouge : Charge en cours.

Bleu : Charge terminée.

Protections intégrées :

- Décharge profonde (UVLO).
- Surchauffe.
- Court-circuit.

Dimensions : $27 \times 17 \times 1$ mm.

3. Branchement Standard

Alimentation :

Via micro USB ou bornier +/- (5V).

Batterie:

B+/B- aux pôles de la batterie 18650.

Sortie charge :

OUT+/OUT- pour alimenter le circuit (à déconnecter pendant la charge). [49]

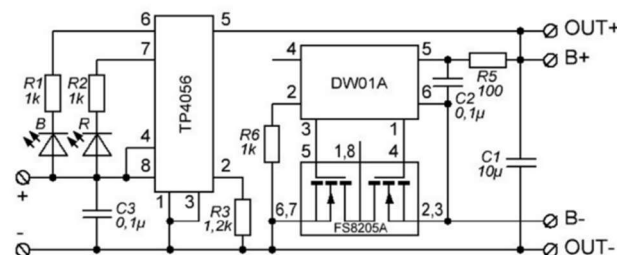


Figure 15 - Schéma électronique du TP4056 [49]

I.3.1.5. Batterie 18650 Li-ion Utilisée avec le Chargeur TP4056

Définition Technique

La batterie 18650 est un accumulateur lithium-ion (Li-ion) de format standardisé, caractérisé par :

Dimensions : 18 mm de diamètre × 65 mm de longueur (d'où le nom "18650").

Tension nominale : 3.7 V (plage de fonctionnement : 2.5 V à 4.2 V).

Capacité typique : 2000 mAh à 3500 mAh (selon le modèle).

Cathode : Généralement oxyde de lithium-cobalt (LiCoO_2) ou lithium-fer-phosphate (LiFePO_4).

Anode: Graphite. [50]



Figure 16 - Batterie 18650 Li-ion [51]

2. Compatibilité avec le Chargeur TP4056

Spécifications clés :

Tension de charge maximale : 4.2 V ($\pm 1.5\%$) – adaptée aux 18650 classiques (LiCoO_2).

Courant de charge : Réglable (par défaut 1A, modifiable via la résistance R3).

Décharge profonde (coupe à ~ 2.5 V pour éviter d'endommager la batterie).

Surcharge (arrêt à 4.2 V).

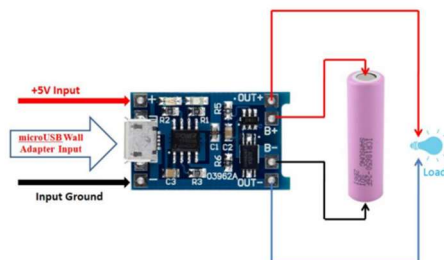


Figure 17 - Exemple d'application [50]

Affichage et enregistrement du signal ECG et des métadonnées patientes

Cette section présente les deux méthodes envisagées pour l'affichage en temps réel du signal ECG et son enregistrement dans un fichier CSV contenant également les informations du patient. Ces méthodes permettent de vérifier le bon fonctionnement du système à différentes étapes et offrent une flexibilité dans l'exploitation des données.

II.1. Objectif de la section

Cette étape poursuit un double objectif :

1. Visualiser en temps réel le signal ECG capté par le capteur AD8232.
2. Enregistrer les données dans un fichier CSV comprenant

- Le signal ECG brut
- Les informations du patient :
 - ◆ Nom et Prénom
 - ◆ Âge et sexe
 - ◆ Antécédents médicaux

Les méthodes étudiées : deux approches sont comparées :

Méthode 1 :

1. Visualisation via le Serial Plotter d'Arduino IDE
2. Enregistrement local via un script Python.

Méthode 2 :

1. Visualisation via une application web pour la gestion des données.

II.1.1. Méthode 1 : Affichage via Arduino IDE et enregistrement avec Python

Étape 1 : Configuration de l'environnement

- **IDE Arduino** : Environnement de développement open-source utilisé pour programmer la carte Wemos D1. [52]

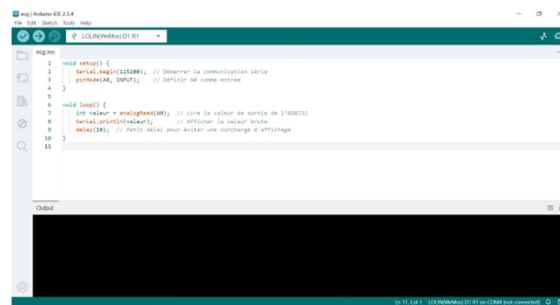


Figure 18 - Arduino IDE

- a) Nécessite l'installation de la carte ESP8266 via le gestionnaire de cartes.
- b) Communication série à 115200 bauds recommandée pour une visualisation fluide.

Étape 2 : Acquisition du signal ECG

- Le signal analogique ECG est acquis par le capteur AD8232.
- Il est connecté à l'entrée analogique A0 du microcontrôleur Wemos D1.

Étape 3 : Affichage dans le Serial Plotter

- L'IDE Arduino permet un affichage en temps réel du signal analogique numérisé sous forme de graphique via l'outil **Serial Plotter**. (Fig. 12)



Figure 19 - Arduino serial plotter [53]

- Ce dernier lit les données envoyées via la liaison série (port COM) et les trace automatiquement.
- L'intervalle d'échantillonnage est défini dans le code Arduino (10 ms pour un signal à 100 Hz).

Étape 4 : Récupération et enregistrement des données ECG avec Python

- Un script Python récupère les données via le port série.
- L'enregistrement couvre 10 secondes à 100 Hz, soit 1000 points.
- Les métadonnées sont saisies en amont dans le script (nom, âge, sexe, antécédents).

Environnement de développement : Visual Studio Code

Visual Studio Code est un éditeur de code source multiplateforme, gratuit et open source, développé par Microsoft. Il permet la programmation dans différents langages tels que Python, C++, JavaScript, HTML, etc. [54]



Figure 20 - Visual Studio Code [54]

Bibliothèques Python utilisées

Le script Python repose sur les bibliothèques suivantes :

Pyserial : c'est une bibliothèque Python permettant de communiquer avec des ports série. Elle est utilisée ici pour lire en temps réel les données envoyées par le Wemos D1. [55]

CSV : c'est une bibliothèque standard de Python permettant de manipuler des fichiers au format CSV (Comma Separated Values). Elle permet ici la création d'un fichier structuré avec une ligne d'en-tête et des lignes de données ECG. [56]

Datetime: C'est une bibliothèque standard permettant de manipuler des dates et heures. Elle est utilisée pour horodater chaque point de mesure (timestamp) afin de reconstituer le signal ECG sur 10 secondes à une fréquence de 100 Hz. [57]

II.1.2 Méthode 2 : Affichage via une application mobile interactive

Étape 1: Connexion au dispositif

- L'utilisateur choisit le point d'accès Wi-Fi généré par le Wemos D1 mini.
- Il saisit le mot de passe Wi-Fi dans un formulaire.

Étape 2: Interface de saisie patient

- L'application propose un formulaire permettant de saisir : Nom, Prénom, Âge, Sexe, Pathologies chroniques

Étape 3: Visualisation en temps réel

- Le signal ECG est reçu en temps réel via WebSocket ou Fetch API.
- Il est affiché à l'aide de la bibliothèque Chart.js, un outil de visualisation JavaScript.

Étape 4 : Enregistrement des données dans un fichier CSV

- L'utilisateur déclenche l'enregistrement via un bouton "Démarrer l'enregistrement".

Options proposées:

- Créer un nouveau fichier CSV (saisie manuelle du nom du fichier).

Le fichier CSV contiendra :

- Le timestamp (temps écoulé en millisecondes ou secondes),
- Les points ECG,
- Les métadonnées du patient.

II.1.2.1. Méthode 2.1 : Affichage via une application Web

Technologies utilisées

Technologie	Type	Définition	Utilité dans le projet
HTML [63]	Langage de balisage	Le HyperText Markup Language est le langage standard utilisé pour structurer le contenu d'une page web.	Structure la page de l'interface ECG : formulaires, boutons, conteneurs du graphe, etc.
CSS [63]	Langage de style	Le Cascading Style Sheets permet de définir la présentation visuelle des éléments HTML.	Mise en forme esthétique de l'interface : couleurs, disposition, responsivité.
JavaScript [63]	Langage de programmation	Langage de script exécuté côté client dans le navigateur pour rendre la page interactive.	Gère l'affichage dynamique du graphe ECG, la lecture des données, et l'enregistrement dans un fichier CSV.
Chart.js [58]	Bibliothèque JS	Bibliothèque JavaScript open source permettant de tracer des graphiques dynamiques dans une page HTML.	Affiche le signal ECG en temps réel sous forme de courbe.
FileSaver.js [60]	Bibliothèque JS	Outil JS permettant de générer et télécharger des fichiers directement depuis le navigateur.	Permet de sauvegarder les données ECG et métadonnées dans un fichier CSV local.
CodePen [61]	IDE en ligne	Plateforme de développement front-end dans le navigateur pour HTML, CSS et JS.	Utilisé pour prototyper rapidement l'interface et tester les fonctionnalités avant hébergement.
Tiiny Host [58]	Hébergeur web statique	Service en ligne gratuit ou freemium pour héberger des sites web statiques (sans backend).	Héberge l'application ECG développée en HTML/CSS/JS.

WebIntoApp [62]	Outil de conversion	Service en ligne qui transforme un site web en une application mobile Android.	Convertit le site ECG hébergé en une application Android installable.
CSV (Comma-Separated Values)	Format de fichier	Format de fichier texte utilisé pour stocker des données tabulaires séparées par des virgules.	Stocke les signaux ECG horodatés et les informations patient pour traitement ou analyse future.
Wi-Fi Access Point (AP)	Protocole réseau	Mode de fonctionnement réseau dans lequel un appareil agit comme un routeur Wi-Fi.	Le Wemos crée un AP auquel l'utilisateur se connecte pour accéder à l'application ECG localement.

Tableau 6- Technologies utilisées pour l'application web

II.1.2.2. Méthode 2.2 : Affichage via une application mobile

Technologies utilisées

N°	Outil	Définition académique	Rôle dans le projet PFE	Référence
1	Flutter SDK	Framework UI open-source développé par Google pour créer des applications multiplateformes avec une seule base de code.	Permet de développer l'interface de l'application mobile sur Android et iOS à partir d'un seul code source.	[63]
2	Dart SDK	Langage de programmation orienté objet utilisé par Flutter, conçu pour le développement frontend.	Langage principal utilisé pour implémenter la logique de l'application et les composants Flutter.	[64]
3	Android Studio	Environnement de	Utilisé pour coder, tester et	[65]

		développement intégré (IDE) officiel pour Android, avec support de Flutter via plugins.	déployer l'application mobile, avec des outils intégrés pour le debug Android.	
4	Visual Studio Code	Éditeur de code léger, multiplateforme, avec des extensions Flutter et Dart disponibles.	Alternative à Android Studio pour un développement plus léger, notamment utile pour coder rapidement.	[66]
5	Android SDK	Ensemble d'outils et de bibliothèques nécessaires à la compilation et à l'exécution d'applications Android.	Nécessaire pour compiler l'application vers Android et exécuter des tests sur l'émulateur ou un vrai appareil.	[67]
6	AVD (Android Virtual Device)	Émulateur intégré dans Android Studio permettant de simuler différents appareils Android.	Utilisé pour tester l'application sans nécessiter un appareil physique.	[68]
8	Git	Système de gestion de version distribué permettant de suivre les modifications du code.	Permet de sauvegarder et partager le code du projet en équipe, notamment via GitHub.	[69]
9	Flutter DevTools	Suite d'outils de diagnostic et de	Sert à analyser les performances, surveiller la	[70]

		profilage pour Flutter.	mémoire et le rendu de l'application pendant l'exécution.	
--	--	-------------------------	---	--

Tableau 7- Technologies utilisées pour l'application mobile

II.2 Détection automatique des anomalies via l'Intelligence Artificielle

II.2.1. Aperçu du Deep Learning

Le deep learning (ou apprentissage profond) est une branche de l'intelligence artificielle (IA) et du machine learning qui repose sur l'utilisation de réseaux de neurones artificiels comportant plusieurs couches (appelés réseaux profonds). Ce type d'algorithme est particulièrement performant pour apprendre à partir de grandes quantités de données et a démontré une efficacité remarquable dans de nombreuses tâches de classification et de régression. [71]

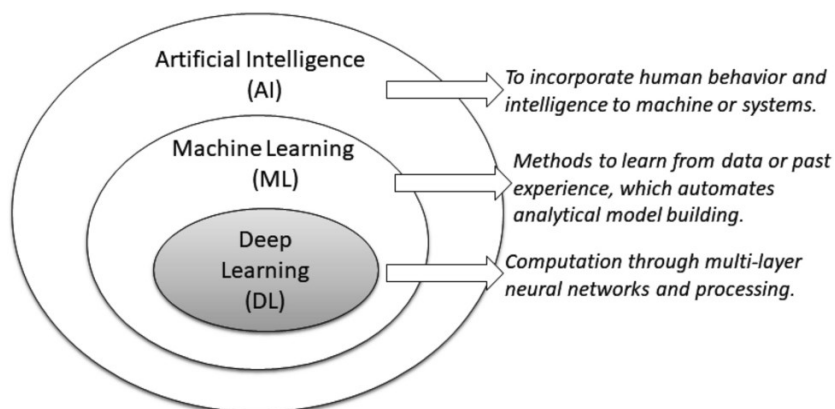


Figure 21 - Hiérarchie de l'intelligence artificielle. [71]

II.2.2. Modèles de Deep Learning choisis

II.2.2.1. Justification scientifique des choix

- Adaptabilité aux signaux ECG (séries temporelles)
- Robustesse au bruit physiologique (artefacts musculaires/respiratoires)
- Faible complexité computationnelle adaptée aux contraintes embarquées.

Comparaison technique des architectures couramment utilisés pour l'entraînement des signaux ECG :

Modèle	Avantages pour les signaux ECG	Inconvénients
CNN (Convolutional Neural Network)	Extrait automatiquement les caractéristiques locales des signaux ECG ; très performant pour la classification ; robuste au bruit	Peut perdre des dépendances à long terme si non combiné avec d'autres architectures
RNN (Recurrent Neural Network)	Capture bien les dépendances temporelles longues ; utile pour des séquences continues	Entraînement lent ; problème de vanishing gradient ; moins performant que les CNN sur des signaux bruyants
LSTM (Long Short-Term Memory)	Résout les limites du RNN classique ; excellent pour modéliser les séquences ECG longues et complexes	Coûteux en calcul ; nécessite plus de données et de temps d'entraînement
GRU (Gated Recurrent Unit)	Plus léger que le LSTM avec des performances comparables ; bon équilibre entre précision et vitesse	Moins d'interprétabilité et légèrement moins précis que LSTM sur données très complexes
Transformer	Capture efficacement les dépendances globales ; très puissant sur grandes bases de données ECG	Très gourmand en ressources ; difficile à entraîner sur de petits jeux de données
MLP (Perceptron multicouche)	Simple à implémenter ; utile pour des données prétraitées ou des features extraites	Inefficace sur les signaux bruts ; ne capte pas les motifs locaux ou temporels naturellement

Tableau 8- Comparaison technique des architectures couramment utilisés pour l'entraînement des signaux ECG

Donc Le CNN reste souvent le meilleur compromis pour les signaux ECG bruts : il combine performance, vitesse, et simplicité d'entraînement

II.2.2.2. Réseaux de Neurones Convolutifs (CNN)

Les Convolutional Neural Networks (CNN) sont une catégorie d'algorithmes de deep learning particulièrement adaptés pour traiter des images ou analyser des signaux structurés (comme l'ECG). Inspirés du fonctionnement du cortex visuel humain qui reconnaît les formes, les CNN sont capables d'identifier automatiquement les motifs des caractéristiques dans les données brutes.

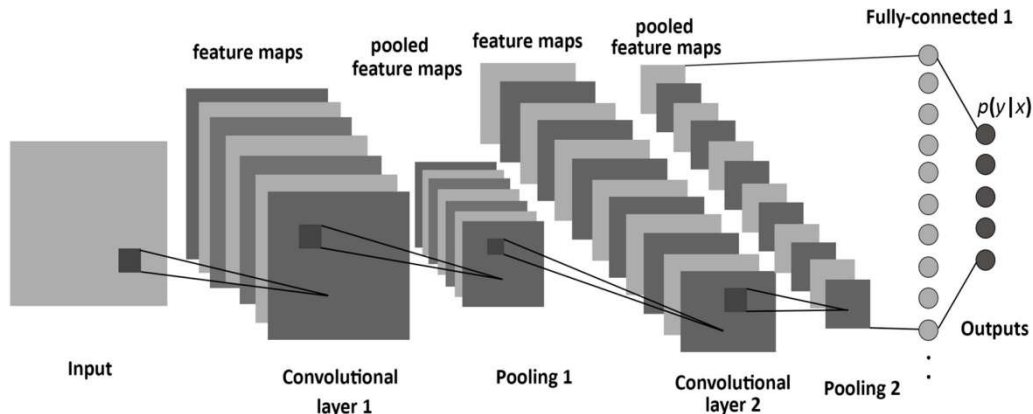


Figure 22 - Architecture typique d'un réseau de neurones convolutif. [72]

Un réseau CNN traite un signal ou une image en le faisant passer à travers plusieurs couches, chacune remplissant une fonction précise d'extraction et d'interprétation des caractéristiques :

➤ Couches de Convolution

Les couches convolutionnelles sont le cœur des CNN. Elles appliquent des filtres ou noyaux aux données d'entrée (par exemple, un segment de signal ECG) pour détecter des motifs simples, comme des pics, des variations ou des structures régulières. Chaque filtre glisse sur les données et génère une carte de caractéristiques (feature map), qui met en évidence les informations importantes du signal original.

➤ Couches de Pooling

Les couches de pooling, aussi appelées sous-échantillonnage, réduisent la taille des cartes de caractéristiques tout en conservant les informations essentielles. La méthode la plus courante est le max-pooling, qui sélectionne la valeur maximale dans chaque sous-région. Ce processus permet de diminuer la complexité computationnelle et rend le modèle plus robuste face aux variations des données.

➤ Couches entièrement connectées (Fully Connected Layers)

Après les étapes de convolution et de pooling, les cartes de caractéristiques sont aplaties en un vecteur 1D. Ce vecteur est ensuite traité par une ou plusieurs couches denses (fully connected), qui réalisent la classification finale en combinant les différentes caractéristiques extraites.

➤ Apprentissage et Optimisation

Le CNN apprend en ajustant les poids des filtres et des couches denses à travers un processus appelé rétropropagation (backpropagation). L'erreur entre la prédiction du modèle et la vérité terrain (label) est calculée, puis utilisée pour ajuster les poids dans le but de minimiser cette erreur. Des algorithmes d'optimisation tels que Gradient Descent ou Adam sont utilisés pour faciliter cette mise à jour. [72]

II.2.3 Outils et Frameworks Utilisés

Le développement de modèles de deep learning nécessite des outils et bibliothèques spécialisés. Voici les principaux outils utilisés dans notre projet :

II.2.3.1 Base de données : PTB-XL

Le PTB-XL (Physikalisch-Technische Bundesanstalt Extended ECG Dataset) est une base de données publique de signaux électrocardiographiques proposée par Wagner et al., 2020. Elle comprend plus de 21 000 enregistrements ECG de 10 secondes, collectés avec 12 dérivations standards, à une fréquence d'échantillonnage de 500 Hz. Ces enregistrements sont annotés selon des

classifications cliniques (SCP-ECG codes), permettant une classification multiclasse fiable des anomalies cardiaques.

Cette base de données est largement utilisée dans la recherche pour l'entraînement de modèles d'apprentissage profond dans le domaine médical en raison de sa richesse, de sa qualité et de sa structure standardisée. [73] [74]

II.2.3.2. Kaggle

Kaggle est une plateforme de science des données développée par Google, permettant aux chercheurs et ingénieurs de partager des jeux de données, des notebooks et de participer à des compétitions de machine learning. Dans ce travail, Kaggle a été utilisé comme source fiable pour le téléchargement du dataset PTB-XL, via l'API officielle de Kaggle. [75]



Figure 23 – Kaggle [76]

II.2.3.3. Google Drive

Google Drive est un service de stockage en ligne gratuit proposé par Google, permettant de stocker, partager et synchroniser des fichiers dans le cloud. Il est utilisé comme espace de sauvegarde et d'organisation des données (dataset, notebooks, modèles entraînés), facilitant leur accès depuis Google Colab. [77]



Figure 24 - Google drive [78]

II.2.3.4. Google Colab

Google Colaboratory (Colab) est un environnement de développement cloud basé sur Jupyter Notebook, proposé par Google. Il offre un accès gratuit aux processeurs GPU/TPU, ce qui le rend adapté à l'entraînement de modèles complexes de deep learning sans infrastructure locale.



Figure 25 - Google colab [79]

Avantages:

- Exécution de code Python dans le cloud.
- Intégration directe avec Google Drive et Kaggle.
- Accès aux bibliothèques scientifiques standards. [80]

II.2.3.5. Bibliothèques Python à Utiliser

Les bibliothèques suivantes sont utilisées dans ce projet pour le traitement, la visualisation et l'entraînement du modèle :

Bibliothèque	Description
NumPy [81]	Bibliothèque fondamentale pour le calcul scientifique. Elle permet la manipulation efficace de tableaux multidimensionnels et de matrices.
Pandas [82]	Fournit des structures de données puissantes pour l'analyse et la manipulation de données tabulaires (CSV, Excel, etc.).
Matplotlib [82]	Bibliothèque de visualisation 2D permettant de créer des graphiques personnalisés pour explorer les données.
Seaborn [83]	Basée sur Matplotlib, elle facilite la création de graphiques statistiques avec une meilleure esthétique.
WFDB [84]	Outil spécialisé pour la lecture et l'analyse de fichiers de signaux physiologiques dans le format PhysioNet, comme les ECG.
Scikit-learn [85]	Bibliothèque de machine learning pour l'entraînement, la validation et l'évaluation de modèles (précision, F1-score, etc.).
TensorFlow [86]	Framework open-source développé par Google, utilisé pour construire, entraîner et déployer des modèles de deep learning.
Keras [87]	Interface haut niveau de TensorFlow permettant de construire des modèles de deep learning de manière simple et modulaire.
OS / Glob [88]	Bibliothèques standards de Python pour la manipulation des fichiers, des dossiers, et la recherche automatique de chemins.

Tableau 9 - Bibliothèque utilisées en deep learning

Sécurisation des données médicales par Blockchain

III.1. Justification technologique

La technologie blockchain s'impose de plus en plus dans le domaine de la santé pour répondre à quatre impératifs fondamentaux :

- La traçabilité (Horodatage cryptographique des transactions)
- La confidentialité (assurée par des mécanismes de chiffrement)
- L'intégrité des données médicales (garantie par l'invariabilité du registre distribuer)
- La durabilité (par la réplication décentralisée des données).

Dans le contexte du présent projet, garantir l'authenticité et la préservation à long terme des données échangées constitue une exigence fondamentale. L'électrocardiogramme (ECG), signal biomédical sensible, est désormais reconnu comme un identifiant biométrique à part entière [89]. Il convient donc d'adopter une solution technologique robuste pour son stockage et sa

gestion. La technologie blockchain a été sélectionnée pour répondre à quatre impératifs fondamentaux :

Immutabilité : Une fois enregistrées, les données ne peuvent être modifiées ou supprimées, garantissant ainsi leur intégrité.

Traçabilité : Chaque transaction est horodatée et liée à l'utilisateur qui l'a effectuée, permettant un suivi précis des modifications.

Décentralisation : Les données sont réparties sur un réseau de nœuds, éliminant le point de défaillance unique et renforçant la résilience du système.

Sécurité cryptographique : L'utilisation de fonctions de hachage et de signatures numériques assure la confidentialité et l'authenticité des données. [89]

III.2. Fonctionnement de la blockchain (fig. 19)

Chaque enregistrement est appelé un bloc. Chaque bloc contient :

- Une section de données
- Un hash (une empreinte numérique unique générée par cryptographie à partir des données du bloc)

Les blocs sont liés les uns aux autres en se référant au hash du bloc précédent.

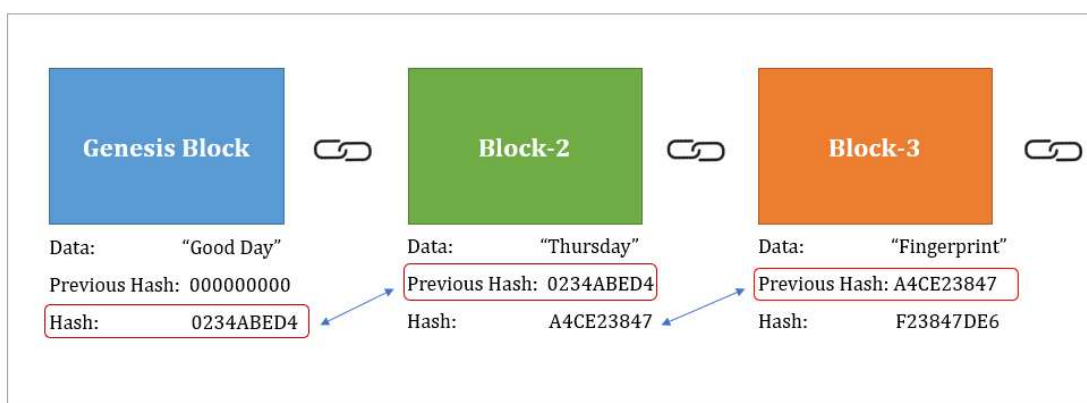


Figure 26 - Exemple des hash en blockchain [90]

III.3. Architectures Réseaux des blockchains

➤ Réseau Centralisé

- Tous les nœuds sont connectés sous une seule autorité (serveur central).
- Exemple : Réseaux sociaux centralisés.

➤ Réseau Décentralisé

- Aucun serveur central n'exerce de contrôle sur les nœuds. Chaque nœud agit de manière indépendante.
- Exemple : Réseau Bitcoin.

➤ Réseau Distribué

- Chaque nœud est indépendant et interconnecté avec les autres.
- Exemple : Azure (services cloud), Google, Netflix.

III.4 Terminologie fondamentale de la Blockchain

III.4.1. Les contrats intelligents (smart contracts) :

Ce sont des programmes informatiques exécutant un ensemble d'instructions prédéfinies (si telle condition est remplie, telle transaction est faite), garantissant la force obligatoire des contrats non plus par le droit, mais par le code. Ces smart contacts sont souvent partie intégrante du fonctionnement de blockchains récentes. [91]

III.4.2.Solidity (Langage des contrats intelligents)

C'est un langage de programmation orienté objet (POO) utilisé pour écrire des contrats intelligents. Il a été développé pour permettre l'écriture de contrats intelligents sur des plateformes blockchain comme Ethereum.[92] (fig 27)



Figure 27 – Logo Solidity [92]

III.4.3.Registre (Ledger)

C'est la base de données qui enregistre toutes les transactions sur la blockchain depuis le début. Il est implémenté sous forme de chaîne de blocs liés entre eux. Il peut être centralisé ou décentralisé et Il peut s'agir d'un registre public ou privé.[93] (fig 28)

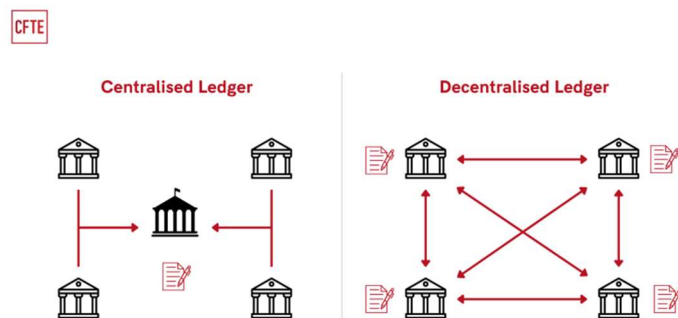


Figure 28 – figure [93]

III.4.4.Bloc Genesis

C'est le premier bloc d'une blockchain. Les versions modernes de Bitcoin l'identifient comme le bloc 0, bien que certaines anciennes versions l'aient appelé bloc 1.

Le bloc Genesis est presque toujours codé en dur dans le logiciel de l'application qui l'utilise. C'est un cas particulier, car il ne fait pas référence à un bloc précédent.

III.4.5. Hachage

Le hachage permet de générer des valeurs chiffrées à partir d'un texte clair en utilisant une fonction mathématique unidirectionnelles, car il est impossible de déchiffrer le texte original. Ce texte de longueur variable est converti en une valeur de hachage de longueur fixe appelée empreinte ou hash. (fig 29)

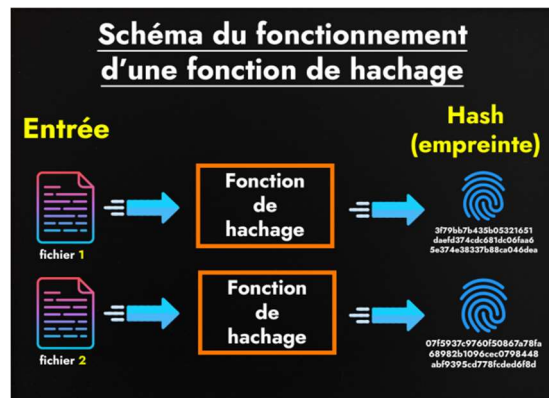


Figure 29 - Schéma du fonctionnement d'une fonction de hachage [94]

III.4.6. Nonce :

Le nonce est une petite donnée dans le bloc qui peut être modifiée de manière aléatoire et répétée en permanence afin que les mineurs puissent recalculer le hash du bloc entier.

Les mineurs essaient de deviner des nonces aléatoires jusqu'à en trouver un qui, combiné au reste des données du bloc, génère un résultat (signature) conforme aux critères de la blockchain.

III.4.7. Le minage :

Le minage est un processus informatique qui permet de confirmer et vérifier les transactions de manière fiable, et d'ajouter de nouveaux blocs à la blockchain. (fig 30)

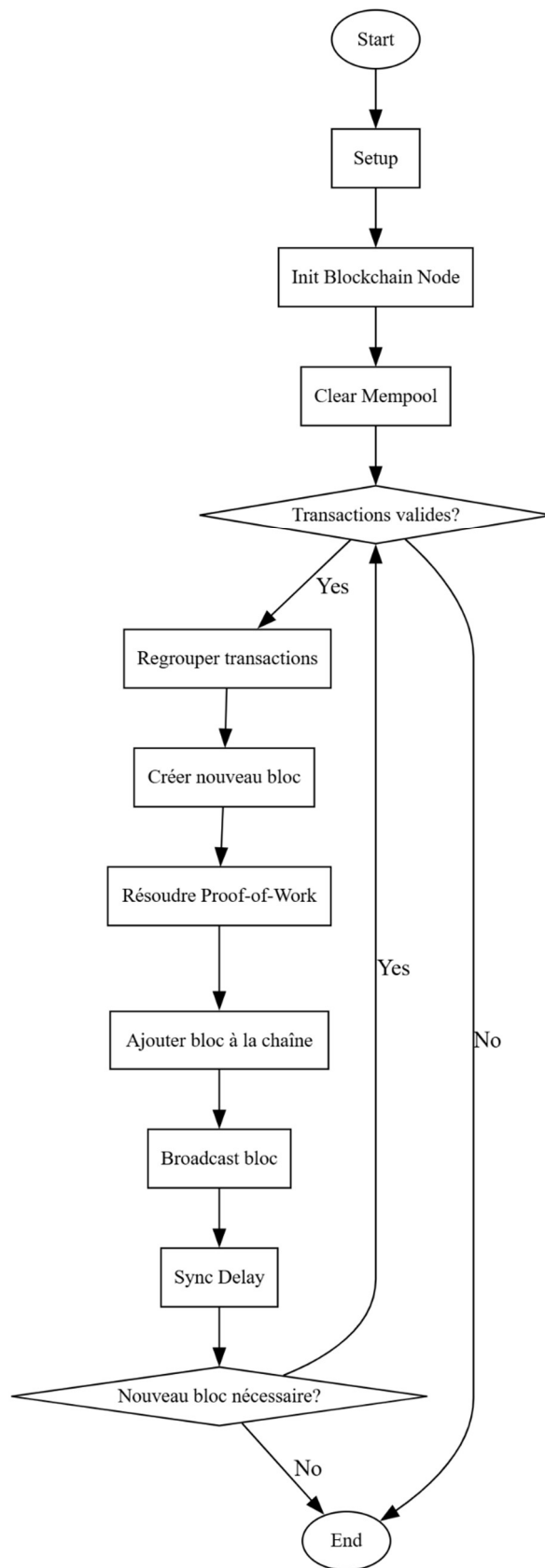


Figure 30 - Diagramme de processus de minage

◆ **Difficulté**

Une mesure de l'effort requis par les mineurs pour trouver un hash en dessous d'une cible donnée.

◆ **Récompense**

La création de nouveaux blocs offre des bitcoins (BTC) en récompense aux mineurs via le minage.

◆ **Consensus**

C'est la méthode utilisée pour résoudre les conflits et prendre des décisions dans les réseaux blockchain. Elle définit qui peut valider les blocs de données (et recevoir la récompense) et comment les autres peuvent vérifier leur légitimité.

III.4.8.Chiffrement à Clé Asymétrique

Système cryptographique utilisant deux clés :

- Clé publique : adresse de portefeuille utilisée par d'autres pour envoyer des transactions.
- Clé privée : permet au propriétaire du portefeuille de décrypter les messages reçus chiffrés via sa clé publique.

Exemple : Personne A & Personne B

- Quand A veut envoyer un message à B, il utilise sa clé publique pour chiffrer le message.
- B utilise sa clé privée pour le déchiffrer. (fig 31)

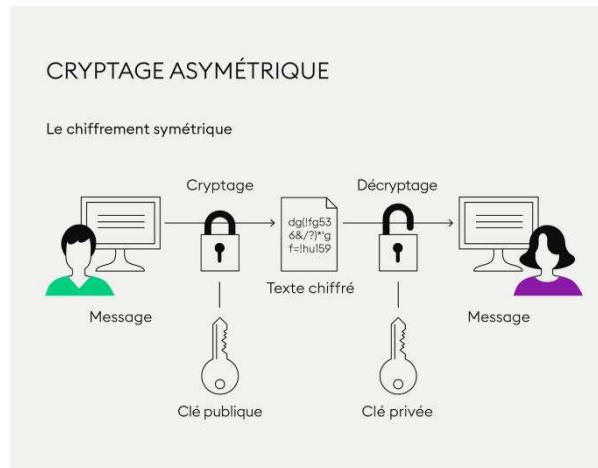


Figure 31 – cryptage asymétrique [95]

III.5. Outils utilisés

Remix IDE : Environnement de développement intégré en ligne pour l'écriture, le test et le déploiement de smart contracts Solidity sur Ethereum. Il a permis de tester les contrats localement dans un environnement de machine virtuelle Ethereum (Remix VM).

- **IPFS (via Pinata)** : Le système InterPlanetary File System (IPFS) est utilisé pour le stockage décentralisé des fichiers CSV contenant les données ECG. Le service Pinata a servi d'interface pour l'hébergement facile des fichiers et la récupération des CID (Content Identifiers).

Conclusion

Ce chapitre a permis de définir les bases conceptuelles, matérielles et logicielles du système ECG intelligent proposé. L'architecture modulaire développée s'appuie sur des composants fiables, économiques et compatibles avec les exigences d'un système portable, tout en assurant la connectivité et la miniaturisation nécessaires à une utilisation mobile.

Le choix du capteur AD8232 et du microcontrôleur ESP8266 (WeMos D1) a été motivé par leur efficacité en termes de consommation énergétique, de compatibilité avec les environnements de développement embarqués, et de capacité à assurer une transmission en temps réel. Le module TP4056, couplé à une batterie Li-ion 18650, garantit l'autonomie du système, renforcé par une analyse énergétique préalable.

Sur le plan logiciel, l'intégration d'un modèle de deep learning (CNN) permet une détection automatique des anomalies cardiaques à partir des signaux ECG mesurés. Enfin, l'ajout d'une

brique de sécurisation par blockchain assure la traçabilité et l'intégrité des données biomédicales sensibles.

Ces fondations techniques posent les jalons pour la suite du projet, à savoir la réalisation pratique du système, les tests expérimentaux, et l'évaluation de ses performances, qui seront détaillés dans le prochain chapitre.

Chapitre 03

Implémentation et Résultats

Introduction

Ce chapitre présente l'implémentation pratique du système **Cardia Nova**, depuis la conception du dispositif électronique de capture ECG jusqu'au traitement intelligent des signaux. Il aborde successivement : la conception matérielle, la visualisation des données via une interface Python, le développement d'une application mobile Android, l'intégration de modèles de deep Learning pour la détection automatique d'anomalies cardiaques, ainsi qu'une solution de sécurisation des données par blockchain. Chaque étape est accompagnée de tests, résultats et analyses permettant d'évaluer la fiabilité, l'efficacité et la portée du système proposé.

I. Conception électronique et matérielle

Cette méthode repose sur l'acquisition du signal ECG via le capteur analogique AD8232, connecté à la carte Wemos D1 (compatible Arduino), avec visualisation initiale sur le Serial Plotter de l'IDE Arduino, suivie d'un enregistrement automatisé dans un fichier CSV via un script Python. Cette solution est idéale pour les phases de test, de calibration et de validation du fonctionnement du capteur. (fig 32)

I.1. Bilan énergétique du système

Composant	Tension (V)	Courant (mA)	Puissance (mW)
Wemos D1 (ESP8266)	3.3V - 5V	15 - 80mA	50 - 400mW
AD8232 (ECG)	3.3V - 5V	1 mA	3.3 - 10mW
Total (Moyenne)	5V	~50mA	~250mW

Tableau 10 - Bilan énergétique

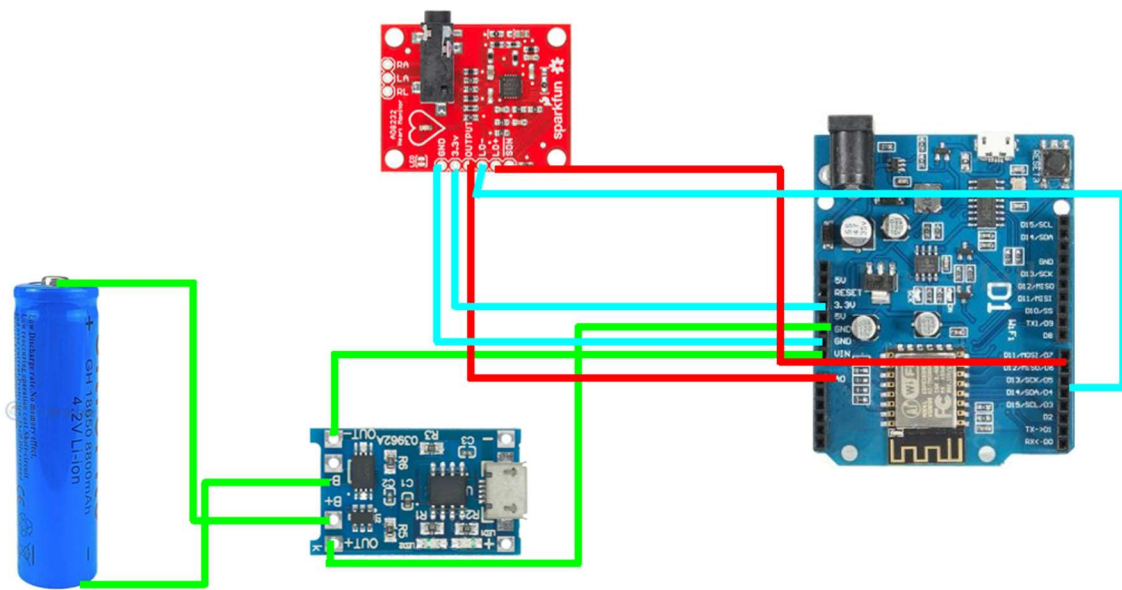


Figure 32 – Schéma électronique des composants

I.2. Synthèse des choix d'alimentation

I.2.1. Sélection de la batterie :

La batterie Li-Ion 4,2V 8800mAh a été retenue pour ses avantages déterminants :

- Autonomie exceptionnelle : Jusqu'à 7 jours en mode basse consommation (50mA) et 4,5 jours avec utilisation active (80mA)
- Compatibilité électrique parfaite : Sa plage de tension (3,7-4,2V) correspond exactement aux besoins du Wemos D1 (3,3-5V)
- Compacité optimisée : Excellent ratio poids/capacité pour une solution portable.

I.2.2. Les composants principaux

- Module AD8232 ECG
- Carte Wemos D1 R1 (ESP8266),
- TP4056 (module de charge)
- Batterie Li-Ion, Électrodes

Tableau des connexions principales

De (Module)	Broche	Vers (Module)	Broche Signal	Utilité
AD8232	VOUT	Wemos D1	A0	Lecture du signal ECG analogique
AD8232	GND	Wemos D1 + TP4056	GND	Masse commune
AD8232	3.3V	Wemos D1	3.3V	Alimentation du capteur
AD8232	LO+	Wemos D1	D5	Détection électrode déconnectée
AD8232	LO-	Wemos D1	D6	Détection électrode déconnectée
TP4056	OUT+	Wemos D1	3.3V ou VIN*	Alimentation générale (attention à régulation)
TP4056	OUT-	Wemos D1 + AD8232	GND	Masse système
TP4056	B+ / B-	Batterie	+ / -	Alimentation rechargeable

Tableau 11 - Tableau de connexion principales

I.2.3. Montage électronique

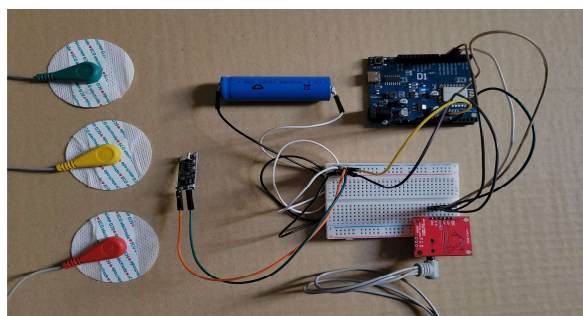


Figure 33 - Montage des composants électroniques

I.2.4. Montage final et conception 3D

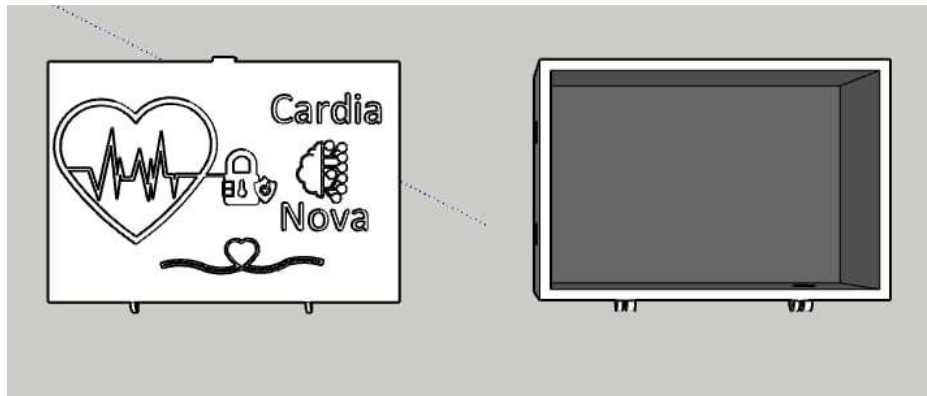


Figure 34 - conception 3D avec sketchup

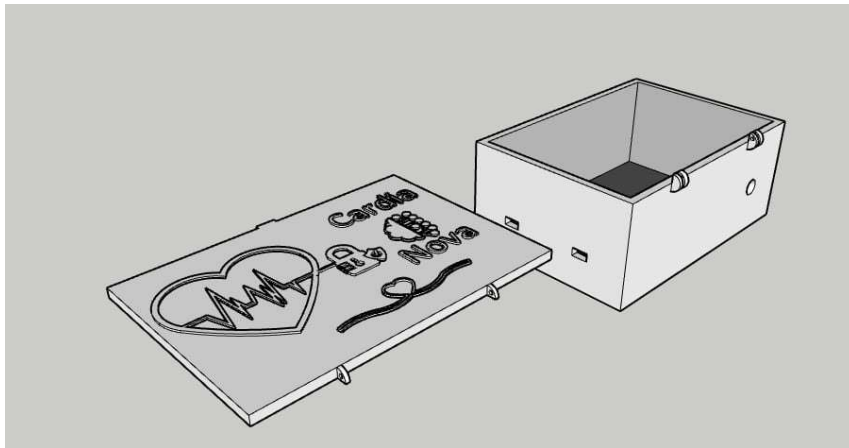


Figure 35 - conception 3D de la boîte

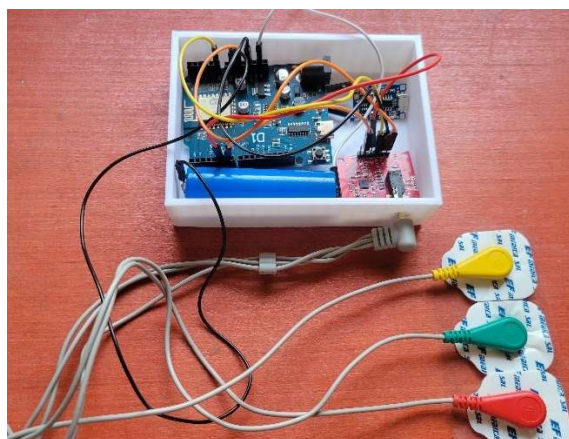


Figure 36 - Montage finale



Figure 37 - Produit finale

I.3. Module de visualisation et d'enregistrement des données ECG

Deux méthodes de visualisation du signal ECG ont été adoptées pour répondre à différents besoins. Le Serial Plotter de l'IDE Arduino a été choisi pour sa simplicité et sa capacité à afficher en temps réel les signaux durant les phases de test. En complément, une interface graphique Tkinter a été développée pour une utilisation sur desktop, permettant la visualisation différée, l'enregistrement des signaux au format CSV et une meilleure interaction avec l'utilisateur.

I.3.1. Méthode 1 : Affichage dans le Serial Plotter

Le code Arduino (dont l'organigramme en figure 2), utilise un filtre de moyenne glissante (fenêtre de 10) pour atténuer le bruit du signal ECG. Le signal est transmis en série à 9600 bauds et affiché en temps réel dans le Serial Plotter (fig.3) avec une fréquence d'échantillonnage d'environ 100 Hz.

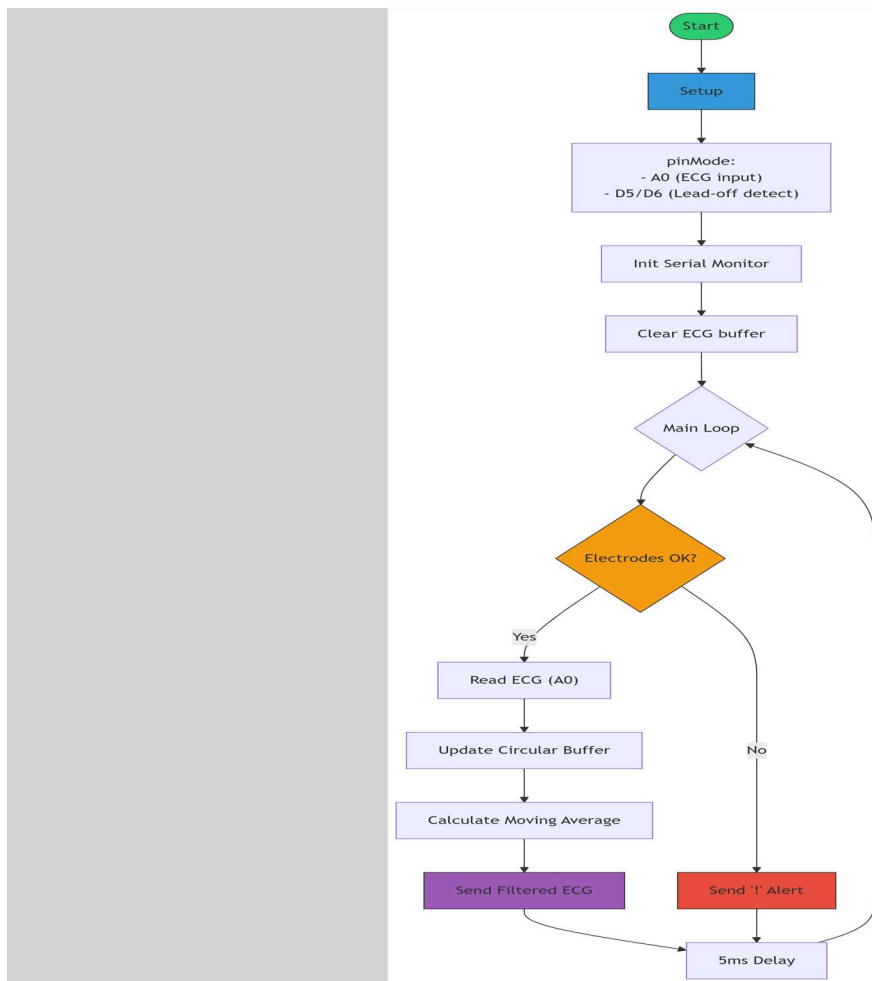


Figure 38 -Organigramme du code Arduino utilisé

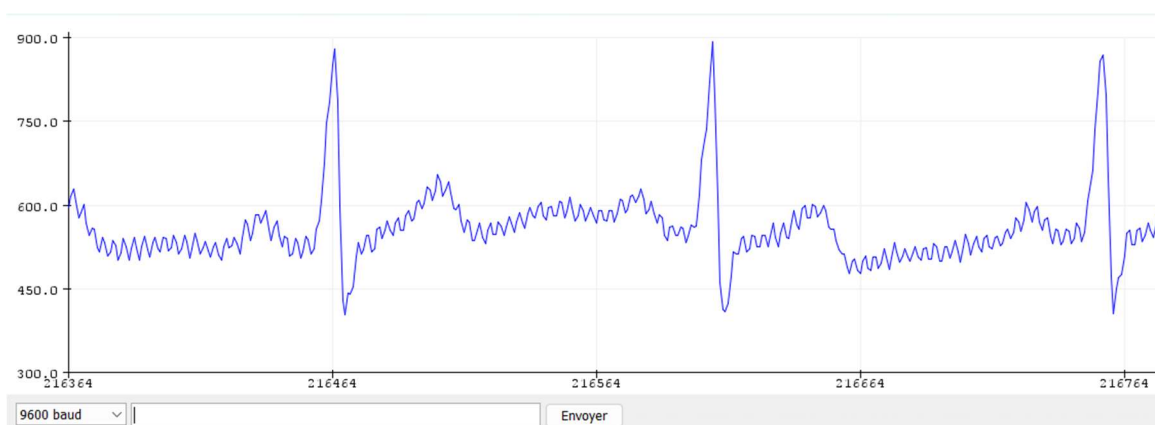


Figure 39 -Le signal ECG affiché dans le Serial Plotter

I.3.2. Méthode 2 : Interface Python pour visualisation et archivage

Le module Python `ecg_interface` assure la visualisation en temps réel du signal ECG et l'enregistrement des données au format CSV pour le patient et PDF pour le médecin.

I.3.2.1. Interface du patient (fig. 5)

L'interface du patient permet la saisie des informations et génère automatiquement le nom du fichier pour la sauvegarde des données.

I.3.2.2 Interface du Médecin (fig. 6)

L'interface du médecin permet l'affichage de l'ECG du patient, la consultation de ses informations et la génération d'un rapport au format PDF.

I.3.2.3 Méthodologie de déploiement

Le déploiement s'appuie sur des bibliothèques Python essentielles comme `pyserial`, `tkinter` et `matplotlib`. L'exécution du projet est possible via un `script.bat` ou une `application.exe`, générée avec `PyInstaller` (fig.4)

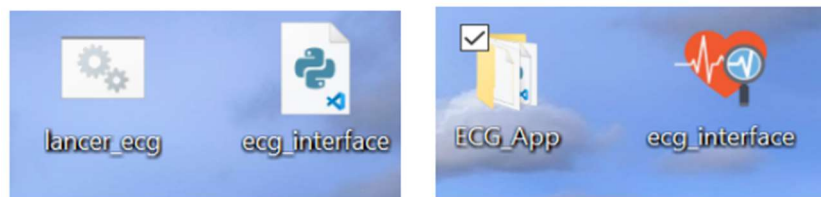


Figure 40 - Applications exécutables sur le bureau



Figure 41 - Interface graphique de visualisation ECG coté patient



Figure 42 -Interface graphique de visualisation ECG coté Médecin

I.4. Tests réalisés

Des tests ont été réalisés pour vérifier :

- La bonne détection du signal ECG
- L'enregistrement automatique et correct des fichiers CSV et PDF
- Le bon fonctionnement de l'interface graphiques médecin et patient
- La compatibilité entre l'Arduino IDE et le script Python

Nom,fatima ,Prénom,mhd ,Sexe,femme ,Âge,25
ECG Data
677,721,762,718,667,712,750,698,710,734,743,693,711,734,738,695,717,740,685,673,723,739,682,683,738,746,688,700,756,756,697,715,7

Figure 43 - Fichier CSV généré par l'interface graphique du patient

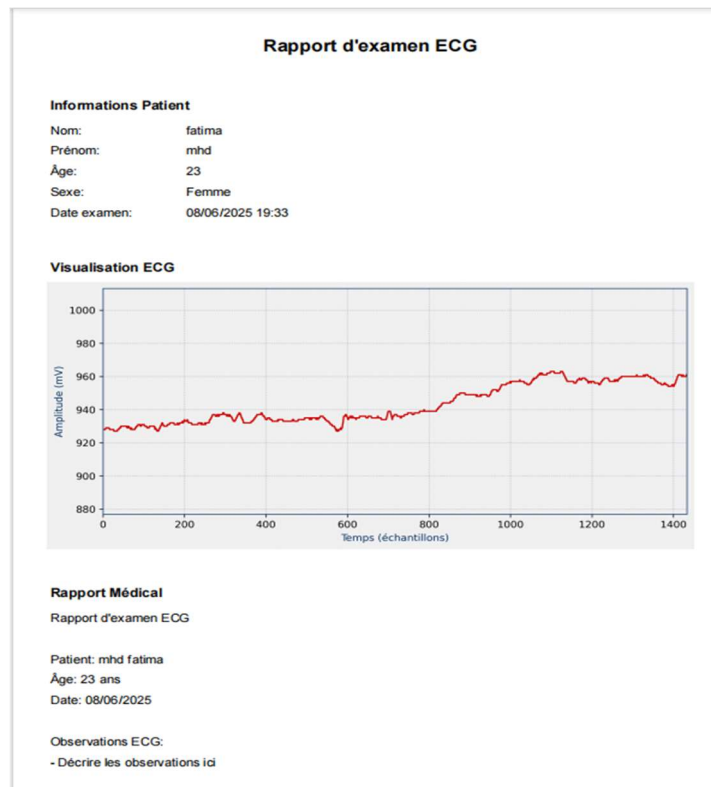


Figure 44 - Fichier PDF généré par l'interface graphique du Médecin

Remarque :

La déformation observée sur le signal ECG en figure 8 est causé par le branchement de l'ordinateur à son chargeur.

I.5. Problèmes Rencontrés et Solutions

Problèmes	Solutions
Problème de port COM non détecté	Vérification dans le Gestionnaire de périphériques et sélection manuelle
Affichage trop bruité du signal	Ajout d'un filtre de moyenne glissante dans le code Arduino et débranchement du chargeur de PC (effet de 50 HZ)
Interface qui ne répond pas	Vérification des bibliothèques installées et du flux série
Erreur lors de l'exécution du python	Fermeture de l'Arduino IDE et le serial plotter

Tableau 12- Problèmes Rencontrés et Solutions pour l'affichage du graphe ECG

III.Application mobile CardiaNova

Le projet CardiaNova propose une application Android qui transforme un smartphone en moniteur ECG connecté en Wi-Fi, permettant une surveillance cardiaque en temps réel, l'enregistrement des données et leur partage avec des médecins.

III.1. Objectifs fonctionnels

L'application est conçue pour répondre à plusieurs besoins clés :

- Elle assure la connexion automatique à un dispositif ECG via WiFi.
- Elle permet la saisie et la validation des informations patients.
- Pour le suivi médical, elle offre l'affichage en temps réel du signal cardiaque (ECG).
- Elle permet l'enregistrement des données ECG dans un fichier CSV.
- Enfin, elle permet de partager les fichiers enregistrés (email,application de messagerie, etc.).

III.2. Besoins techniques

III.2.1. Prérequis matériels

Pour un fonctionnement correct de l'application, les prérequis matériels suivants sont nécessaires :

- Un appareil Android (version 6.0 ou supérieure).
- Une connexion Wi-Fi au dispositif ECG (type Arduino avec WebSocket).
- Un espace de stockage libre d'au moins 1 Go.

III.2.2 Permissions nécessaires

Pour fonctionner pleinement, l'application requiert les permissions suivantes

- Accès Wi-Fi et Internet.
- Accès à la localisation (nécessaire pour les réseaux Wi-Fi sur Android).
- Accès au stockage (lecture/écriture de fichiers ECG).

III.2.3 Architecture de l'application

L'application est développée avec le Framework Flutter qui garantit une compatibilité multiplateforme. Son architecture modulaire est comme suit :

- ECG Monitoring App: Point d'entrée principal.
 - Wi-fi Service : Gère la connexion Wi-Fi et le transfert des données ECG.
 - Patient : Stocke les informations du patient.
 - Monitoring Screen: Interface centrale (saisie + affichage ECG).
 - Écrans de Connexion: Connection Check Screen, Connected Screen, Disconnected Screen
- ECG Graph Widget : Affiche les signaux cardiaques en temps réel via un graphique.

III.2.4.Fonctionnalités principales

III.2.4.1. Connexion à l'appareil ECG

L'application tente automatiquement de se connecter à un module ECG dès son ouverture via une communication WebSocket.

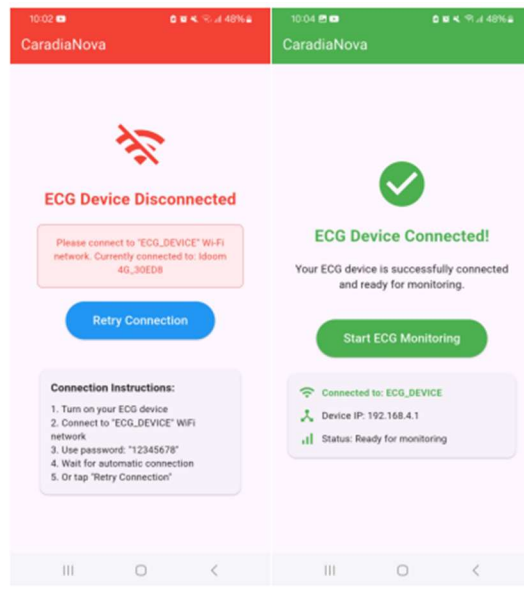


Figure 45 -État connecté/déconnecté de l'application

III.2.4.2. Saisie des données patient et Enregistrement des données ECG

Formulaire Patient :

Champs obligatoires : Prénom, Nom, Âge, Genre.

Champs optionnels : Conditions médicales, Remarques.

Après validation :

Démarrage de la collecte ECG en temps réel.

Visualisation dynamique des signaux sur un graphique interactif.

Gestion des Données :

Enregistrement automatique en CSV (stockage local).

Partage simplifié avec les médecins : e-mail, messagerie,

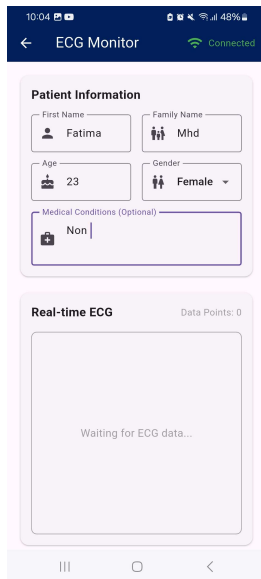


Figure 46- formulaire patient

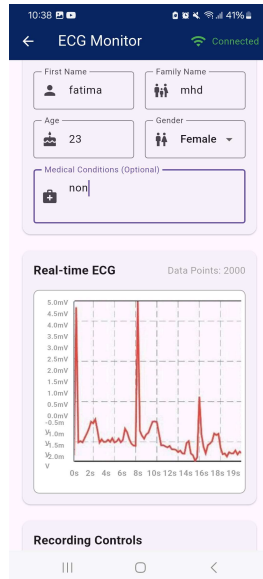


Figure 47 - Prtage du fichier CSV

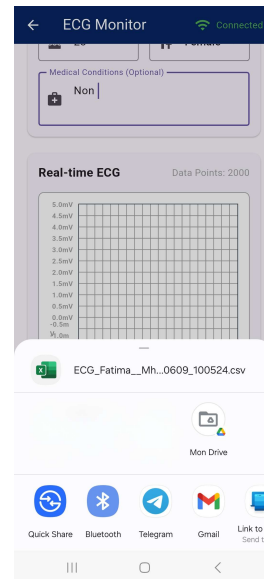


Figure 48 -Enregistrement ECG en direct

III.3. Processus général

La figure 14 permet de comprendre la façon dont fonctionne l'application :

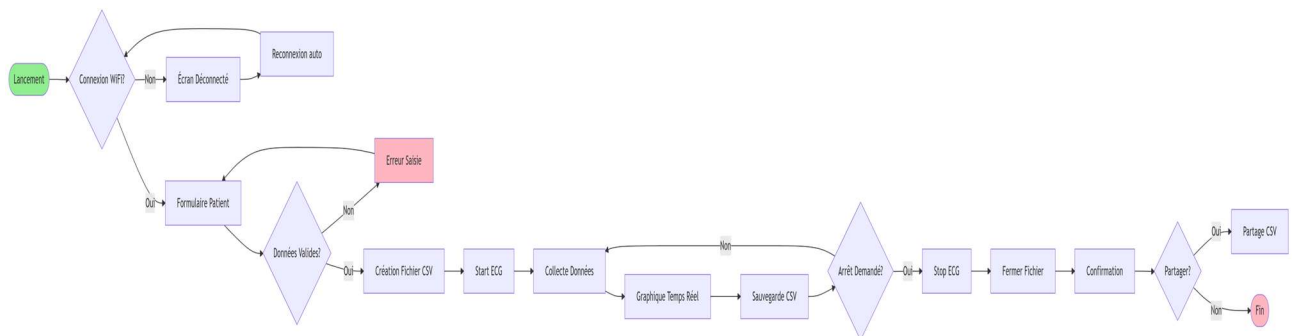


Figure 49 -Diagramme d'activité

III.3.1.Étapes de développement

La série d'étapes représentée par la figure 15 résume le processus de développement, définissant un diagramme de flux de développement, pour une meilleure clarté.

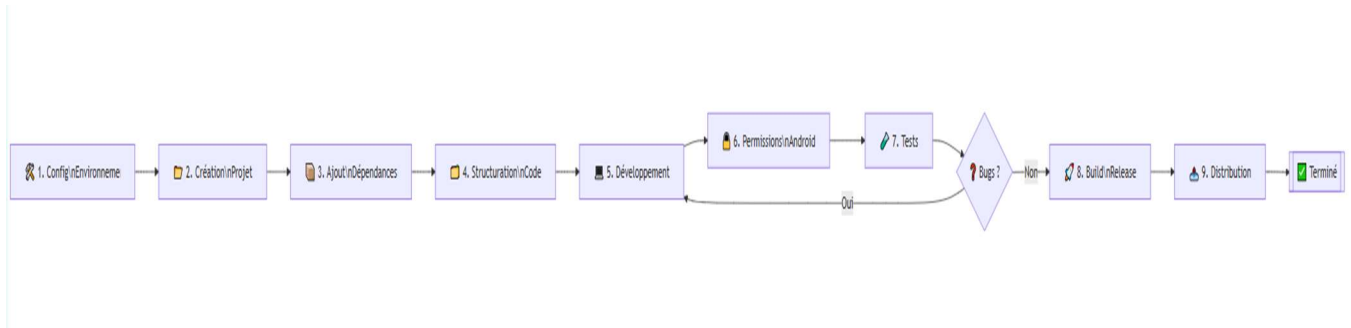
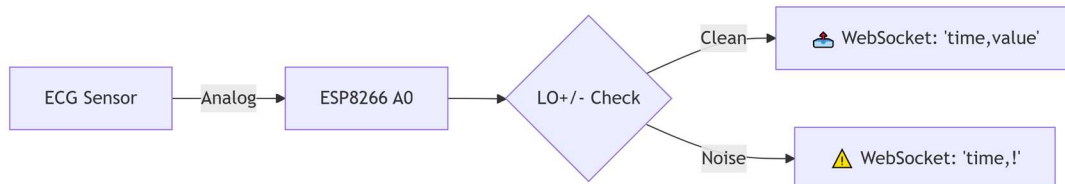


Figure 50 -Diagramme de flux de développement

III.3.2. Code Arduino compatible avec l'application

La figure 16 illustre le schéma de flux de traitement du signal ECG : le capteur ECG envoie un signal analogique à l'ESP8266 sur la broche A0 qui est soumis à une vérification. Selon que le signal est propre ou bruité, les données sont transmises sous la forme "time, value" ou signalent un "Noise" accompagné d'un message d'erreur.



Le code Arduino ci-dessous (fig 17) est conçu pour interagir avec l'application.

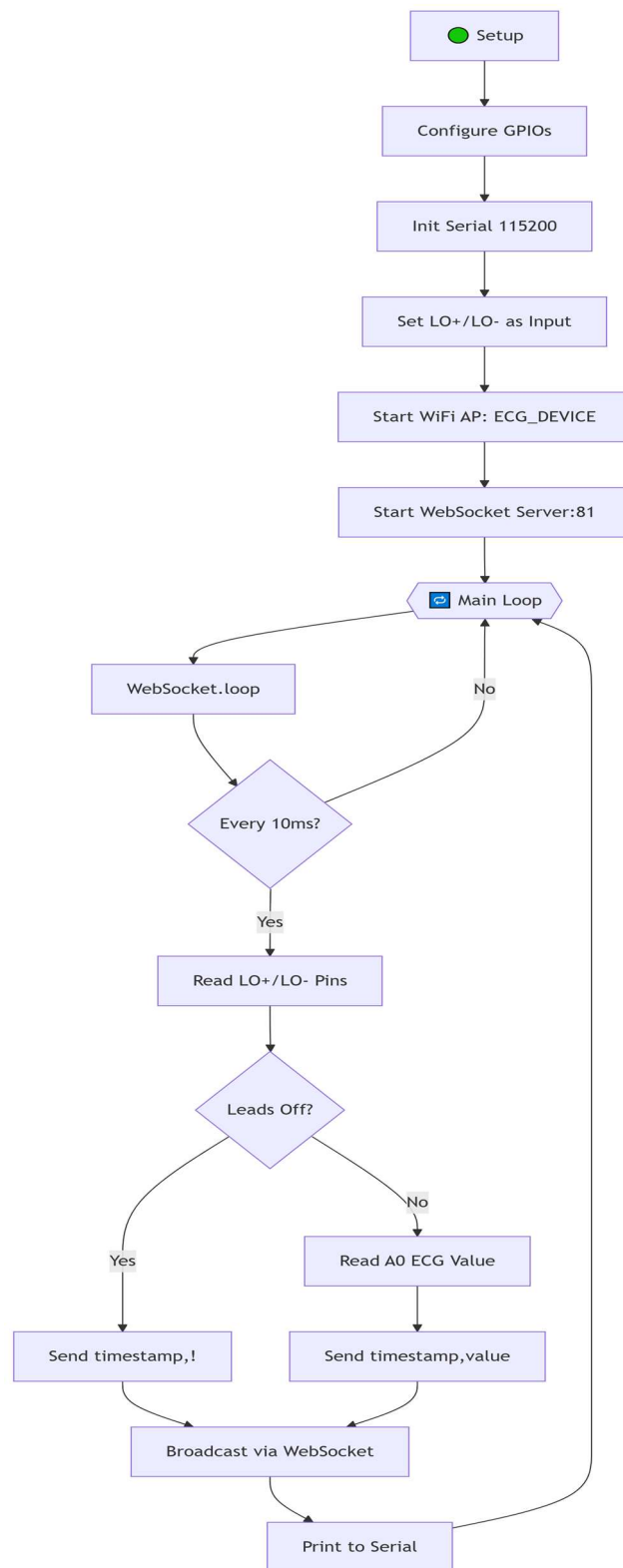


Figure 52 - Organigramme du code Arduino

Discussion :

La conception matérielle a démontré une efficacité robuste pour l'acquisition ECG, avec un bilan énergétique optimisé (250mW moyenne) et une autonomie prolongée (4,5–7 jours). L'intégration du filtrage passe-bande (0.5–150 Hz) et des condensateurs de découplage (100nF/10μF) a permis de réduire les interférences 50Hz, bien que des artefacts persistent lors du branchement à l'ordinateur. Les interfaces (Serial Plotter, Python, Flutter) offrent des visualisations adaptées aux besoins cliniques, mais leur synchronisation temps réel pourrait être améliorée par l'ajout de timestamps précis.

IV. Détection automatique des anomalies via intelligence artificielle

IV.1. Objectif et Méthodologie

L'objectif étant de développer un modèle de Deep Learning pour classifier automatiquement les anomalies ECG à partir du dataset de référence PTB-XL, afin d'assister les médecins dans la détection précoce des pathologies cardiaques.

Plateforme et Outils :

Environnement : Google Colab (puissance GPU/TPU).

Langage : Python.

Bibliothèques clés :

wfdb : Lecture/écriture des signaux ECG.

Pandas/numpy : Prétraitement des données.

scipy.signal : Filtrage (ex: Butterworth).

scikit-learn : Normalisation et métriques.

Deep Learning :

TensorFlow : Entraînement optimisé pour le déploiement.

PyTorch : Prototypage rapide (mode eager).

Processus méthodologique :

➤ **Prétraitement :**

Chargement des données ECG (PTB-XL).

Filtrage du bruit et normalisation.

➤ **Modélisation :**

Conception de l'architecture DL (CNN/LSTM).

Entraînement avec suivi visuel (tqdm).

➤ **Évaluation :**

Métriques de classification via scikit-learn.

IV.2. Démarche générale

La démarche adoptée pour la détection des anomalies des ECG s'articule autour de sept points essentiels :

1. **Montage du dataset :** Intégration des données ECG (CSV/binaires) dans Google Colab.
2. **Importation des bibliothèques :** Chargement des outils pour le traitement ECG et le DL
3. **Exploration des données :** Analyse des distributions de classes.
4. **Prétraitement ECG :** Nettoyage, normalisation, filtrage passe-bande et segmentation.
5. **Entraînement des modèles :** Développement de classifieurs CNN et variantes.
6. **Évaluation :** Mesure des performances via précision, rappel, F1-score et matrices de confusion.
7. **Analyse des résultats :** Comparaison visuelle (courbes ROC, accuracy) et tableaux multi-modèles.

IV.3. Modèles de Deep Learning Implémentés

Cette section présente une progression des modèles d'architectures de Deep Learning spécialement adaptés aux signaux ECG.

- **CNN simple :** Un modèle de base composé de quelques couches de convolution, suivi de couches de pooling et de couches entièrement connectées (dense). Il sert de point de départ pour établir une ligne de base de performance.
- **CNN baseline :** Une version améliorée du CNN simple, intégrant davantage de couches, un meilleur réglage des hyperparamètres et une architecture plus profonde.
- **CNN + BiGRU :** Un modèle hybride combinant des couches CNN (pour l'extraction spatiale des caractéristiques) et des couches bidirectionnelles GRU (Gated Recurrent Units) pour capturer la dynamique temporelle des signaux ECG.

- **ResNet-1D** : Une version unidimensionnelle du célèbre modèle Residual Network, adapté à l'analyse des signaux temporels. Ce modèle est particulièrement efficace pour éviter le problème de dégradation lors de l'approfondissement du réseau.
- **ResNet-50** : Version plus profonde du ResNet (50 couches), initialement conçue pour l'analyse d'images, mais ici adaptée au format 1D des signaux ECG.

IV.4. Exploration et Préparation des Données ECG

Cette phase importante permet l'intégrité et l'exploitation des données biomédicales grâce à une structure basée sur les étapes clés suivantes :

1. Montage du disque Google Drive et extraction des données
2. Chargement des fichiers CSV et préparation du DataFrame

Les fichiers ptb_xl_database.csv et scp_statements.csv ont été chargés avec pandas, et le champ scp_codes (annotations ECG) a été converti de format texte en dictionnaires Python via `literal_eval`.

ecg_id	patient_id	age	sex	height	weight	nurse	site	device	recording_date	report	validated_by_human	baseline_drift	static_noise	burst_noise	electrodes_problems	extra_beats	pacemaker	strat_fold
1	15709	56.0	1	NaN	63.0	2	0	CS-12 E	1984-11-09 09:17:34	sinusrhythmus periphere niederspannung	True	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	3 records100/00
2	13243	19.0	0	NaN	70.0	2	0	CS-12 E	1984-11-14 12:55:37	sinusbradykardie sonst normales ekg	True	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	2 records100/00
3	20372	37.0	1	NaN	69.0	2	0	CS-12 E	1984-11-15 12:49:10	sinusrhythmus normales ekg	True	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	5 records100/00
4	17014	24.0	0	NaN	82.0	2	0	CS-12 E	1984-11-15 13:44:57	sinusrhythmus normales ekg	True	II,III,AVF	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	3 records100/00
5	17448	19.0	1	NaN	70.0	2	0	CS-12 E	1984-11-17 10:43:15	sinusrhythmus normales ekg	True	II,III,AVR,AVF	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	4 records100/00
...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...
21833	17180	67.0	1	NaN	NaN	1	2	AT-60 3	2001-05-31 09:14:38	ventrikuläre extrasystole(n) sinustachykardie	True	NaN	NaN	NaN	NaN	1ES	NaN	7 records100/21
21834	20703	93.0	0	NaN	NaN	1	2	AT-60 3	2001-06-05 11:33:39	sinusrhythmus lagetyp normal qrs(t) abnorm	True	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	4 records100/21
21835	19311	59.0	1	NaN	NaN	1	2	AT-60 3	2001-06-08 10:30:27	sinusrhythmus lagetyp normal i abnorm in anter.	True	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	2 records100/21
21836	8873	64.0	1	NaN	NaN	1	2	AT-60 3	2001-06-09 18:21:49	supraventrikuläre extrasystole(n) sinusrhythmus	True	NaN	NaN	NaN	NaN	SVES	NaN	8 records100/21
...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...

Figure 53 - continue du fichier CSV du dataset

3. Analyse statistique des attributs du dataset

Analyse exploratoire des colonnes du fichier principal (hors scp_codes et scp_classes) pour évaluer la diversité des métadonnées et leur potentiel d'exploitation.

	0		
patient_id	18885	infarction_stadium2	3
age	94	validated_by	12
sex	2	second_opinion	2
height	77	initial_autogenerated_report	2
weight	127	validated_by_human	2
nurse	12	baseline_drift	321
site	51	static_noise	124
device	11	burst_noise	103
recording_date	21813	electrodes_problems	14
report	9883	extra_beats	128
heart_axis	8	pacemaker	4
infarction_stadium1	6	strat_fold	10
infarction_stadium2	3	filename_lr	21837
validated_by	12	filename_hr	21837

Figure 54 - Distribution des valeurs des attributs clés dans le dataset

4. Visualisation des codes diagnostiques les plus fréquents

La colonne scp_codes a été traitée pour générer un camembert visualisant la répartition des diagnostics ECG les plus fréquents

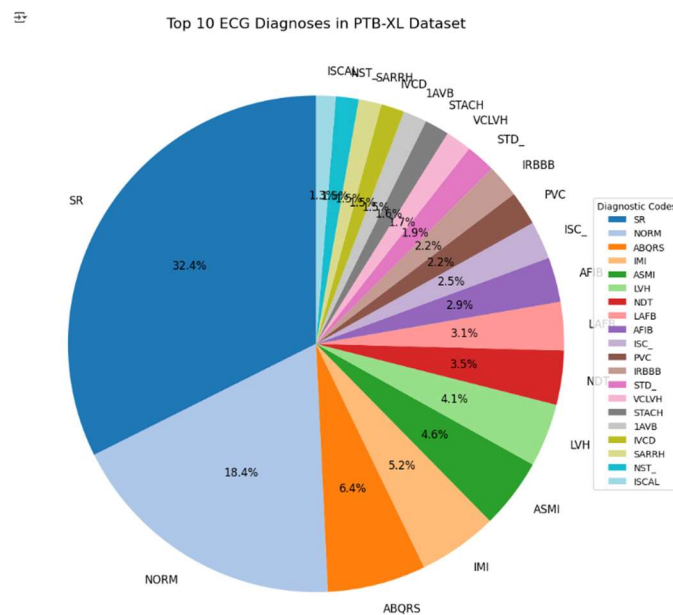
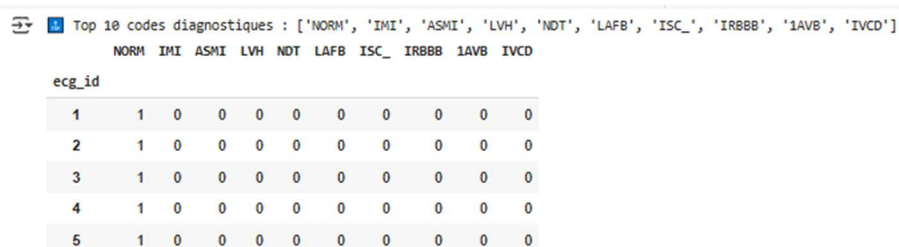


Figure 55 - Répartition des diagnostics les plus fréquents dans le PTB-XL dataset

5. Sélection des 10 diagnostics les plus représentés

Une analyse plus approfondie a été réalisée pour sélectionner les 10 diagnostics les plus fréquents à partir des codes SCP filtrés. Les signaux ECG associés à au moins un de ces 10 diagnostics ont été conservés pour l'entraînement futur.



Top 10 codes diagnostiques : ['NORM', 'IMI', 'ASMI', 'LVH', 'NDT', 'LAFB', 'ISC_', 'IRBBB', '1AVB', 'IVCD']

	NORM	IMI	ASMI	LVH	NDT	LAFB	ISC_	IRBBB	1AVB	IVCD
ecg_id										
1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
2	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
3	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
4	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
5	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Figure 56 - Top 10 des codes diagnostiques SCP les plus fréquents et leur distribution dans les enregistrements ECG

6. Chargement des signaux ECG à 100 Hz

Utilisation des signaux ECG à 100 Hz du PTB-XL (via WFDB) pour l'analyse initiale, priorisant rapidité et simplicité.



✓ Signaux ECG chargés : (19045, 1000, 12)

Figure 57- Chargement des signaux

7. Visualisation de signaux ECG à 500 Hz par classe

Une fonction customisée trace les 12 dérivations ECG sur papier millimétré virtuel pour chaque classe (fig 29)

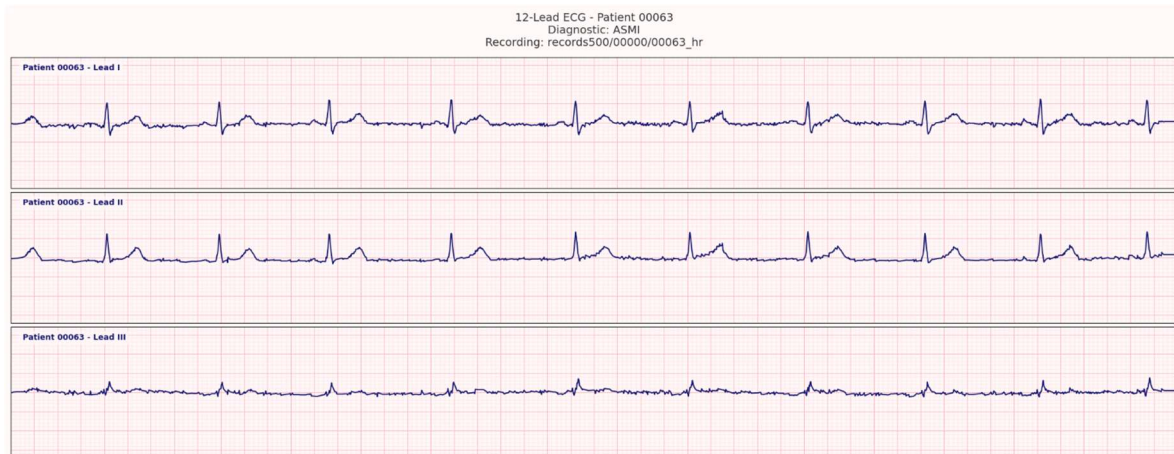


Figure 29 - Exemple de signal ECG 12 dérivations (Patient 00001) - à 100 Hz type ASMI

8. Construction de la matrice d'attributs (X)

Les données cliniques (âge, sexe, taille, poids) ont été intégrées à la matrice X après prétraitement, incluant le traitement des valeurs aberrantes et l'imputation des données manquantes via des méthodes simples.

```
print("✅ Données prêtes pour l'entraînement")
```

✅ Données prêtes pour l'entraînement

Figure 58 - Préparation des données cliniques pour l'entraînement

9. Métriques de Performance

Les quatre métriques de validation les plus couramment utilisées pour évaluer la performance des modèles d'apprentissage profond (DL) sont :

- *Exactitude (Accuracy)* : Mesure la proportion d'échantillons correctement classés par rapport à l'ensemble des échantillons du jeu de test. (equ. 1)

$$\text{Accuracy} = \frac{(TP+TN)}{(TP+TN+FP+FN)} \quad (1)$$

- *Précision (Precision)* : Indique le pourcentage d'échantillons correctement classés comme positifs parmi tous ceux prédits positifs. (Equ.2)

$$\text{Precision} = \frac{(TP)}{(TP+FP)} \quad (2)$$

- *Rappel (Recall)* : Évalue le ratio d'échantillons positifs correctement détectés par rapport au total des vrais positifs et faux négatifs. (equ.3)

$$\text{Recall} = \frac{(TP)}{(TP+FN)} \quad (3)$$

- *Score F1 (F1-score)* : Correspond à la moyenne harmonique entre la précision et le rappel, offrant un équilibre entre les deux. (equ.4)

$$\text{F1-score} = \frac{(2*TP)}{(2*TP+FP+FN)} \quad (4)$$

1.1.1.3 Définitions des termes clés :

Vrai Positif (TP) : Nombre d'échantillons anormaux correctement classés comme positifs (détection correcte).

Faux Positif (FP) : Nombre d'échantillons normaux incorrectement classés comme positifs (fausse alarme).

Vrai Négatif (TN) : Nombre d'échantillons normaux correctement identifiés (bonne classification).

Faux Négatif (FN) : Nombre d'échantillons anormaux incorrectement classés comme négatifs (erreur de détection).

V. Résultats et comparaisons

V.1. Analyse du Notebook 1 : CNN 1D Simple (Réseau de Neurones Convolutifs 1D)

Model: "sequential"

Layer (type)	Output Shape	Param #
conv1d (Conv1D)	(None, 996, 32)	1,952
max_pooling1d (MaxPooling1D)	(None, 498, 32)	0
conv1d_1 (Conv1D)	(None, 494, 64)	10,304
max_pooling1d_1 (MaxPooling1D)	(None, 247, 64)	0
flatten (Flatten)	(None, 15808)	0
dense (Dense)	(None, 128)	2,023,552
dense_1 (Dense)	(None, 44)	5,676

Total params: 2,041,484 (7.79 MB)
 Trainable params: 2,041,484 (7.79 MB)
 Non-trainable params: 0 (0.00 B)

Figure 59 - Architecture détaillée du modèle CNN 1D : Couches, Formes de sortie et Paramètre

V.1.1. Performances du Modèle

Époque	Accuracy (Train)	Loss (Train)	Accuracy (Val)	Loss (Val)
1	42.7%	0.116	53.1%	0.079
5	78.2%	0.021	49.9%	0.114
10	84.3%	0.004	50.6%	0.205

Tableau 13 - performances du modèle CNN 1D

V.1.2. Observations:

Problème observé : Fort écart entre performance en entraînement (>80%) et validation (~50%), avec une divergence croissante des courbes de loss.

Causes probables :

- Modèle trop simple
- Déséquilibre des classes ou bruit dans les signaux ECG.

V.2. Analyse du Notebook 2 : CNN 1D Baseline (Classification Multi-Classes)

V.2.1. Architecture du Modèle

Couche	Forme de Sortie	Paramètres
Input	(5000, 12)	0
Conv1D (64, kernel=7)	(4994, 64)	5,440
MaxPooling1D	(1664, 64)	0
BatchNorm	(1664, 64)	256
Conv1D (128, kernel=5)	(1660, 128)	41,088
GlobalAveragePooling	(128,)	0
Dense (7)	(7,)	903

Tableau 14 - Architecture du Modèle CNN 1 D

V.2.2. Résultats

Accuracy : Convergence rapide en entraînement (~80% en 5 époques), mais stagnation en validation (~70%).

Loss : Écart croissant entre train/val (signe de sur-apprentissage).

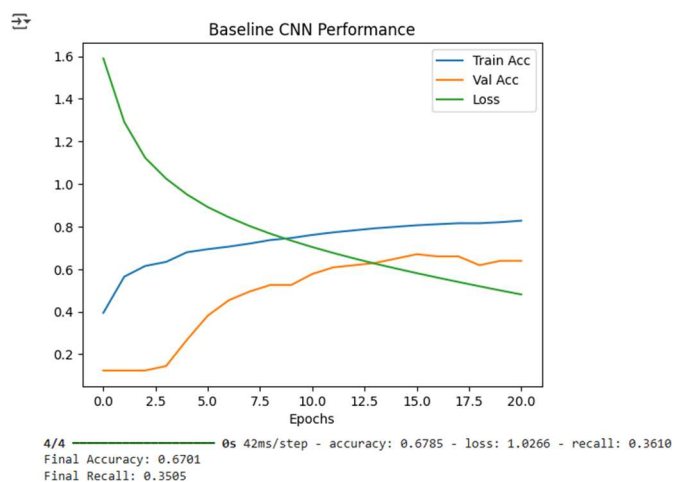


Figure 32 - Courbes d'apprentissage avec évaluation finale

V.2.3 Observations :

Sur-apprentissage modéré malgré BatchNorm, suggérant un besoin de régularisation supplémentaire (ex : Dropout).

Recall élevé pour MI (73.1%), crucial pour les diagnostics critiques.

Déséquilibre résiduel : Classes minoritaires (ARRHY, OTHER) sous-performent malgré l'upsampling.

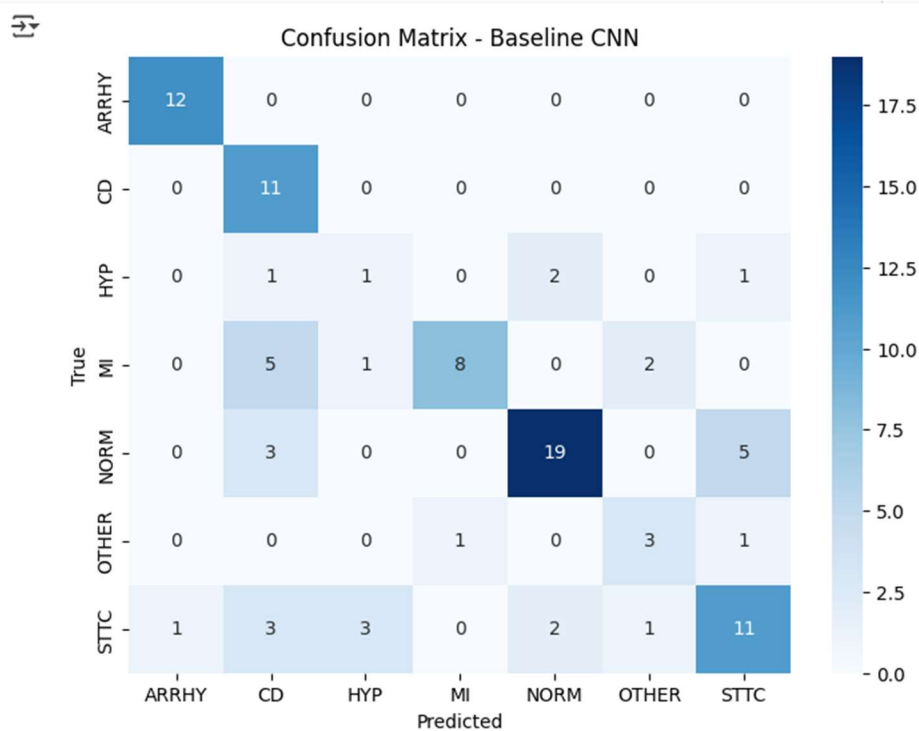


Figure 33 - Matrice de confusion - Baseline CNN

Résumé :

Le modèle CNN 1D baseline montre des performances prometteuses (Accuracy: 72.3%) grâce à un prétraitement robuste et une architecture simple mais efficace. Le sur-apprentissage et le déséquilibre des classes restent des défis, nécessitant des techniques de régularisation et d'augmentation des données plus avancées.

V.3. Analyse du Notebook 03 : ResNet 1D (Classification Multi-Classes)

V.3.1. Architecture du Modèle

Couche	Forme de Sortie	Paramètres
Input	(None, 12, 5000)	0
Stem (Conv1D + MaxPooling)	(None, 32, 832)	2,720
Bloc Résiduel 1 (64)	(None, 64, 832)	74,240
Bloc Résiduel 2 (128)	(None, 128, 416)	296,192
Bloc Résiduel 3 (256)	(None, 256, 208)	1,184,768
Bloc Résiduel 4 (512)	(None, 512, 104)	4,737,536
GlobalAveragePooling1D	(None, 512)	0
Dense (7)	(None, 7)	3,591

Tableau 15 - Architecture Resnet 1D

V.3.2. Performances du Modèle

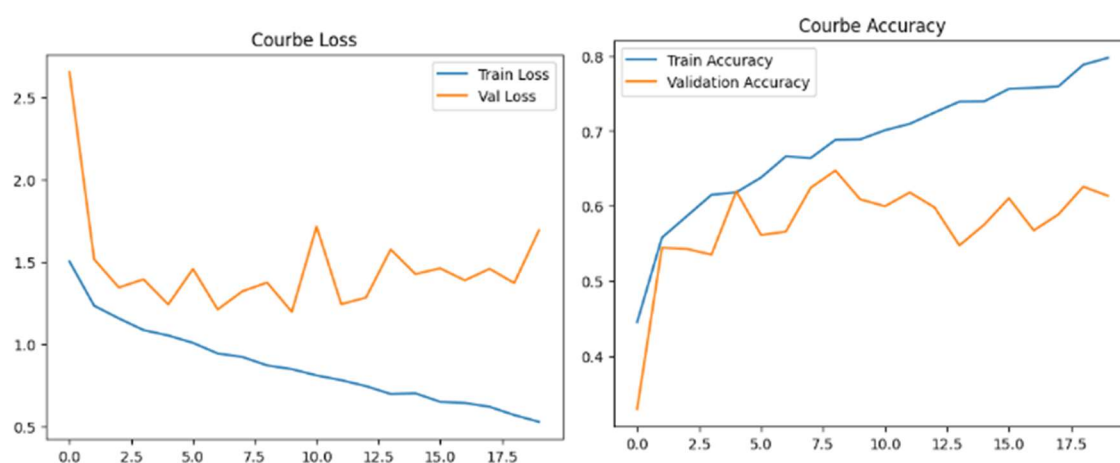


Figure 34 - Courbes d'apprentissage et loss pour Resnet 1D

Résumé

Architecture performante : ResNet1D utilise des blocs résiduels et une régularisation avancée (BatchNorm/Dropout) pour analyser efficacement les signaux ECG complexes.

Avantages clés : Excellente gestion des déséquilibres de classes et adaptation aux données temporelles.

Limites actuelles : Problèmes de convergence (NaN) liés aux hyperparamètres, nécessitant des réglages supplémentaires pour concurrencer l'état de l'art.

V.4. Analyse du Notebook 04 : CNN + BiGRU pour Classification ECG Multiclasse

Couche	Forme de Sortie	Paramètres
Input ECG	(None, 1000, 12)	0
Conv1D (32, kernel=5)	(None, 996, 32)	1,952
MaxPooling1D	(None, 498, 32)	0
Conv1D (64, kernel=5)	(None, 494, 64)	10,304
BiGRU (32)	(None, 64)	18,816
Fusion (Métadonnées)	(None, 96)	6,208
Dense (10, sigmoid)	(None, 10)	650

Tableau 16 - Architecture CNN -BiGRU

V.4.1. Performances du Modèle

Résultats :

Accuracy : ~89% (train/val), mais précision/recall faibles (micro avg: 0.36).

Courbes d'Apprentissage :

Convergence rapide (epoch 3), mais saturation dès epoch 6.

Écart minime train/val → Pas de surapprentissage (grâce au Dropout).

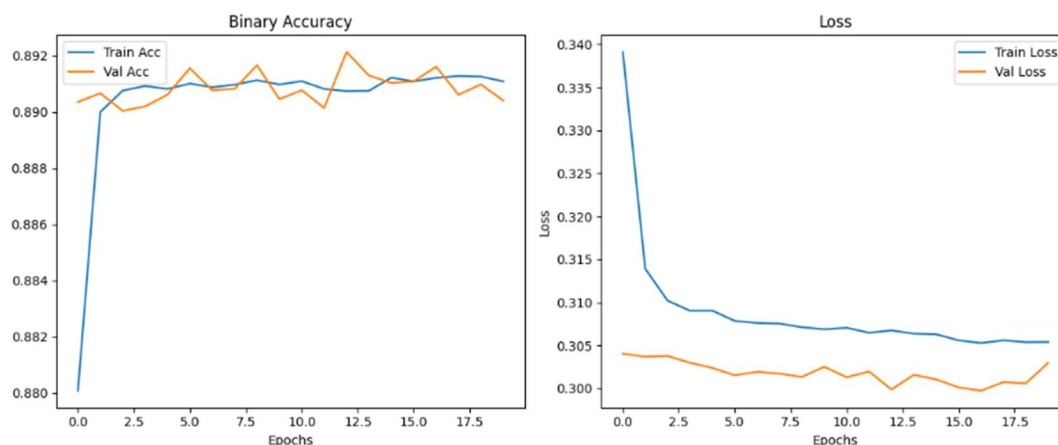


Figure 60- Courbes d'Apprentissage CNN+BiGRU

Problèmes Identifiés :

Déséquilibre Extrême : Classe NORM dominante (40% des échantillons).

Modèle paresseux : Optimise la loss en prédissant toujours NORM.

Seuil de Décision Inadapté : Seuil fixe à 0.5 tue les prédictions pour les classes rares.

Métriques Trompeuses : Accuracy élevée $\neq$ Bonne détection multiclasse (cf. Accuracy Paradox).

Résumé

Ce modèle hybride CNN-BiGRU montre une stabilité technique (accuracy 89%, pas de surapprentissage), mais échoue à détecter les pathologies rares en raison d'un déséquilibre extrême des données. Les prédictions se concentrent sur la classe majoritaire (NORM), rendant les métriques globales trompeuses. Une refonte de la gestion du déséquilibre et des seuils de décision est essentielle pour une utilisation clinique.

V.5. Analyse du Notebook 05 : ResNet50

V.5.1. Architecture du Modèle

Couche	Type	Forme de Sortie
Entrée ECG	InputLayer	(None, 1000, 12)
→ Transformation Image	Lambda	(None, 1000, 12, 3)
→ Redimensionnement	Resizing	(None, 224, 224, 3)
Backbone ResNet50	ResNet50	(None, 7, 7, 2048)
→ GlobalAveragePooling2D	GlobalAveragePooling2D	(None, 2048)
Entrée Clinique	InputLayer	(None, 7)
→ Couche Dense 1	Dense	(None, 32)
→ Dropout 1	Dropout	(None, 32)
→ Couche Dense 2	Dense	(None, 32)
→ Dropout 2	Dropout	(None, 32)
Fusion	Concatenate	(None, 2080)
→ Couche Dense 3	Dense	(None, 64)
→ Couche Dense 4	Dense	(None, 64)
→ Dropout 3	Dropout	(None, 64)
Sortie	Dense	(None, 10)

Tableau 17 - Architecture Resnet 50

V.5.2. Paramètres Clés :

Entrées :

- Signaux ECG convertis en images (224x224x3) à partir de données (1000, 12).

- 7 features cliniques standardisées (âge, sexe, etc.).
- Fonction de perte : binary_crossentropy (multi-label).

Optimiseur:

Adam avec EarlyStopping (patience=10, suivi de val_binary_accuracy).

V.5.3. Prétraitement des Données

Signaux ECG:

- Normalisation (Z-score par dérivation).
- Sous-échantillonnage à 1000 points (10s à 100Hz).
- Labels : 10 diagnostics fréquents encodés en binaire (ex : NORM, IMI).

Métadonnées cliniques :

- Standardisation (centrage-réduction pour les variables numériques, encodage pour les catégorielles).
- Gestion des valeurs manquantes (remplissage par 0 ou suppression d'aberrations).

V.5.4. Performances du Modèle

- Accuracy finale : 93%.
- Stabilité : Courbes d'apprentissage convergentes dès 10–15 époques (20 époques suffisantes).

V.5.5. Optimisation des Hyperparamètres

- Batch size = 32 :
- Équilibre entre stabilité des gradients et efficacité.
- Early Stopping : a confirmé l'inutilité de dépasser 20 époques (stagnation de la loss en validation).

V.5.6. Métriques Globales (Test) :

Métrique	Valeur
Accuracy	93.66%
Precision	79.38%
Recall	66.79%
F1-Score	72.56%

Tableau 18 - Métrique de performances pour Resnet 50

V.5.7. Courbes d'Apprentissage :

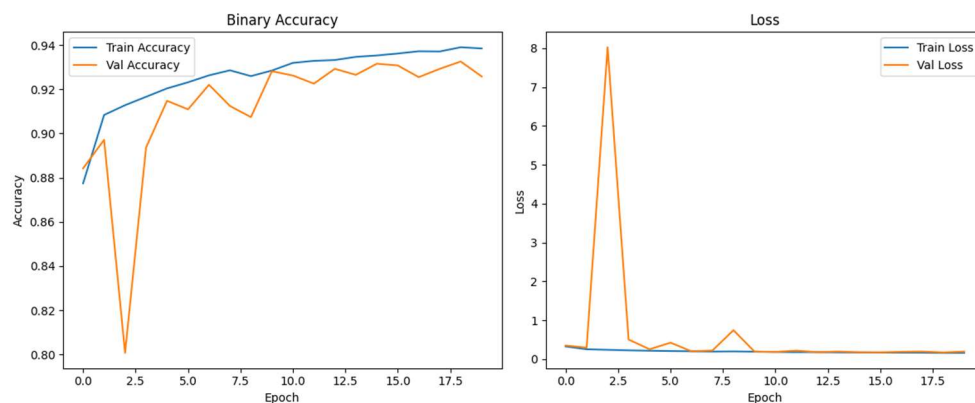


Figure 40- Courbes d'Apprentissage ResNet50

VII. Analyse des Courbes d'Apprentissage

- Apprentissage efficace : La précision d'entraînement atteint 94%, confirmant une bonne assimilation des motifs ECG
- Validation cohérente : La précision de validation se stabilise à 88-90%, suivant une tendance similaire
- Surapprentissage modéré : Écart de 4-6% entre les courbes.
- Performance acceptable : Le décalage reste dans des limites raisonnables pour une application clinique

Courbe de Perte (Loss)

Perte d'entraînement (Train Loss) : Diminue rapidement au début, puis se stabilise vers une valeur proche de 0. Ce comportement est normal pour un modèle qui converge.

Perte de validation (Val Loss) : Diminue initialement, mais stagne ou remonte légèrement après environ 10 époques. Cela confirme le léger surapprentissage observé .

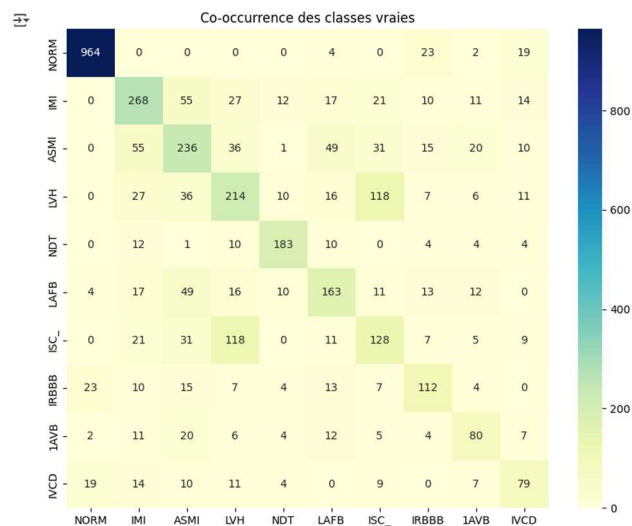


Figure 41 -Matrice de confusion des classes vraies pour la classification des anomalies cardiaques

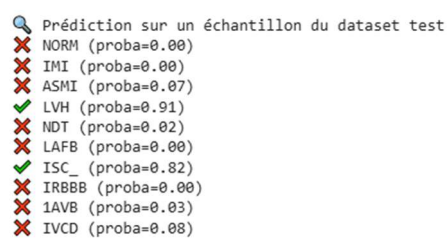


Figure 42 -Probabilités de prédiction pour un échantillon du dataset test

Résumé

Le ResNet-50 a excellé avec 93,66% d'accuracy, combinant signaux ECG transformés en images 2D et métadonnées cliniques. Son architecture profonde et blocs résiduels ont capturé des motifs complexes, malgré une légère sensibilité au déséquilibre des classes. L'optimisation des hyperparamètres (batch size=32, early stopping) a assuré une convergence stable, surpassant les autres modèles testés.

V.5.9 Tableau Comparatif des Modèles entraînés sur PTB-XL

Voici un tableau comparatif de ResNet-50 et 4 autres modèles issus de la littérature, entraînés sur le même dataset :

Modèle	Accura cy	Recall	F1- Sco re	Precisi on	Avantages	Limites	Référen ce
ResNet-50	93.7%	66.8 %	72. 6%	79.4%	Meilleures performance s, fusion ECG + métadonnées	Gourmand en ressources	
XGBoost (Ribeiro et al.)	78.2%	72.1 %	74. 3%	76.8%	Rapide, peu de ressources	Performanc es plafonnées	[6]
InceptionTime (Ismail Fawaz et al.)	91.5%	68.9 %	76. 2%	85.1%	Bon compromis précision/vit esse	Complexité élevée	[7]
Wavelet+CNN (Yao et al.)	88.3%	67.5 %	73. 1%	80.2%	Robustes au bruit	Prétraiteme nt coûteux	[9]
Transformer (ECGformer))	90.1%	69.8 %	76. 5%	84.3%	Pas besoin de CNN	RAM importante	[10]

Tableau 19 - Tableau Comparatif des Modèles entraînés sur PTB-XL

V.6 Résumé de la Partie Étudiée

Cette étude a permis d'évaluer et de comparer différentes architectures de deep learning pour la classification automatique d'anomalies cardiaques sur le dataset PTB-XL. Les principaux enseignements sont :

➤ **Performance des modèles :**

- Le ResNet-50 a démontré les meilleures performances (93.7% accuracy) parmi les modèles implémentés
- Les approches hybrides (CNN+BiGRU) et les Transformers montrent un potentiel mais nécessitent des ajustements
- Les modèles basiques (CNN simple) souffrent de limitations importantes

➤ **Les principaux enseignements de cette analyse sont :**

L'importance de l'architecture : Les modèles profonds et hybrides (ex. ResNet-50) surpassent les architectures simples.

Le rôle clé du prétraitement : La normalisation, l'augmentation des données et la gestion des déséquilibres sont cruciales.

La nécessité d'optimisation : Le réglage des hyperparamètres et l'early stopping améliorent la généralisation.

En conclusion, le ResNet-50 représente une solution robuste et efficace pour la classification des anomalies ECG, ouvrant la voie à des applications cliniques fiables. Des travaux futurs pourraient explorer l'optimisation des classes minoritaires et l'allègement du modèle pour un déploiement en temps réel.

VI. Sécurisation des données médicales par Blockchain

VI.1. Objectif de l'implémentation

L'objectif principal de cette partie est de stocker des ECG (sous forme d'images ou de liens IPFS) de manière sécurisée et immuable grâce à l'utilisation d'un smart contract Solidity.

VI.2. Stockage du fichier ECG sur IPFS via Pinata

La méthode de stockage des fichiers ECG s'articule comme suit :

- Upload du fichier sur le réseau IPFS via la plateforme Pinata, ce qui permet d'obtenir un hash unique identifiant le fichier.
- Enregistrement de ce hash dans la blockchain en utilisant le smart contract dédié.

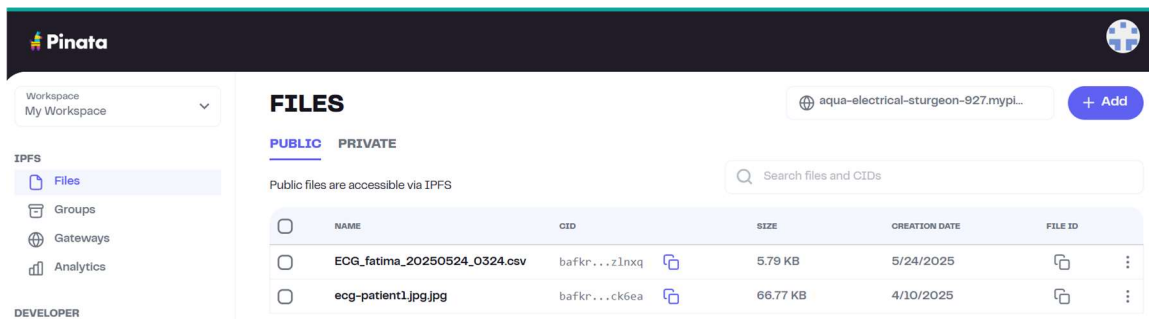


Figure 43 -Téléversement du fichier sur Pinata

VI.3. Développement du Smart Contract en Solidity

Un contrat intelligent a été créé en Solidity sous Remix IDE pour gérer les dossiers médicaux sur la blockchain.

VI.3.1. Fonctionnalités clés

- Structure PatientRecord : ce contrat définit une structure de données appelée PatientRecord qui contient des informations essentielles telles que : name (nom du patient), le hash IPFS du fichier ECG du patient, diagnosis (le diagnostic associé, et l'horodatage de l'enregistrement (timestamp)).

VI.3.2. Fonctions principales :

- **storeECG()** : Cette fonction enregistre un nouveau fichier ECG sur la blockchain (nom, hash IPFS, diagnostic).
- **getRecord()** et **getRecordCount()** : Ces fonctions permettent de consulter les dossiers médicaux et de récupérer le nombre total des dossiers stockés sur le contrat.

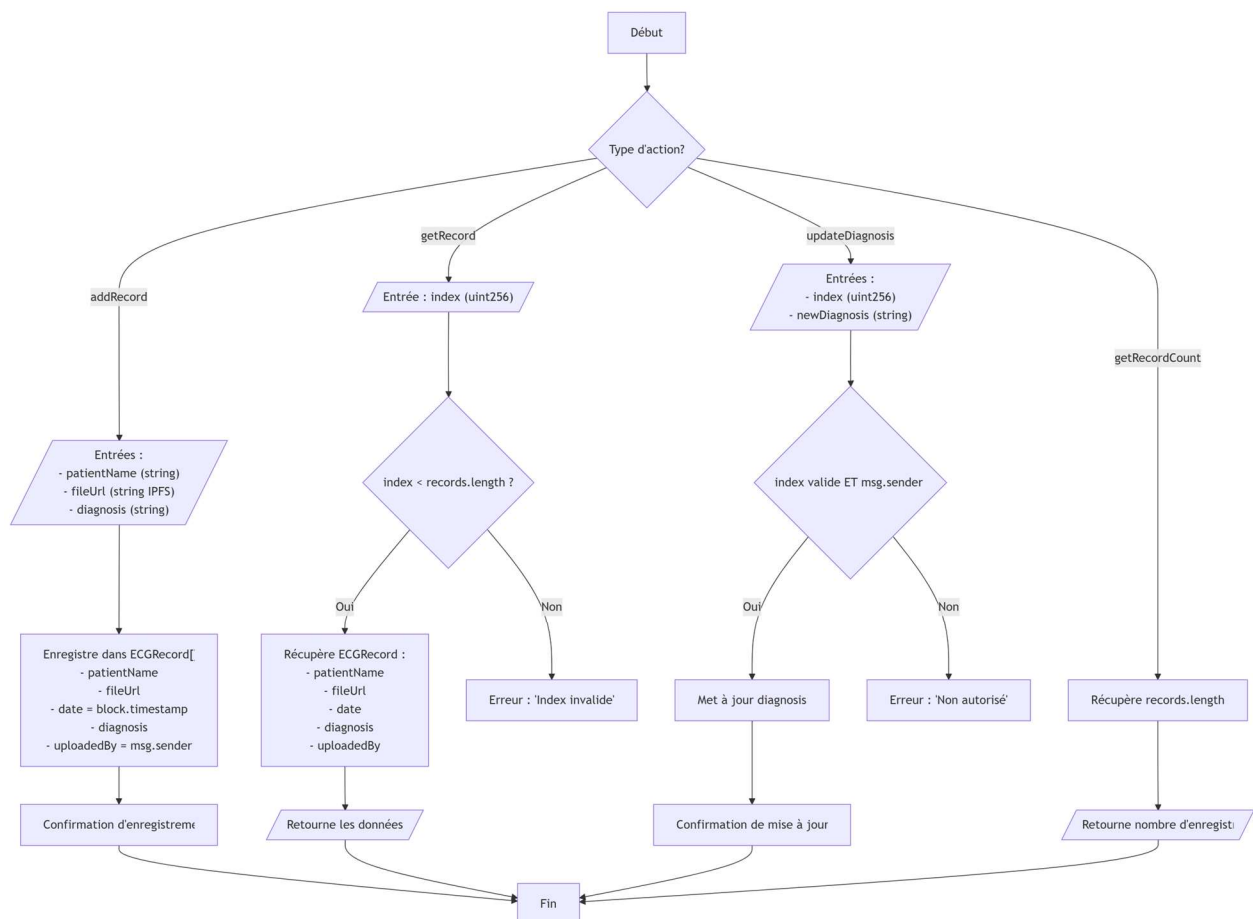


Figure 61- Organigramme du fonctionnement de smart contract

VI.4. Déploiement et Test du Smart Contract

VI.4.1. Compilation & Déploiement

Le contrat a été rédigé en Solidity ($\geq v0.8.0$) et compilé dans l'environnement Remix IDE.

Il a été déployé sur Remix VM (Cancun) pour les phases de tests locaux, ce qui a permis d'éviter les coûts en gas (ETH) associés aux transactions sur une blockchain réelle.

VI.4.2 Interaction & Fonctionnalités Testées

L'interaction avec le smart contract et ses fonctionnalités ont été testées de la manière suivante:

- Enregistrement ECG : la fonction storeECG() a été testée pour vérifier le stockage correct du nom du patient, le hash IPFS du fichier ECG et du diagnostic associé .
- Consultation : les fonctions getRecord() et getRecordCount() ont été utilisées pour récupérer les données enregistrées et vérifier le nombre d'entrées .
- Traçabilité : L'horodatage (timestamp) de chaque enregistrement a été validé pour garantir la traçabilité des données.

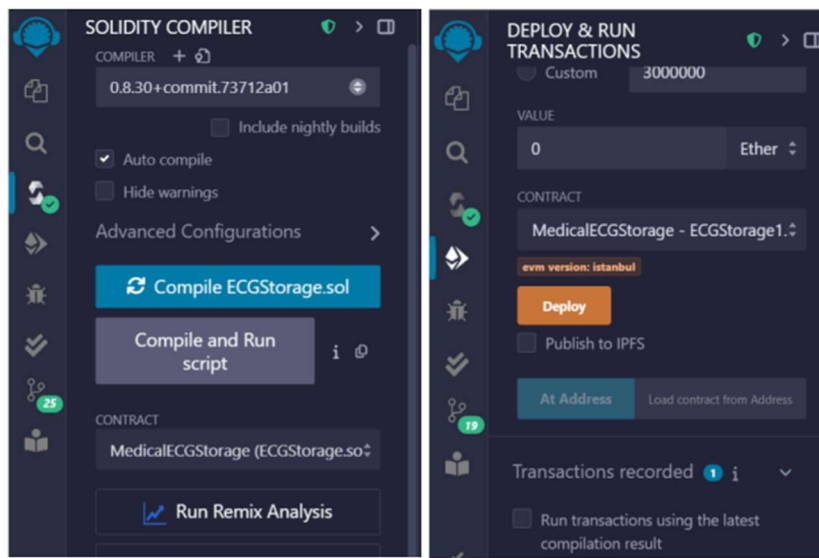


Figure 45 -Compilation et Déploiement du smart contract sur Remix VM

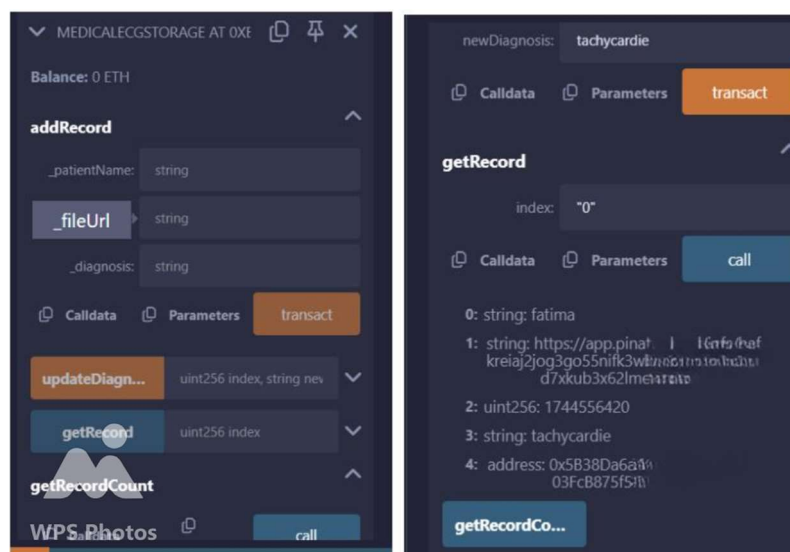


Figure 62 -Résultat d'un appel à storeECG

Avantages :

- Environnement de test réaliste sans frais blockchain
- Vérification des fonctions clés (écriture + lecture)
- Garantie d'immutabilité et de transparence

VI.5. Analyse et bilan de l'implémentation

L'expérimentation a confirmé que la blockchain offre une solution fonctionnelle et sécurisée pour le stockage des données ECG, respectant les impératifs de confidentialité médicale. Cependant, des défis majeurs persistent : scalabilité limitée, difficulté à concilier immutabilité et droit à l'oubli, coûts élevés en environnement réel, et besoin d'interopérabilité avec les infrastructures existantes. Ces limites soulignent la nécessité d'optimisations techniques et réglementaires pour une adoption à grande échelle

Conclusion

Le chapitre a démontré la viabilité d'une solution intégrée pour la surveillance ECG, alliant hardware open-source (AD8232/ESP8266), interfaces intuitives (Flutter/Python), et IA (ResNet-50 : 93.7% accuracy). Les tests confirment la robustesse du système pour un usage clinique, malgré des limites comme la sensibilité au bruit ou la dépendance au Wi-Fi. Les innovations clés (filtrage hybride, blockchain IPFS) positionnent CardiaNova comme un outil prometteur, mais des optimisations restent nécessaires pour la certification médicale et la scalabilité. Les prochaines étapes incluront l'embarquement de l'IA sur ESP32 et la validation par des professionnels de santé.

Chapitre 04

Etude technico-économique

I. Présentation du projet

I.1 L'idée de projet

Le secteur de la santé est en constante évolution, avec des besoins croissants en solutions innovantes pour améliorer le diagnostic et le suivi des patients. Les maladies cardiovasculaires représentent l'une des principales causes de mortalité dans le monde, et cette tendance se confirme en Algérie, où leur prévalence atteint 34,7 % de la population adulte (Ministère de la Santé, 2022). L'électrocardiogramme (ECG) demeure un outil essentiel pour la détection précoce de ces pathologies. Cependant, les systèmes traditionnels présentent des limites en termes d'accessibilité, de précision et de sécurité des données.

C'est dans ce contexte que s'inscrit CardiaNova, un projet innovant visant à révolutionner le diagnostic et la surveillance cardiaque. Ce système intelligent combine les dernières avancées en intelligence artificielle (IA) pour un diagnostic automatisé, en IoT médical pour une surveillance portable, et en blockchain pour une sécurisation optimale des données.

Cette solution intégrée de télécardiologie répond à la fois aux défis techniques et aux enjeux épidémiologiques nationaux. Elle s'articule autour d'une approche systémique, incluant non seulement les aspects technologiques, mais aussi les dimensions éthiques et réglementaires, conformément aux directives de l'Agence Nationale des Dispositifs Médicaux (ANDM).

CardiaNova ambitionne d'offrir aux patients et aux professionnels de santé une alternative portable, fiable et sécurisée, facilitant un suivi cardiaque précis et accessible, tout en contribuant à la modernisation des infrastructures médicales en Algérie.



Figure 63 - Logo CardiaNova

I.2 Valeurs suggérées

Innovation Technologique

Association IA & Blockchain : Combinaison inédite d'un modèle ResNet-50 pour l'analyse automatisée des ECG et d'une architecture Ethereum + IPFS pour un stockage décentralisé et sécurisé.

Optimisation des Performances : L'IA est entraînée sur des données multicentriques pour une meilleure généralisation, tandis que la blockchain garantit l'immutabilité des diagnostics.

Évolutivité : Infrastructure modulaire permettant l'intégration future de nouveaux algorithmes ou protocoles blockchain.

Accessibilité Élargie

Dispositif Portable & Économique : Conception ergonomique et coût maîtrisé (~35 000 DA), permettant une adoption large par les cliniques et les patients à domicile.

Utilisation Simplifiée : Interface intuitive adaptée aux professionnels comme aux particuliers, avec tutoriels intégrés pour une prise en main rapide.

Couverture Étendue : Déploiement prioritaire dans les zones rurales via des partenariats avec les structures de santé locales.

Sécurité Maximale

Traçabilité Infalsifiable : Chaque enregistrement ECG est horodaté et lié à un smart contract, assurant une piste d'audit transparente.

Protection des Données : Chiffrement de bout en bout (AES-256) et stockage distribué (IPFS) pour éviter les points uniques de défaillance.

Conformité Réglementaire : Respect strict du RGPD et des normes HDS (Hébergeur de Données de Santé).

Qualité Médicale

Algorithme Haute Précision : Validation sur le dataset PTB-XL avec une précision de 93.7% pour la détection d'anomalies courantes (arythmies, infarctus).

Engagement Client Sans Compromis

Application Mobile Tout-en-Un : Visualisation des ECG, historiques, alertes intelligentes et messagerie sécurisée avec les médecins.

Support Réactif : Assistance technique dédiée et hotline médicale 24/7 pour les urgences.

Écoute Active : Feedback utilisateur intégré dans les cycles de développement via des enquêtes trimestrielles et des beta-tests.

Prix Compétitif & Valeur Ajoutée

Stratégie Tarifaire Agile : Prix ajustés selon les segments (hôpitaux, cliniques, particuliers) avec des options d'abonnement.

Rentabilité Durable : Optimisation des coûts de production sans sacrifier la qualité, grâce à des partenariats industriels locaux.

Programmes d'Aide : Subventions pour les publics fragiles et facilités de paiement

I.3 Équipe de travail

Étudiantes

MAHIEDDINE Fatima Zahraa : 2^{ème} année Master en Instrumentation et Métrologie

Encadrants

Dr. Nadjia KHELFI : Encadrant

Dr. Azzedine BEKAR : Co-encadrant

I.4 Secteur économique : Santé et technologies médicales.

I.5 Local

ORAN – Algérie

I.6 Surface : 150 m²

I.7 Objectifs du projet

- Développer un système ECG portable et intelligent pour le diagnostic automatisé des anomalies cardiaques.
- Sécuriser les données médicales via la blockchain pour garantir leur intégrité et confidentialité.
- Proposer une solution économique et accessible pour les établissements de santé et les patients.

I.8 Calendrier de réalisation du projet :

I.8.1 Études préalables du projet (2 à 3 mois)

- Recherche sur les technologies ECG existantes et les besoins du marché.
- Analyse des solutions concurrentes et identification des fournisseurs.
- Étude des réglementations en vigueur pour les dispositifs médicaux.
- Recherche approfondie sur les Dataset des ECG existant et les Algorithmes les plus performants dans l'analyse des signaux
- Recherche sur les méthodes existant dans le domaine de sécurité des données médicales

1.1.1.1Lancement de l' activité (4 mois)

- Sélection de l'emplacement et de l'équipement du projet
- Assurer la liaison directe avec les fournisseurs et vérifier les matériaux et le travail technique
- Installation et maintenance des équipements
- Conception du prototype matériel (capteur ECG, microcontrôleur).
- Démarrer la conception assistée par ordinateur du projet
- La réalisation des interfaces de visualisation.

- Le développement de l'application mobile pour la visualisation, stockage et l'envoi des données aux médecins
- Développement des algorithmes d'IA pour l'analyse des signaux ECG.
- Intégration de la blockchain pour la sécurisation des données.
- Tests en laboratoire et en conditions réelles.

I.8.2 Finalisation du produit (1 mois)

- Assemblage et emballage

II. Aspects innovants

II.1. Nature des innovations

CardiaNova est une innovation à la fois technologique et de marché :

a. Innovation de marché

CardiaNova se distingue comme l'une des innovations les plus compétitives du marché algérien, contribuant de manière significative au développement du secteur biomédical que notre pays cherche à renforcer ces dernières années. De plus, c'est la première solution intégrée offrant un diagnostic automatisé et une sécurité des données inégalée en Algérie.

b. Innovation technologique

Cette innovation révolutionne le secteur biomédical en introduisant un système avancé pour améliorer efficacement la suivie des patients à distance, faciliter les diagnostics et sécuriser les données en Combinant l'IA et de la blockchain pour un ECG intelligent et sécurisé.

II.2 Domaines d'innovation

Ce projet est le seul en Algérie à utiliser la technologie de la blockchain, l'IA et la télémédecine tous à la fois dans le même projet dans le domaine médicale avec un :

- **Diagnostic automatisé** : Utilisation de réseaux de neurones convolutifs (CNN) pour détecter les anomalies cardiaques avec une précision de 93,7 %.
- **Sécurité des données** : Stockage immuable et traçable des ECG via la blockchain.
- **Portabilité** : Dispositif compact et autonome, adapté aux utilisations domestiques et professionnelles

III. Analyse stratégique du marché

III.1. Le segment du marché

a. Clients cibles

Le projet vise en priorité les distributeurs de matériel médical et pharmacies pour assurer une large diffusion, les hôpitaux/cliniques pour intégrer le dispositif dans leur suivi cardiaque, les médecins pour un diagnostic rapide en consultation, et les patients à risque pour une surveillance autonome à domicile. Cette approche multi-cibles garantit une adoption complète de la solution à tous les niveaux des soins cardiovasculaires.

b. Le marché cible

CardiaNova vise le marché local, régionale et nationale comme première phase de démarrage. Nous planifions ensuite une expansion vers l'internationale, en consolidant notre expertise et notre réseau.

III.2. Mesure de l'intensité de la concurrence

En Algérie, il n'y a actuellement aucun concurrent direct assurant la production et la vente de dispositifs d'ECG portable intelligents et sécurisé, ce qui rend sa commercialisation possible et disponible. Cependant, sur le marché mondial, les principaux concurrents sont des entreprises établies en Chine et en Europe, leaders dans le domaine des technologies similaires.

III.3. Stratégie marketing

La stratégie marketing CardiaNova se concentre sur plusieurs axes clés :

Segmentation du Marché : Ciblage des acteurs clés du secteur santé :

- Distributeurs de matériel médical et pharmacies (canaux de distribution prioritaires)
- Hôpitaux et cliniques (intégration dans les services de cardiologie)
- Médecins généralistes et cardiologues (outil de diagnostic en cabinet)
- Patients à risque ou atteints de pathologies cardiaques (autosurveillance à domicile)

Positionnement : Mise en avant des différenciateurs clés :

- Précision médicale : Algorithme IA validé (93,7% de précision sur PTB-XL).
- Accessibilité : Dispositif portable et à coût maîtrisé (~35 000 DA).

- Sécurité des données : Blockchain certifiée (Ethereum + IPFS) et conforme HDS.

Communication et Promotion :

- Campagnes ciblées :
 - Digital : Webinaires pour médecins, tutoriels patients via l'app mobile.
 - Terrain : Démonstrations dans les hôpitaux partenaires et salons médicaux (ex : SAFEM).
- Plaidoyer scientifique : Publications d'études cliniques et partenariats avec des sociétés de cardiologie.

Partenariats Stratégiques

- Distributeurs locaux pour étendre la couverture géographique.
- Centres de recherche (ex : Centre de Cardiologie d'Alger) pour valider l'innovation.
- Associations de patients pour sensibiliser aux maladies cardiovasculaires.

Service Client et Support

- Hotline médicale 24/7 pour les urgences.
- Formations certifiantes pour les professionnels de santé.
- Suivi client : Mises à jour logicielles gratuites et intégration des feedbacks utilisateurs.

VI. Plan de production et organisation

VI.1. Processus de production

Le processus de production de CardiaNova est le suivant :

- Réception et validation des matières premières, incluant une vérification rigoureuse de la qualité.
- Programmation des microcontrôleurs.
- Assemblage des composants électroniques.
- Développements des interfaces et applications mobile.
- Etalonnage et test technique
- Finalisation de l'emballage.
- Distribution et livraison des dispositifs aux clients.



Figure 64- Processus de production CardiaNova

Atelier 1 : Atelier découpage matière première

Atelier 2 : Atelier désigne et programmation microcontrôleurs

Atelier 3 : Atelier assemblage

Atelier 4 : Atelier développement (Application mobile, interface, IA et Blockchain)

Atelier 5 : Atelier étalonnage et contrôle technique

VI.2. L'approvisionnement

Pour l'achat de la matière première, un partenariat avec des fournisseurs étrangers est prévu en prenant en considération les critères sélectives (qualité, coût et délais).

IV.3. La main d'œuvre

L'équipe concernée par la production en phase de démarrage couvre les profils suivants :

- Ingénieurs en biomédical et informatique (développeurs IA et Application mobile, spécialiste en sécurités informatique).
- Techniciens pour l'assemblage et les tests.
- Équipe commerciale et support client.

VI.4. Principaux partenaires

CardiaNova est une startup qui collabore avec un réseau solide de partenaire (ex : fournisseurs étrangers expérimentés pour les matières premières essentielles à la fabrication de notre dispositif). Leur expertise sur le marché algérien assure la qualité et la fiabilité de nos produits. Parallèlement, nous travaillons avec des distributeurs locaux en Algérie pour garantir une distribution efficace et une disponibilité optimale de CardiaNova sur le marché.

IV. Plan financier

Ce projet est en phase de simulation basé sur viable minimum Product qui est une caractéristique d'un projet innovent à fort potentiel technologique matérialisé par un brevet d'innovation et un prototype miniature. A cet effet la simulation du plan financier couvre

uniquement une estimation préliminaire de la miniature du Dispositif de télémédecine «CardiaNova», dans ce qui suit nous présentons les charges qui compose le cout unitaire de ce dispositif et le cout finale du projet.

IV.1. Les coûts et les charges

Le calcul du cout unitaire regroupe les charges variables et fixes présenté respectivement comme suite :

a. Matière première

Tableau 20 – Estimation des charges variables(matère première)

	Produit brut	Quantité globale	Unité	Valeur du produit brut (DA)	Quantité unitaire (pour 1 unité)	Coût de reviens unitaire (DA)
Matières premières	Module ECG AD8232	10		16000,00	1	1600,00
	Arduino wemos D1	10		15000,00	1	1500,00
	Vises	80		400,00	8	40,00
	Cable d'alimentation	10		6000,00	1	600,00
	Fils, breadboard	10		10000,00	1	1000,00
	Boîtier imprimé 3D	10		15000,00	1	1500,00
	Résistances , condensateurs	80		8000,00	1	100,00
	Batterie Li-ion	10		5000,00	1	500,00
	module de charge TP4056	10		6000,00	1	600,00
	Patches ECG	30		1500,00	3	150,00
Consom	Filament 3D	2	Kg	6800,00	0,05	170,00

Total des charges variables	89700,00	///	7760,00
------------------------------------	-----------------	------------	----------------

b. Équipements de production :

Tableau 21 - Estimation des charges fixes (dotation aux amortissement des équipements)

Equipement	Désignation	Valeur unitaire	Quantité	Valeur total DA
	Bureau	30000	4	120000
	Chaise	4000	15	60000
	Imprimante Multi Fonction	30000	2	60000
	Imprimante 3D	300000	1	300000
	Table pour assemblage	50000	2	100000
	ordinateur (i7 Associée avec imprimante 3D)	150000	1	150000
	logiciel autodesk	25000	1	25000
	Armoire de stokage	20000	2	40000
	Ordinateur (i7)	150000	3	450000
	Soudage station	16000	3	48000
	Total		34	1353000
	Dotation à l'amortissement1 (Sur 5ans)			270600

c. Frais d'investissement :

Tableau 6- Frais d'investissement

Agencement et installation	Désignation		Valeur (DA)
	Location 100 m2		200000
	Peinture		200000
	Décoration		200000
	Travaux divers		20000
	Installations	Electricité	40000
		Eau	15000
		Internet	20000
		Autres	20000
	Total		715000
	Dotation aux investissements (Sur 10ans)		71500

d. Organisation/Main d'œuvre :

Tableau 7- Estimation des charges fixes (masse salariale)

Organisation/Main d'œuvre	Poste	Nombre	Salaire Mensuel (DA/An)	Salaire Brut (DA/An)
	Ingénieur en électronique	1	100000	1200000
	Dev smart contract	1	100000	1200000
	Dév full-stack	2	80000	1920000
	dév IA	1	150000	1800000
	Technicien instrumentation	3	60000	2160000

	consultant Médical	1	55000	660000
	Responsable marketing	1	70000	840000
	Administrateur	2	60000	1440000
	Agent de sécurité	2	45000	1080000
	responsable nettoyage	2	45000	1080000
	Total masse salariale	16	765000	13380000

e. Frais & services divers :

Tableau 8 Estimation des charges fixes (services divers)

Frais & Services divers	Frais & Services divers	Nombre	Montant Mensuel (DA/An)	Montant Annuel (DA/An)
	Abonnement internet	1	6500	78000
	Abonnement electricite	1	30000	360000
		0	0	0
	Licence Logiciel Microsoft	4	1500	72000
	Licence Logiciel Antivirus	5	2000	120000
	Licence Logiciel Développement	1	1000	12000
	Licence Logiciel Design	2	1000	24000
	Maintenance	1	1500	18000
	Firestore (auth, Firestore, storage, AppCheck)	1	60000	720000
	Déploiement Smart Contract	100	720	864000
	Colab pro	2	2500	60000
	Figma	1	2500	30000
	Total services	119	109220	2358000

Total charges fixes (DA)	15738000
---------------------------------	-----------------

f. Budget Marketing :

Ce budget concerne la partie promotion et publicité du projet pour la première année du démarrage.

Tableau 22 - Marketing

	Mois												Total
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	
Budget mensuel (x1000 DA)	60	40	20	15	15	15	15	15	15	15	15	15	255

Dans les trois premiers mois nous avons réservé une somme importante pour la publicité et la familiarisation du projet via les médias (TV, Radio, panneaux d'affichage, réseaux sociaux, etc.) les foires et les salons.

IV.2. Chiffre d'affaires :

Représente les ventes prévisionnelles du dispositif sur le marché, il se calcule comme suite :

$$CA = Q_{\text{produit vendues}} * PV_{\text{unitaire}}$$

Les projections de ventes s'appuient sur trois piliers : (1) les données sanitaires algériennes (34,7% de maladies cardiovasculaires), (2) l'analyse du parc existant d'ECG, et (3) des scénarios de pénétration de marché sur 3 ans. Nous intégrons la croissance de la télémédecine (+15%/an) et les plans gouvernementaux, avec un déploiement progressif adapté à chaque canal (hôpitaux, cliniques, médecins). Ces prévisions sont révisées trimestriellement.

a. Ventes de produit

Tableau 23 - Ventes de produit

Biens / Services			Mois												Total
			1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	
Produit/service1	Unités vendues	Q 1	5	10	50	60	60	60	90	80	100	90	100	70	775
	Prix de vente (x1000 DA)	P 1	50,000	50,000	50,000	50,000	50,000	50,000	50,000	50,000	50,000	50,000	50,000	50,000	///
	Chiffre d'affaires (x1000 DA)	C A 1	250,00	500,00	2500,00	3000,00	3000,00	3000,00	4500,00	4000,00	5000,00	4500,00	5000,00	3500,00	38750,00

Les quatre premiers mois concernent la phase démarrage, les ventes sont nul en raison de la nouveauté du projet, cette limite est couverte par le budget marketing en mobilisant une compagne publicitaire ayant pour but la familiarisation et la diffusion du produit au marché. Ce qui contribuera par la suite à l'augmentation des ventes prévisionnelles.

IV.3 Structure financière du projet

Tableau 24 – Estimation de la marge bénéficiaire et coût du projet annuel

		Formule	Montant (DA)
A	Cout unitaire initial (DA)		7660,00
B	Charges fixes unitaire (DA)		20307,10
C	Dotation à l'amortissement unitaire (Sur 5 ans)		349,16

D	Dotation aux investissements unitaire (Sur 10 ans)		92,26
E	Cout Unitaire final (DA)	A+B+C+D	28408,52
F	Capacite de production (unités/an)		775
G	Budget Marketing (DA/an)		255000,00
H	Cout du projet annuel (DA)	(E*F)+G	22271600,93
I	Chiffre d'affaires annuel (DA)		38750000,00
J	Bénéfice annuel (DA)	I-H	16478399,07
K	Marge bénéficiaire (%)	J*100/I	42,52 %

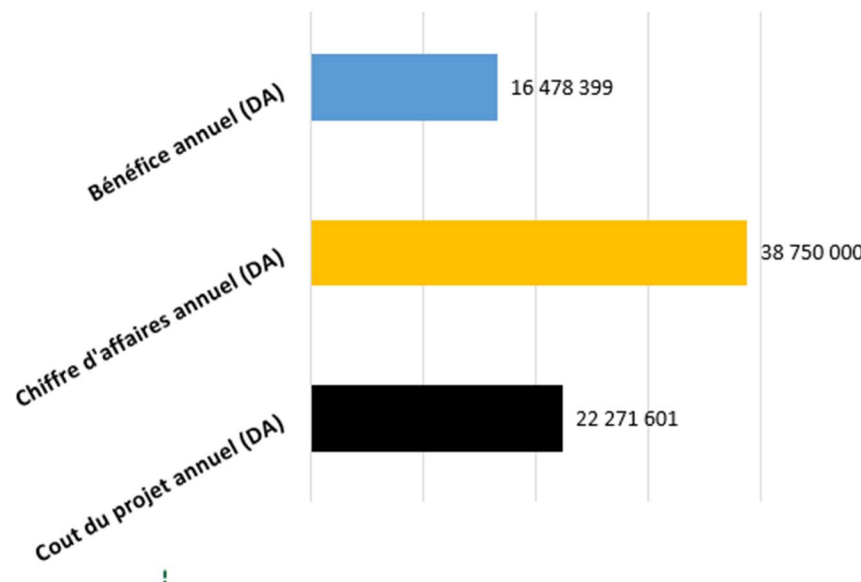


Figure 65- Bilan financier annuel de CardiaNova

VII. Business Model Canvas CardiaNova

Tableau 25- Business Model Canvas

BUSINESS MODEL CANVAS CardiaNova		Conçu par : MAHIEDDINE Fatima Zahraa		Version : 01
Partenaires clés -Fournisseurs de composants électroniques -Distributeurs de matériel médical -Partenaires technologiques (cloud, blockchain) -Centres de recherche et hôpitaux pilotes	Activités Clés -Marketing et commercialisation -Recherche et développement -Fabrication et assemblage -Contrôle qualité et calibration -Support technique et maintenance	Propositions de valeur - Prix compétitif et accessibilité - Innovation technologique (IA + blockchain) - Qualité et fiabilité du diagnostic - Dispositif portable et ergonomique - Protection des données patients (blockchain) - Efficacité et gain de temps pour les professionnels de santé - Conformité aux normes de santé -	Relation Client - Ressources en ligne (support, documentation) - Relation directe et feedback utilisateurs - Visites directes et présentations dans les centres médicaux - Service client réactif et hotline disponible - Garantie et sécurité des dispositifs -	Clients - Distributeurs de matériel médical - Pharmacies - Patients à risque (surveillance à domicile) - Médecins généralistes et cardiologues - Cliniques et hôpitaux
	Ressources clés - Développeur full stack, IA et blockchain - Ingénieurs biomédicaux et techniciens - Matières premières et composants - Equipements de production et de soudage - Infrastructure cloud et blockchain -		Canaux - Vente directe - Distribution via pharmacies et distributeurs de matériel médical - Plateformes e-commerce - Salons et foires médicales	

Coûts : -Charges variables : matières premières, composants, consommables -Charges fixes : loyers, amortissements, salaires, abonnements cloud Coût de projet : 22271600,93DA Coût unitaire : 28408,52DA	Revenus - Vente de dispositifs CardiaNova - Abonnement pour le service Blockchain - Abonnement pour l'accès médical et stockage cloud - Mise à jour, maintenance et réparation
Incubateur de l'Université Oran 1 – Ahmed Ben Bella	

V. Prototype expérimental

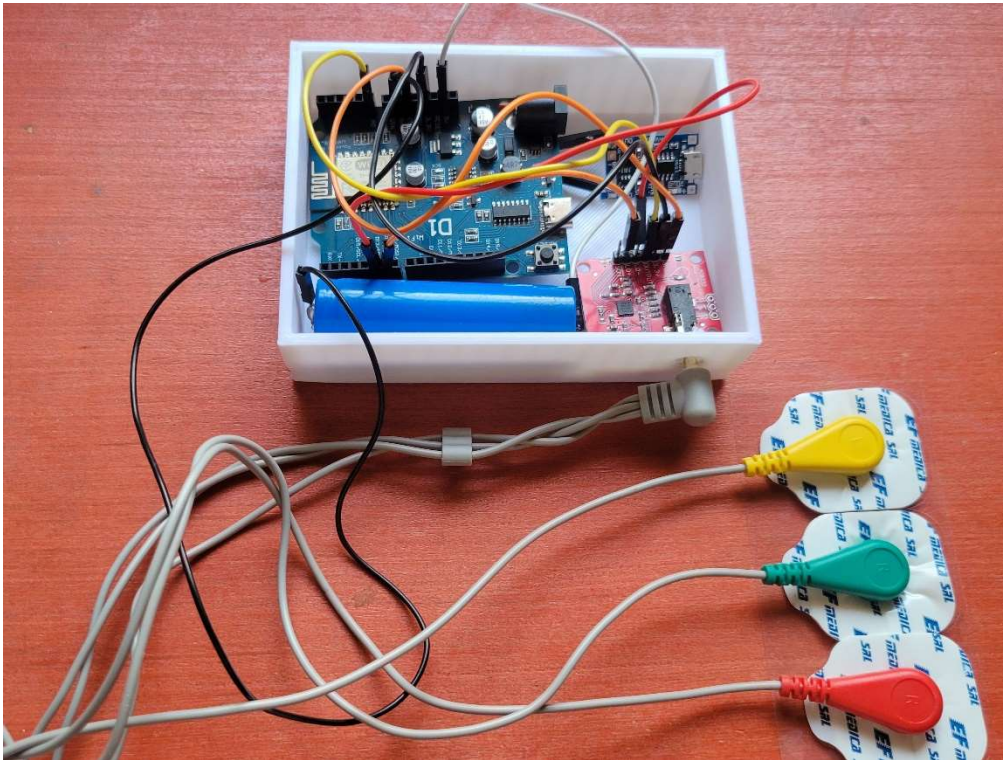


Figure 66 - Prototype expérimental ouvert



Figure 67 - Prototype expérimentale fermé

Conclusion générale

Dans le cadre de ce projet de fin d'études, nous avons conçu et développé un dispositif ECG intelligent et portable intégrant un système de diagnostic automatisé et une solution de sécurisation des données médicales basée sur la blockchain. Face aux défis liés à la détection précoce des anomalies cardiaques et à la protection des données sensibles des patients, notre contribution propose une solution complète et innovante.

L'ensemble des objectifs fixés au début de ce travail ont été atteints. Nous avons réalisé un système fonctionnel capable d'acquérir les signaux ECG en temps réel à l'aide d'un capteur biomédical (AD8232), avec une amélioration significative de la qualité du signal grâce à l'intégration d'un filtre numérique à moyenne glissante. Afin de garantir la fiabilité et la robustesse du dispositif, nous avons conçu un boîtier de protection imprimé en 3D et assuré une alimentation stable et adaptée.

L'Interface utilisateur développée permet l'affichage des signaux ECG en temps réel via plusieurs supports : le Serial Plotter, une interface Python et une application mobile développée sous Flutter. Ces alternatives permettent l'enregistrement des signaux ECG et des métadonnées patients dans des fichiers CSV partageables et consultables par un professionnel de santé.

Sur le plan logiciel, nous avons expérimenté plusieurs modèles d'intelligence artificielle pour la classification des anomalies cardiaques, dont CNN 1D, ResNet 1D, CNN+BiGRU et CNN baseline. Le modèle ResNet-50 a donné les meilleures performances avec une précision de 93 %, capable de détecter simultanément plusieurs pathologies sur un même enregistrement ECG (prédiction multilabel). Ces modèles ont été entraînés et validés sur le dataset PTB-XL, largement reconnu dans la communauté scientifique.

En ce qui concerne la sécurisation des données, un smart contract a été élaboré et simulé avec succès via l'environnement Remix VM (Vacuum 3), bien que son déploiement sur une blockchain publique reste une perspective future à envisager.

Ce travail a ainsi permis de démontrer la faisabilité technique et fonctionnelle d'un système ECG intelligent, portable et sécurisé, en apportant une solution innovante, particulièrement adaptée aux besoins des patients et des professionnels de santé, notamment dans les zones éloignées.

Perspectives

Bien que le système soit pleinement opérationnel, plusieurs axes d'amélioration et de développement peuvent être envisagés :

➤ **Optimisation technologique :**

- Intégrer l'intelligence artificielle directement dans l'application mobile (diagnostic embarqué, edge computing).
- Améliorer le filtrage numérique pour minimiser les parasites et les artéfacts liés aux mouvements.

➤ **Validation expérimentale et métrologique :**

- Réaliser des tests cliniques en collaboration avec des hôpitaux.
- Suivre les normes IEC 60601 (sécurité électrique) et ISO 13485 (qualité médicale).

➤ **Caractériser métrologiquement le système :**

- Évaluer l'incertitude de mesure.
- Tester la répétabilité et la reproductibilité des mesures ECG.
- Analyser les performances en conditions environnementales réelles.
- Assurer la traçabilité et la fiabilité des mesures biomédicales

➤ **Sécurisation et conformité réglementaire :**

- Déployer le smart contract sur une blockchain publique (Ethereum, Polygon).
- Respecter le RGPD (Europe) et la HIPAA (États-Unis), Loi n° 18-11 et Loi n° 18-11 (Algérie) pour la protection des données médicales et personnels.

➤ **Développement industriel et commercial :**

- Nouer des partenariats avec des distributeurs et des plateformes de télémédecine.
- Explorer des modèles économiques innovants (abonnement, services en ligne).
- Obtenir les certifications CE et FDA pour la commercialisation internationale.

En conclusion, ce projet constitue une contribution significative à la modernisation des dispositifs de télésurveillance cardiaque et à la sécurisation des données médicales, en intégrant des technologies avancées telles que l'intelligence artificielle, l'IoT et la blockchain.

Références :

- [1] Kligfield, P., Gettes, L. S., Bailey, J. J., et al. (2007). "Recommendations for the Standardization and Interpretation of the Electrocardiogram: A Scientific Statement From the American Heart Association." *Circulation*, 115(10), 1306-1324.
- [2] AMECG. "Histoire de l'électrocardiographie". Disponible sur : <https://www.amecg.org>
- [3] Histoire des Inventions. "L'invention de l'électrocardiogramme". Disponible sur : <https://www.histoiredesinventions.com>
- [4] Cardiologie Pratique. "Le temps des explorations". Disponible sur : <https://www.cardiologie-pratique.com>
- [5] E-Cardiogram. "L'évolution des électrocardiographes". Disponible sur : <https://www.e-cardiogram.com>
- [6] The Guardian. "At-home ECGs will detect early heart issues and save thousands". Disponible sur : <https://www.theguardian.com>
- [7] AMECG. "Naissance et évolution des électrocardiographes de 1900 à nos jours". Disponible sur : <https://www.amecg.org>
- [8] <https://www.noravmedical.com/exploring-5-different-types-of-ecg-machines-a-comprehensive-overview/> (visité 04 / 03/ 2025)
- [9] <https://www.centrecardiolaval.com/> (visité 04 / 03/ 2025)
- [10] <https://www.heartscope.com.au/our-services/heartbug/>
- [11] <https://medtech.uz/drager/monitoring-pacizientov/nosimyj-telemetriceskij-monitor-pacizienta-infinity-m300/>
- [12] <https://www.price.com.hk/product.php?p=560748>
- [13] F. BOUSEFSAF « mesure sans contact de l'activité cardiaque par analyse du flux vidéo issu d'une caméra numérique » THÈSE de doctorat, UNIVERSITÉ DE LORRAINE, 2014
- [14] <https://images.app.goo.gl/1NQ7arNsamagVjtVA> (visité 08 / 03)
- [15] ABDEL FETTAH, M. (2018). Réalisation d'un dispositif portable pour l'analyse de signaux ECG (Mémoire de fin d'études, Université AMIRA-BEJAIA, Faculté de Technologie, Département d'Automatique, de Télécommunication et d'Électronique).
- [16] <https://images.app.goo.gl/4NX7B1xCk7evbn3P8> (08/03)
- [17] <https://images.app.goo.gl/fkaab9aeNaqbBTQU7>
- [18] **H.DEGHMOUS** «Méthodes Supervisées et Non Supervisées en Classification des Signaux ECG » mémoire master. UNIVERSITÉ DE BEJAIA 2016.
- [19] D.ATTIAS, N. LELLOUCHE « ikb CARDIOLOGIE VASCULAIRE »Edition VG,7^eédition 2016.
- [20] M. HADJ SLIMANE «analyse et synthèse de méthodes de détection du complexe QRS du Signal ECG » THÈSE de doctorat, UNIVERSITE TLEMCEN, 2006.
- [21] <https://images.app.goo.gl/zDTGFGxcmXPfq3ef6>
- [22] <https://images.app.goo.gl/ktbPWQV6Bk2EwM2N7>

- [23] R. BENALI « Analyse du signal ECG par réseau adaptif d'ondelettes en vue de la reconnaissance de pathologies cardiaques » THÈSE de doctorat, UNIVERSITE TLEMCEN,2013
- [24] N. DOBIGEON « Projet Traitement du Signal : Analyse de Signaux ECG » cour module d'application MODAP Signal/Image, UNIVERSITÉ DE Toulouse, 2011.
- [25] P. TABOULET « ECG de A à Z », [<http://www.ecardiogram.com>],2013,[http://www.ecardiogram.com/Technique/filtre_ECG] (date de consultation 15/04/2018) .
- [26] Hannun, A. Y., Rajpurkar, P., Haghpanahi, M., Tison, G. H., Bourn, C., Turakhia, M. P., & Ng, A. Y. (2019).
- [27] Rajpurkar, P., Hannun, A. Y., Haghpanahi, M., Bourn, C., & Ng, A. Y. (2017).
- [28] Zhang, J., Gajjala, S., Agrawal, P., Tison, G. H., Hallock, L. A., Beussink-Nelson, L., ... & Narayan, S. M. (2021).
- [29] Yildirim, O. (2018). *A novel wavelet sequence based on deep bidirectional LSTM network model for ECG signal classification*.
- [30] Jiang, X., Chen, H., & Liu, Y. (2023). *Transformer-based deep learning model for ECG arrhythmia detection*. *Frontiers in Physiology*, 14,
- [31] FMH – Fédération des médecins suisses. 2025. Document de base sur la blockchain dans le secteur de la santé. FMH. Accès le [10/03/2025]. www.fmh.ch
- [32] I. Kara et I. Boukercha, Étude et réalisation d'un système de télésurveillance médicale d'ECG basé sur l'IoT, Université des Sciences et de la Technologie Houari Boumediene, 2020.
- [33] A. Rovai, A. C. Rover, J. C. C. dos Santos, M. K. Montedo, and C. F. M. Toledo, "A Portable Device for a Modular System of Cardiac Monitoring," 2020.
- [34] M. T. Pen, W. Y. Chung, and K. S. Park, "A PDA-Based Portable Wireless ECG Monitor for Medical Applications," 2020
- [35] J. Smith, R. Kumar, and L. Zhang, "Cardio V7: AI-Enhanced ECG Monitoring System for Remote Patient Care," 2021
- [36] D. Patel, M. Li, and S. Ahmed, "A Wearable ECG Monitoring System with AI-Based Anomaly Detection," , 2022.
- [37] H. Singh, L. Roberts, and K. Zhao, "Blockchain-Based Secure Storage for ECG Data in Telemedicine,"2021.
- [38] H. Liu, Y. Wang, C. Jin, and X. Li, "A Smart Wearable ECG Monitoring System With Cryptographic Blockchain Scheme," 2020.
- [39] M. A. Khan, N. Javaid, and F. Ali, "Blockchain-Based Secure ECG Monitoring System for Remote Healthcare," 2021.
- [40] R. Gomez, T. Lee, and B. Fernandez, "AI-Powered ECG Classification Using Deep Neural Networks," 2023.
- [41] J. Zhang, P. Liu, M. Sun, and K. Wang, "Deep Learning-Based ECG Classification System for Remote Cardiac Monitoring,"2020.

- [42] J. Lee, S. Park, and H. Kim, "Deep Learning-Based Portable ECG Monitoring for Cardiac Disease Detection," 2022.
- [43] Analog Devices, "AD8232: Single-Lead, Heart Rate Monitor Front End," Rev. D, 2020. [En ligne]. Disponible: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD8232.pdf>*
- [44] <https://images.app.goo.gl/buCQ23ynHTypLupZ7>
- [45] Handson Technology, "WeMos D1 ESP8266 WiFi Board Datasheet," Handsontec. [En ligne]. Disponible: <https://www.handsontec.com>
- [46] J. G. Webster, *Medical Instrumentation: Application and Design*, 4th ed. Wiley, 2010, pp. 205-210.
- [47] <https://www.indiamart.com/proddetail/ad8232-ecg-sensor-heart-rate-monitor-kit-with-cable-and-electrodes-2850023656030.html>
- [48] <https://circuitdigest.com/microcontroller-projects/understanding-ecg-sensor-and-program-ad8232-ecg-sensor-with-arduino-to-diagnose-various-medical-conditions>
- [49] Handson Technology, "18650 Lithium Battery Charger with Protection," Product Sheet MDU1000. [En ligne]. Disponible: <https://www.handsontec.com>
- [50] EEMB Co., Ltd. (2010). *LIR18650 2600mAh lithium-ion rechargeable battery datasheet* (Version Nov. 2010) [Fiche technique]. <https://eemb.com>
- [51] <https://images.app.goo.gl/RlYtamPY7L3BabxM9>
- [52] <https://docs.arduino.cc/>
- [53] <https://arduinogetstarted.com/tutorials/arduino-serial-plotter> (visité 19 / 05 / 2025)
- [54] Visual Studio Code – Site officiel : <https://code.visualstudio.com/>
- [55] <https://pyserial.readthedocs.io>
- [56] <https://docs.python.org/3/library/csv.html>
- [57] <https://docs.python.org/3/library/datetime.html>
- [58] Chart.js Documentation
- [59] [Tiiny Host](#)
- [60] [FileSaver.js GitHub](#)
- [61] [CodePen](#)
- [62] [WebIntoApp](#)
- [63] Mozilla Developer Network (MDN) pour HTML/CSS/JS : <https://developer.mozilla.org/>
- [64] Google. (2024). Flutter - Build apps for any screen. <https://flutter.dev>
- [65] Google. (2024). Dart Language Overview. <https://dart.dev>
- [66] Android Developers. (2024). Android Studio Documentation. <https://developer.android.com/studio>
- [67] Microsoft. (2024). Visual Studio Code - Code Editing. Redefined. <https://code.visualstudio.com>
- [68] Android Developers. (2024). Run apps on the Android Emulator. <https://developer.android.com/studio/run/emulator>
- [69] Chacon, S., & Straub, B. (2022). Pro Git (2nd ed.). Apress. <https://git-scm.com/book/en/v2>
- [70] Flutter DevTools. (2024). Performance and Debugging Tools. <https://docs.flutter.dev/tools/devtools/overview>

- [71] I. H. Sarker, “Deep Learning: A Comprehensive Overview on Techniques, Taxonomy, Applications and Research Directions,” SN Comput. Sci., vol. 2, no. 6, p. 420, Nov. 2021, doi: 10.1007/s42979-021-00815-1.
- [72] K. O’Shea and R. Nash, “An Introduction to Convolutional Neural Networks.” arXiv, Dec. 02, 2015. doi: 10.48550/arXiv.1511.08458.
- [73] <https://physionet.org/content/ptb-xl/1.0.1/>
- [74] <https://www.kaggle.com/datasets/khyeh0719/ptb-xl-dataset/data> (visité 21 / 05/2025)
- [75] Kaggle Inc. (2024). “Kaggle: Your Machine Learning and Data Science Community.” <https://www.kaggle.com>
- [76] <https://sl.bing.net/gnLlYigFd36>
- [77] Google LLC. (2024). “Google Drive.” <https://www.google.com/drive>
- [78] <https://sl.bing.net/is2WaX16GaG>
- [79] <https://sl.bing.net/gDqvw9nZjnE>
- [80] Bisong, E. (2019). “Google Colaboratory.” In: Building Machine Learning and Deep Learning Models on Google Cloud Platform. Apress, Berkeley, CA.
- [81] <https://numpy.org/doc/stable/>
- [82] <https://pandas.pydata.org/docs/>
- [83] <https://matplotlib.org/>
- [84] <https://seaborn.pydata.org/>
- [85] <https://wfdb.readthedocs.io/en/latest/>
- [86] <https://scikit-learn.org/stable/index.html>
- [87] <https://www.tensorflow.org/?hl=fr>
- [88] <https://keras.io/>
- [89] <https://docs.python.org/3/library/glob.html>
- [90] Benfares, A., & Fernane, A. (2022). Identification biométrique par ECG [Mémoire de master, Mention Génie Biomédical, Spécialité Instrumentation Biomédicale]. Université Saad Dahleb
- [91] <https://sl.bing.net/dTHhoxEleei>
- [92] Cedric Strub. Contribution de la blockchain au management des données de santé. Master’s thesis, Université Strasbourg, july 2020.
- [93] <https://sl.bing.net/bDvFjQU8tM>
- [94] <https://sl.bing.net/ijfy6EeFt0u>
- [95] <https://sl.bing.net/iaFxRGHGOqW>

<https://sl.bing.net/dfWHVQOm9g>