

N° d'ordre :

Université de Saida– Dr. Moulay Tahar
Faculté des Technologies

Thèse

Présentée pour obtenir le diplôme de

Doctorat 3ème Cycle

Spécialité : Instrumentation Médicale

Filière : Génie Biomédical

Par :

SAHRAOUI Halima

Thème :

Monitoring de Signaux Physiologiques



Thèse soutenue le 04 / 06 / 2024 devant le jury composé de :

N°	Nom et prénom	Grade	Etablissement	Qualité
01	DJELLOULI Bouaza	Prof.	Université de Saida – Dr. Moulay Tahar	Président
02	DAHANI Ameer	Prof.	Université de Saida – Dr. Moulay Tahar	Rapporteur
03	MOSTEFAI Lotfi	MCA	Université de Saida – Dr. Moulay Tahar	Co-rapporteur
04	DRISS KHODJA Fatima Zohra	Prof.	Université de Saida – Dr. Moulay Tahar	Examineur
05	TALBI Abbassia	Prof.	Université de Sidi Bel-Abbès	Examineur
06	MERABET Boualem	Prof.	Centre Universitaire de Naama	Examineur

الملخص

تمت خلال السنوات الأخيرة توسعة ملحوظة في مجالات شبكات الاستشعار اللاسلكية، مما أدى إلى ظهور تطبيقات واعدة في مختلف المجالات مثل التعليم والتجارة والطب. ثورة التطور التي أحدثتها التكنولوجيا في مجال الرعاية الصحية عن بُعد قد غيرت طريقة مراقبة الأطباء لمرضاهم، خاصة في المناطق النائية والصعبة الوصول.

هدفنا في هذا البحث هو تصميم وتطوير منصة طبية فعّالة تسمح بجمع بيانات القلب الكهربائية (ECG) للمرضى ومراقبتها في الوقت الفعلي ونقلها بكفاءة عالية عبر شبكة الاستشعار اللاسلكية. تعتمد هذه المنصة على مجموعة من البطاقات الإلكترونية مثل Raspberry Pi و E-Health، بالإضافة إلى وحدات RF XBee3 التي تعتمد على بروتوكول DigiMesh حيث يتم تجهيز كل مريض بأجهزة استشعار مخصصة لجمع بياناتهم الفسيولوجية وإرسالها في الوقت الحقيقي وعن بعد عبر الشبكة إلى جهاز جمع البيانات النهائي. يتطلب تنفيذ هذه المنصة الطبية دراسة متأنية لأداء بروتوكول DigiMesh تتضمن بنيتنا الرئيسية أجهزة استشعار (1 و 2 و 3) وجهاز جمع البيانات النهائي. تقوم أجهزة الاستشعار بجمع البيانات الفسيولوجية وتحويلها عبر وحدات XBee إلى جهاز جمع البيانات النهائي الذي يتولى استقبال ومعالجة الإشارات الفسيولوجية. تؤكد الاختبارات النهائية جدوى وكفاءة وموثوقية هذه الشبكة لنقل البيانات في الوقت الحقيقي وعن بعد. تتضمن هذه المنصة أيضًا تطبيق ويب سهل الاستخدام لعرض نتائج القياسات والتقارير للمرضى والمهنيين في الرعاية الصحية.

يهدف هذا النظام إلى إنشاء حل موثوق وميسور التكلفة ومنخفض الاستهلاك لجمع ونقل البيانات الفسيولوجية إلى الخبراء في المجال الطبي.

كلمات مفتاحية: شبكة الاستشعار اللاسلكية (RCSF)، بروتوكول DigiMesh، المنصة الطبية، تخطيط القلب الكهربائي (ECG)، المراقبة الطبية عن بعد، التطبيق عن بعد.

Résumé

Ces dernières années, les domaines des réseaux de capteurs sans fil ont connu une expansion fulgurante, offrant des applications prometteuses dans divers secteurs tels que l'éducation, le commerce et la médecine. L'avènement de la télémédecine a révolutionné la façon dont les médecins surveillent et interviennent auprès de leurs patients, notamment dans les zones éloignées et difficiles d'accès.

Dans ce travail, notre objectif est de concevoir et de réaliser une plateforme médicale fonctionnelle pour la collecte, la surveillance en temps réel et la transmission efficace des signaux d'électrocardiogramme (ECG) des patients via un réseau de capteurs sans fil. Cette plateforme repose sur plusieurs cartes électroniques, telles que le Raspberry Pi et le E-Health, ainsi que sur les modules RF XBee3 utilisant le protocole DigiMesh. Chaque patient est équipé de capteurs spécifiques (nœuds capteurs) pour recueillir ses données physiologiques, qui sont ensuite transmises en temps réel et à distance à travers le réseau de capteurs sans fil jusqu'au collecteur final (nœud Sink).

L'implémentation de cette plateforme médicale nécessite une compréhension approfondie et une étude des performances du protocole DigiMesh. L'architecture de notre plateforme comprend des nœuds capteurs (1, 2 et 3) et un nœud collecteur final (nœud Sink). Les nœuds capteurs acquièrent les données physiologiques et les transmettent via les modules XBee au nœud collecteur final. Ce dernier reçoit et traite les signaux physiologiques. Les tests réalisés confirment la faisabilité, le bon fonctionnement et la fiabilité du réseau de capteurs sans fil pour la transmission des données en temps réel et à distance.

Une application Web accompagne cette plateforme, offrant une interface conviviale et accessible sur un PC. Les résultats, rapports et autres informations sur les patients sont consultables via cette interface. L'objectif de ce système de surveillance ECG est de créer une solution fiable, peu coûteuse et à faible consommation, permettant de collecter et de transmettre sans fil divers paramètres corporels aux professionnels de la santé.

Mots clés : Réseau de capteurs sans fil (RCSF), Protocole DigiMesh, Plateforme médicale, Électrocardiogramme (ECG), Télésurveillance médicale, Télémédecine.

Abstract

In recent years, wireless sensor network domains have experienced rapid expansion, offering promising applications in various sectors such as education, commerce, and medicine. The emergence of telemedicine has revolutionized how doctors monitor and intervene with their patients, particularly in remote and inaccessible areas.

The goal of this project is to design and implement a functional medical platform for real-time collection, monitoring, and efficient transmission of electrocardiogram (ECG) signals from patients via a wireless sensor network. This platform relies on several electronic cards, such as Raspberry Pi and E-Health, as well as RF XBee3 modules using the DigiMesh protocol. Each patient is equipped with specific sensors (sensor nodes) to gather physiological data, which are then transmitted in real-time and remotely through the wireless sensor network to the final collector node (sink node).

The implementation of this medical platform requires in-depth understanding and study of the DigiMesh protocol's performance. The architecture of our platform includes sensor nodes (1, 2, and 3) and a final collector node (sink node). Sensor nodes acquire physiological data and transmit it via XBee modules to the final collector node. The latter receives and processes physiological signals. Tests confirm the feasibility, proper functioning, and reliability of the wireless sensor network for real-time and remote data transmission.

An accompanying web application provides a user-friendly interface accessible via a PC. Results, reports, and other patient information are accessible through this interface. The goal of this ECG monitoring system is to create a reliable, cost-effective, and low-power solution for wirelessly collecting and transmitting various body parameters to healthcare professionals.

Key Word: Wireless Sensor Network (WSN), DigiMesh Protocol, Medical Platform, Electrocardiogram (ECG), Medical Remote Monitoring, Telemedicine.

Remerciements

Je remercie d'abord le bon dieu tout puissant

En premier lieu, je tiens à exprimer mes plus sincères remerciements et ma profonde gratitude à mon superviseur, le prof. **Ameur DAHANI**, pour ses conseils, son soutien et sa coopération inestimables tout au long de mon parcours doctoral. Sa direction éclairée, ses conseils précieux et son engagement constant m'ont guidé sur la voie de ma thèse.

Je tiens à exprimer ma profonde gratitude envers les professeurs **Bouazza DJELLOULI**, **Fatima Zohra DRISS KHODJA**, **Abbassia TALBI**, et **Boualem MERABET** pour l'honneur qu'ils me font en acceptant d'évaluer ce travail.

Je souhaite exprimer mes remerciements à Mr. **Merzoug BOUHAMED**, doctorant à l'université USTO d'Oran, pour ses encouragements et ses conseils avisés qui m'ont certainement aidé à définir mes objectifs de recherche.

Mes remerciements les plus sincères vont également au Dr. **Lotfi MOSTEFAI**, enseignant au département d'électrotechnique, pour ses conseils d'expert et ses précieux commentaires concernant mon travail de thèse.

Je tiens à exprimer ma profonde gratitude envers Mr. **Moussa**, le technicien du laboratoire d'électronique, pour avoir fourni le matériel nécessaire pour mener à bien les expériences réalisées dans le cadre de cette thèse.

Je souhaite également exprimer ma gratitude envers le Dr. **Noureddine DOUMI**, enseignant au département d'informatique, pour sa contribution, ses conseils et son assistance dans le domaine de l'informatique.

Je tiens à exprimer ma profonde gratitude envers tous mes collègues étudiants diplômés, ainsi qu'à ma famille et aux membres du laboratoire, en particulier **Abdelkader TIGRINE** et **Nadjat MAHSAR**, pour leur collaboration précieuse qui a grandement facilité mes travaux.

Enfin, je tiens à exprimer ma gratitude envers toutes les personnes que j'ai eu le privilège de rencontrer au cours de ces dernières années, notamment toute l'équipe du laboratoire d'électronique, ainsi que les enseignants, les étudiants, mes amis et ma famille. Sans leur soutien et leur encouragement, cette thèse n'aurait peut-être pas vu le jour.



À ma mère,

À mon père,

À mes sœurs,

À mon frère,

Ainsi qu'à toute ma famille et à mes amis.

Table des matières

الملخص	ii
Résumé	iii
Abstract	iv
Remerciements	v
Liste des figures	xi
Liste des tableaux	xiv
Liste des acronymes	xv
Introduction générale.....	18
Chapitre I : Les réseaux de capteurs sans fil du domaine médical.....	24
I.1 Introduction.....	24
I.2 Les Réseaux de capteurs sans fil (RCSF) au domaine médicale	24
I.2.1 Comparaison entre les réseaux RCSF et réseaux RCSFM.....	24
I.2.2 Architecture de communication dans les systèmes RCSFM.....	27
I.2.3 Topologies des réseaux WBAN	29
I.3 La surveillance médicale (Monitoring médical)	30
I.3.1 Définition de surveillance médicale	30
I.3.2 Définition d'une plateforme pour la surveillance médicale	30
I.3.3 Types de surveillances	31
I.3.4 Les systèmes WBAN dans le domaine de surveillance médicale	37
I.3.5 Temps réel et surveillance continu	42
I.4 Protocoles de communications sans fil	42
I.4.1 Types de protocole de communication sans fil	43
I.4.2 Choix de la norme	48
I.5 Etat de l'art sur les projets de recherches dédiés à la surveillance médicale à distance.....	49
I.6 Les contraintes des réseaux de capteurs sans fil dans le médical	51
I.7 Conclusion	54
I.8 Bibliographies	55
Chapitre II : Exploration et Transmission sans fil du Signal ECG.....	59
II.1 Introduction.....	59

II.2	Les bases cardiologiques.....	59
II.2.1	Le système cardio-vasculaire	59
II.2.2	La physiologie du Cœur	60
II.2.3	L'activité électrique de cœur.....	62
II.2.4	La genèse du signal électrique cardiaque (propagation de l'excitation)....	63
II.2.5	L'activité électrique du cœur et l'électrocardiogramme	64
II.3	L'électrocardiographie.....	65
II.3.1	Présentation	65
II.3.2	Histoire de l'électrocardiographie	65
II.4	Les électrocardiogrammes (ECG).....	67
II.4.1	L'enregistrement électrocardiographique	67
II.4.2	Les dérivations électrocardiographiques	67
II.4.3	Caractéristiques électriques du signal électrocardiogramme (ECG).....	70
II.5	Description de l'environnement pour la surveillance du signal ECG à distance.....	73
II.5.1	Acquisition et numérisation du signal ECG.	73
II.5.2	Transmission sans fil du signal ECG	77
II.5.3	Réception du signal ECG	78
II.5.4	Exploitation du signal ECG.....	78
II.6	Contraintes relatives à la surveillance du signal ECG à distance	78
II.6.1	Les contraintes liées à la production du signal ECG.....	79
II.6.2	Les contraintes liées à la transmission du signal ECG.....	79
II.7	Travaux réalisés sur l'ECG.....	80
II.8	Validation des travaux réalisés sur la transmission du signal ECG dans les RCSF.....	83
II.8.1	Discussion	85
II.9	Conclusion	85
II.10	Bibliographies	86
Chapitre III :	Etude et analyse des performances du protocole DigiMesh.....	93
III.1	Introduction.....	93
III.2	Le protocole DigiMesh	93
III.2.1	Définition	93
III.2.2	Caractéristiques	95

III.2.3	Architecture du réseau.....	96
III.2.4	Méthodologie de routage.....	96
III.3	Évaluation des performances d'un réseau sans fil	99
III.3.1	L'indicateur de Force du Signal Reçu (RSSI).....	99
III.3.2	La perte de paquets.....	100
III.3.3	Le délai	101
III.3.4	Le débit.....	101
III.3.5	La fiabilité	101
III.4	Matériel et logiciel	102
III.4.1	Partie Matériel.....	102
III.4.2	Partie logiciel.....	112
III.5	Expériences et résultats.....	115
III.5.1	Mesure de RSSI et la perte de paquets	115
III.5.2	Mesure du débit et délai	119
III.5.3	Discussion	121
III.6	Conclusion	122
III.7	Bibliographies	123
Chapitre IV : Conception et implémentation de la plateforme médicale.....		126
IV.1	Introduction.....	126
IV.2	Le schéma bloc de la plateforme médicale	127
IV.2.1	Différents blocs dans la plateforme médicale	127
IV.3	Détermination des matériels et logiciels adéquats pour la plateforme médicale.....	129
IV.3.1	Partie Matériel.....	129
IV.3.2	Partie Logiciel	133
IV.4	Conception pratique des nœuds de la plateforme médicale.....	134
IV.4.1	Nœud capteur	134
IV.4.2	Nœud Sink.....	135
IV.5	Implémentation et expérimentation des algorithmes de la plateforme médicale.....	136
IV.5.1	Fonctionnement du nœud capteur	136
IV.5.2	Fonctionnement du nœud Sink.....	137
IV.6	Expérimentation et implémentation de la plateforme	138

IV.6.1	Expérience point à point (single-Hop)	138
IV.6.2	Expérience multi-sauts (Étoile).....	138
IV.7	Résultats et discussion	140
IV.7.1	Résultat de l'expérience point à point (single-Hop)	140
IV.7.2	Résultats de l'expérience multi-sauts (Étoile)	141
IV.7.3	Discussion	142
IV.8	Implémentation des applications Web et fonctionnalités	144
IV.8.1	Conception globale de l'application web	144
IV.8.2	Les outils de développement de l'application Web	145
IV.9	Réalisation et validation de système web	147
IV.9.1	Collecte et sauvegarde les données	147
IV.9.2	Description des interfaces et fonctionnalités de l'Application Web.....	149
IV.10	Conclusion	154
IV.11	Bibliographies	155
Conclusion générale		158

Liste des figures

Figure I-1 : Exemple d'un système de réseau de capteurs sans fil [3].	25
Figure I-2 : Exemple d'un système de surveillance médicale RCSFM [6].	26
Figure I-3 : Architecture générale des communications dans un système BAN [7].	28
Figure I-4 : Les topologies dans les réseaux WBAN [6].	30
Figure I-5 : Types de surveillance médicale.	32
Figure I-6 : Les différentes localisations des capteurs sur le corps.	35
Figure I-7 : Architecture d'un système de surveillance médicale [14].	39
Figure I-8 : Surveillance médicale à distance des personnes âgées [6].	40
Figure I-9 : Différence entre la norme 802.15.4 et le ZigBee.	46
Figure II-1 : Schéma du système cardiovasculaire [2].	60
Figure II-2 : Chambres, valves et vaisseaux du cœur [9].	61
Figure II-3 : Le comportement musculaire lors un cycle cardiaque [11].	62
Figure II-4 : Le cycle cardiaque [12].	63
Figure II-5 : L'activité électrique et l'ECG [16].	64
Figure II-6 : Galvanomètre d'Einthoven [25].	66
Figure II-7 : Dérivation bipolaires d'EINTHOVEN [26].	68
Figure II-8 : Dérivation unipolaire des membres [26].	69
Figure II-9 : Les dérivation précordiales [26].	70
Figure II-10 : Les différentes ondes du signal ECG [27].	71
Figure II-11 : Chaîne de transmission du signal ECG.	73
Figure II-12 : Processus d'acquisition du signal ECG.	74
Figure II-13 : Les différents types des électrodes.	75
Figure III-1 : Architecture du réseau DigiMesh [3].	96
Figure III-2 : Illustration de la manière dont DigiMesh gère les échecs de routage [5].	98
Figure III-3 : Différents type d'antennes pour le module XBee [13].	103
Figure III-4 : Le kit de maillage XBee [13].	104
Figure III-5 : Kit DigiMesh XBee 3 RF : (a) Photo de divers composants du dispositif Digi XBee 3 RF, (b) Photo du module Digi XBee 3 RF assemblé, (c) Photo du Kit Digi XBee 3 RF.	106
Figure III-6 : Communication des modules XBee [15].	108
Figure III-7 : Communication en mode Transparent (AT) [16].	108
Figure III-8 : Communication en mode API XBee [16].	109

Figure III-9 : Structure de la trame d'une transmission en mode API [15].	110
Figure III- 10 : l'écran d'accueil de logiciel X-CTU.	113
Figure III-11 : (a) Courbe de variation de l'indicateur de force du signal reçu (RSSI) théorique (en noir), local (en bleu) et à distance (en rouge) en fonction de la distance. (b) Courbe de variation de la perte de paquets en fonction de la distance.	116
Figure III-12 : (a) Courbe de variation de la force du signal local (en bleu) et à distance (en rouge) en fonction de la distance avec un routeur, (b) Courbe de variation de la perte de paquets après addition d'un routeur en fonction de la distance avec un routeur.	117
Figure III-13 : (a) Les valeurs mesurées du RSSI en fonction de la distance dans les étages, (b) Les valeurs du pourcentage de paquets reçus en fonction de la distance dans les étages, (c) Les valeurs mesurées du RSSI en fonction de la distance dans les salles, (d) Les valeurs du pourcentage de paquets reçus en fonction de la distance dans les salles.	118
Figure III-14 : (a) Variation du débit en fonction des taux de baud et des tailles de paquets dans le réseau Digi Mesh, (b) Variation du délai en fonction des taux de baud et des tailles de paquets dans le réseau Digi Mesh.	120
Figure III-15 : (a) Résultats de débit en fonction de la taille de paquet pour des réseaux avec un nombre variable de sauts, (b) résultats de délai en fonction de la taille de paquet pour des réseaux avec un nombre variable de sauts.	121
Figure IV-1 : Architecture générale de la plateforme médicale utilisant le protocole DigiMesh.	126
Figure IV-2 : Schéma bloc de la plateforme médicale.	127
Figure IV-3 : Nœud capteur (module émission des données).	128
Figure IV-4 : Nœud Sink (module réception des données).	129
Figure IV-5 : Surveillance en temps réel de l'état de santé : positionnement des capteurs sur le corps humain.	130
Figure IV-6 : Raspberry Pi 3 Model B.	131
Figure IV-7 : Les caractéristiques de la carte E-health, (a) Différents capteurs, (b) Carte électronique.	132
Figure IV-8 : Préparation de la carte E-Health avant l'acquisition d'ECG [4].	132
Figure IV-9 : Photo du nœud capteur conçu.	135
Figure IV-10 : Nœud Sink : (a) Photo du nœud collecteur conçu, (b) Photo du signal ECG reçu et émis.	136
Figure IV-11 : Organigramme de l'acquisition du signal ECG au niveau du nœud capteur.	137
Figure IV-12 : Organigramme de réception au niveau du nœud Sink.	138
Figure IV-13 : Tracés des signaux ECG émis (en rouge) et reçus (en bleu) ainsi que leur RSSI (en noir) lors de l'expérience de surveillance en temps réel du signal ECG, lorsque le nœud capteur et le nœud Sink sont distants de 10 m (a), 150 m (b), 300 m (c) et 330 m (d) en	

utilisant un réseau de capteurs sans fil à saut unique avec un dispositif RF DigiMesh XBee 3 dans une zone ouverte.....	140
Figure IV-14 : Tracés des signaux ECG reçus (en bleu) et émis (en rouge) du nœud Sink et des nœuds capteurs (Nœud 1 et 2) pris lors de l'expérience de surveillance en temps réel du signal ECG en utilisant un réseau de capteurs sans fil multi-sauts avec un dispositif RF DigiMesh XBee 3 dans un environnement avec des obstacles. S1 (Scénario 1), S2 (Scénario 2), S3 (Scénario 3), S4 (Scénario 4), S5 (Scénario 5) et S6 (Scénario 6).	142
Figure IV- 15 : Une analyse des réseaux de capteurs sans fil dans la surveillance médicale : Une analyse de Google Scholar de 1970 à aujourd'hui.	143
Figure IV-16 : Gestion de la plateforme médicale par l'application web.....	145
Figure IV-17 : Organigrammes de connexion et d'envoi des données à la base de données MySQL.	148
Figure IV-18 : Affichage de la table ECG.	148
Figure IV-19 : Capture d'écran de la page d'accueil de l'interface utilisateur graphique (GUI) de l'application web.....	149
Figure IV-20 : Capture d'écran de la page d'enregistrement des patients.	150
Figure IV-21 : Capture d'écran de la page de la liste des patients.	150
Figure IV-22 : Capture d'écran de la page "Sélectionner le patient".....	151
Figure IV-23 : Informations du patient et paramètres vitaux.....	152
Figure IV-24 : Capture d'écran de la page "Graphique en direct des données ECG".	153
Figure IV-25 : Capture d'écran de la page "Valeur des données ECG".	153

Liste des tableaux

Tableau I-1 : Différence entre RCSF et RCSFM.	27
Tableau I-2 : Type de capteurs selon la grandeur physique.	35
Tableau I-3 : La difference entre les protocole de communication [20].	43
Tableau I-4 : Comparaison des paramètres des réseaux ZigBee et DigiMesh [25].	47
Tableau I-5 : Comparaison entre les différentes technologies sans fil [26].	48
Tableau I-6 : Contraintes des réseaux de capteurs sans fil (RCSF) et réseaux de capteurs médicaux (RCSFM).	52
Tableau II-1 : Travaux réalisés sur l'ECG pour résoudre les contraintes liées à l'acquisition et au traitement, au codage et à la compression, à la sécurité et à la détection d'anomalies.	80
Tableau II-2 : Validation des travaux réalisés sur la transmission du signal ECG dans les RCSF.	83
Tableau III-1 : Fonctionnalités du protocole DigiMesh	94
Tableau III-2 : Classification des différents niveaux de RSSI [8].	100
Tableau III-3 : Spécifications du module radiofréquence XBee 3 Digi Mesh [13].	106
Tableau III- 4 : Les différents types d'adresses du module XBee.	111
Tableau III-5 : Paramètres de configuration du module XBee.	114
Tableau IV-1 : Différents scénarios ont été adoptés pour tester la plateforme multi-sauts en présence d'obstacles et à différentes hauteurs, avec leurs coefficients de corrélation correspondants (CC).	139
Tableau IV-2 : Coefficient de corrélation.	141

Liste des acronymes

Acronyme	Signification
AES	Advanced Encryption Standard
AFIRM	Architecture et Fonctionnement des Instruments de la Recherche Médicale
AODV	Ad hoc On-Demand Distance Vector Routing
AP	Point d'Accès
BAN	Body Area Network
BANET	Body Area Network for Emergency Telemedicine
BFP	Bit Field Length
BLE	Bluetooth Low Energy
BSN	Body Sensor Network
CAN	Conversion Analogique/Numérique
CC	Coefficients de Corrélation
CDG	Cardiodynamicsgram
CLIPS	Communication Langagière et Interaction Personne-Système
CTD	Communication Time Distribution
CS	Cluster-Sparse
CSMA-CA	Carrier Sense Multiple Access with Collision Avoidance
CSS	Cascading Style Sheets
DSSS	Direct Sequence Spread Spectrum
DWT	Discrete Wavelet Transform
EEG	Électroencéphalographie
ECG	Électrocardiogramme
EMG	Électromyogramme
FHSS	Frequency-Hopping Spread Spectrum
FFD	Fonction Complète
FLE-MCF	Flux-Length Encoding Multi-Carrier Frequency
GND	Ground
GPRS	General Packet Radio Service
GUI	Graphical User Interface
GSR	Galvanic Skin Response
GTS	Guaranteed Time Slots
HTTP	HyperText Transfer Protocol
HTML	Hyper Text Markup Language
IHM	Interfaces Homme-Machine
IEEE	Institute of Electrical and Electronics Engineers
I2C	Inter-Integrated Circuit
IoT	Internet des Objets
IIR	Réponse Impulsionnelle Infinie
ISM	Industrielle, Scientifique et Médicale
MAC	Adresse de Contrôle d'Accès aux Médias
MBU	Mobile Base Unit
MySQL	My Structured Query Language
MY	Network Address
NIN	Numéro d'Identification Nationale
OSI	Open Systems Interconnection
OTA	Over-The-Air

PAN	Personal Area Network
PC	Personal Computer
PHP	Hypertext Preprocessor
PLI	Pouls Labile Instantané
PDA	Personal Digital Assistant
QoS	Quality of Service
RAM	Random Access Memory
RBGD	Red Blue Green Depth
RCSF	Réseaux de Capteurs Sans Fil
RCSFM	Réseau de Capteurs Corporels Sans Fil
RFD	Dispositifs à Fonction Réduite
RFID	Radio-Frequency Identification
RLE	Run-Length Encoding
RSSI	Received Signal Strength Indicator
SAMU	Service d'Aide Médicale d'Urgence
SDK	Software Development Kit
SGBD	Système de Gestion de Base de Données
SH	Serial Number High
SMT	Surface Mount Technology
SMART	Self-Monitoring Analysis and Reporting Technology
Spo2	Saturation en Oxygène
SQL	Structured Query Language
TIMC	Techniques de l'Ingénierie Médicale et de la Complexité
THT	Through Hole Technology
U.FL	Ultra Miniature Coaxial Connector
UART	Universal Asynchronous Receiver/Transmitter
UMTS	Universal Mobile Telecommunications System
URL	Uniform Resource Locator
UTF	Universal Transformation Format
VLAN	Virtual Local Area Network
VTAMN	Variable Threshold-based Adaptive Multi-hop Network
WAN	Wide Area Network
WBAN	Wireless Body Area Network
WiFi	Wireless-Fidelity
WLAN	Réseau Local Sans Fil
XHTML	Extensible Hypertext Markup Language
XCTU	XBee Configuration and Test Utility.

Introduction générale

Introduction générale

Contexte général : Les dispositifs médicaux connectés jouent un rôle de plus en plus crucial dans le domaine de la santé, et leur utilisation est en constante expansion. Il deviendra bientôt courant de les utiliser pour surveiller et traiter les patients en dehors des hôpitaux, ce qui constitue un aspect essentiel de la télémédecine. Actuellement, la télémédecine englobe plusieurs spécialités telles que la téléconsultation, la téléexpertise, la téléassistance médicale et la télésurveillance médicale.

Dans ce mémoire, l'accent est mis sur la télésurveillance médicale, en particulier sur la surveillance à distance des patients. Cette approche implique le contrôle à distance des paramètres vitaux des patients, facilitant ainsi une prise en charge médicale plus accessible et efficace. En Algérie, ce domaine est en plein essor, visant à permettre aux médecins de recueillir et d'analyser à distance les données nécessaires au suivi médical des patients. Son objectif principal est d'améliorer le suivi médical à distance des personnes âgées présentant une perte d'autonomie ou souffrant de maladies chroniques telles que l'insuffisance cardiaque, le diabète et l'hypertension artérielle, favorisant ainsi le maintien à domicile et prévenant les hospitalisations précoces.

La télésurveillance médicale fait la jonction entre toutes les pratiques médicales et les nouvelles technologies de la télécommunication, permettant un échange d'informations médicales à distance entre le corps médical et les patients. Soutenue par des dispositifs connectés, elle peut pleinement bénéficier de l'Internet des Objets (IoT) et des réseaux de capteurs sans fil (RCSF) actuellement disponibles. Les RCSF ont donné naissance à un nouveau type de réseau de capteurs sans fil dans le domaine médical, connu sous le nom de réseau de capteurs corporels sans fil (RCSFM) ou Wireless Body Area Network (WBAN) en anglais, offrant ainsi de nouvelles possibilités pour la télésurveillance médicale. Les réseaux de capteurs sans fil permettent une collecte efficace des données médicales à distance en utilisant divers capteurs capables de détecter et de transmettre différents signaux physiologiques du patient. Ils offrent ainsi une surveillance continue et proactive des patients, facilitant la communication entre les médecins et leurs patients, même à distance.

Cette thèse explore l'utilisation des réseaux de capteurs sans fil (RCSF) pour la surveillance en temps réel de signaux physiologiques tels que l'ECG à partir de différentes localisations distantes. La conception d'une plateforme médicale permet aux patients, représentés par des nœuds capteurs, de transmettre leurs signaux physiologiques en temps réel

au personnel médical pour une surveillance continue. L'application des réseaux sans fil se concentre sur les capacités de transmission des signaux physiologiques de la plateforme médicale, mettant ainsi en lumière l'importance de la connectivité sans fil dans le suivi médical à distance.

Motivation et problématique : Notre intérêt pour ce sujet découle de diverses considérations. Tout d'abord, le nombre croissant de patients à l'échelle mondiale pose des défis majeurs en termes de gestion des soins de santé, notamment en ce qui concerne l'accès aux traitements et la gestion des données médicales. Cette problématique constitue une motivation fondamentale pour notre recherche.

Par ailleurs, notre travail contribue à l'avancement de la télémédecine en Algérie, un domaine en plein développement, notamment grâce à l'évolution des technologies de l'information et de la communication (TIC). Bien que le progrès soit progressif, notre contribution et notre concept proposé visent à soutenir non seulement les établissements de santé algériens, mais également les maisons de retraite et la surveillance à distance des personnes âgées vivant dans des zones éloignées.

Enfin, notre démarche vise à trouver des solutions aux contraintes technologiques spécifiques rencontrées dans notre travail. Nous nous efforçons ainsi d'optimiser nos approches pour répondre de manière optimale aux exigences de la surveillance médicale à distance, en tenant compte des limitations propres à chaque technologie utilisée.

L'objectif principal de cette thèse est de proposer une nouvelle plateforme de télésurveillance médicale exploitant les réseaux de capteurs sans fil dont le concept fondamental implique l'équipement du patient avec plusieurs capteurs physiologiques, chargés d'acquérir les données physiologiques pertinentes. Ces données sont ensuite transmises sans fil à travers un réseau de capteurs jusqu'à un collecteur central, qui les transfère à une base de données accessible par le médecin via une application web.

Chaque étape de ce processus présente des contraintes spécifiques, notamment celles liées à l'embarqué, à l'acquisition des signaux vitaux et à la transmission des données au sein d'un réseau de capteurs sans fil. Notre recherche se concentre sur la résolution des contraintes liées à la transmission de données au sein d'un réseau de capteurs sans fil. En se focalisant sur ce domaine spécifique, nous cherchons à atténuer les limitations relatives à la transmission des données médicales sans fil, couvrant notamment :

1. La configuration de l'infrastructure du lieu.
2. Le nombre de patients impliqués.

3. La nature des données transmises.
4. Le choix de la technologie de transmission.

Notre objectif principal est de relever ces défis en respectant autant que possible un ensemble défini de contraintes. En effet, le principal défi dans la surveillance à distance d'un patient réside dans la transmission optimale et précise des données physiologiques au médecin, tout en respectant les délais requis pour une intervention médicale adéquate.

Contributions : Notre contribution principale réside dans la conception et l'implémentation d'une plateforme médicale répondant aux exigences de la surveillance médicale à distance et en temps réel. Cette plateforme est conçue pour être polyvalente et adaptable à diverses applications dans le domaine de la télémédecine. Nous avons opté pour la mise en œuvre pratique de cette plateforme en raison des multiples contraintes et défis techniques qu'elle implique à surmonter.

Nous avons choisi le signal d'électrocardiogramme (ECG) dans notre étude de plateforme en raison de sa sensibilité et de sa richesse en informations physiologiques. Il s'agit d'un signal analogique largement utilisé dans les hôpitaux pour diagnostiquer diverses affections, en particulier les troubles liés à l'activité cardiaque. En réussissant à assurer la transmission du signal ECG, nous pourrions ensuite garantir la transmission d'autres données physiologiques telles que le SpO_2 , EMG, EEG et la température, qui peuvent être facilement intégrées à cette plateforme.

En dehors des technologies sans fil habituellement utilisées pour la transmission du signal ECG telles que Bluetooth, Wi-Fi, IEEE 802.15.4, ZigBee, etc. on a opté dans cette étude pour l'utilisation d'un nouveau protocole propriétaire appelé DigiMesh en raison de ses avantages dans le domaine médical. Nous avons effectué une évaluation des performances de ce protocole à l'aide de tests expérimentaux, en mettant particulièrement l'accent sur plusieurs mesures telles que la fiabilité, le RSSI, le délai et le débit de transmission. L'évaluation des performances de ce protocole DigiMesh, nous a permis de mieux appréhender son efficacité dans la transmission de l'ECG et son utilité potentielle dans les applications médicales.

Ensuite, nous avons procédé à la conception et à l'implémentation pratique d'une plateforme médicale permettant le monitoring et la surveillance en temps réel et à distance des signaux d'électrocardiogramme (ECG) en utilisant le protocole DigiMesh. Cette plateforme se compose d'un ensemble de nœuds d'acquisition des signaux ECG, portés par le patient pour l'acquisition des données, ainsi que d'un nœud collecteur final (Nœud Sink). Nous avons déployé une topologie en étoile, où chaque capteur est directement connecté au nœud Sink

pour la réception des données via ce protocole DigiMesh. Pour visualiser et lire les données ECG stockées, une application Web peut être utilisée via un PC, offrant ainsi au personnel de santé une flexibilité dans le processus de surveillance des ECG des patients à partir des nœuds capteurs.

Afin de mener à bien nos études, nous avons traité chaque bloc participant dans la chaîne de transmission, à savoir l'acquisition du signal ECG, le traitement des données ECG, la transmission du signal ECG, la réception des données, et la visualisation à distance du signal ECG via une application web. La réalisation de chaque nœud composant ce réseau de capteurs sans fils est basé sur l'utilisation de la carte d'acquisition réelle des signaux physiologiques (E-health), la carte électronique (Raspberry Pi) chargée de la collecte des données, ainsi que sur le module de transmission des données sans fil (Module RF XBee 3 DigiMesh). Contrairement à l'utilisation de plateformes déjà prêtes à l'emploi, notre approche nous permet de concevoir librement nos montages électroniques et de développer nos propres algorithmes à moindre coût et avec des performances supérieures de calcul et de mémoire. Cependant, la confrontation aux contraintes lors de la réalisation des nœuds et de l'implémentation des algorithmes est inévitable qui sont principalement liées aux caractéristiques du matérielles utilisée (surtout les cartes utilisées). Des solutions techniques (matérielles et logicielles) ont été apportées à chaque problème afin de correctement effectuer nos réalisations pratiques.

Enfin, nous avons validé le fonctionnement de notre plateforme médicale à travers une série de tests et d'études expérimentales, comprenant notamment :

1. L'étude de l'acquisition réelle du signal ECG.
2. Les expériences en mode point à point (single-Hop) et en mode multi-sauts (étoile).
3. L'analyse des résultats à l'aide de coefficients de corrélation.
4. L'implémentation des applications Web et de leurs fonctionnalités.
5. La collecte et la sauvegarde des données.
6. La description des interfaces et des fonctionnalités de l'application Web.

Les résultats obtenus lors de ces divers tests ont confirmé la fonctionnalité de cette plateforme médicale malgré les limitations et les contraintes rencontrées lors de sa conception.

Cette thèse apporte une contribution significative à la télémédecine par la proposition d'une plateforme médicale novatrice pour la surveillance à distance et en temps réel des

patients par l'exploitation des avancées des réseaux de capteurs sans fil et du protocole DigiMesh.

Plan de la thèse : Le travail de recherche effectué dans le cadre de cette thèse de doctorat s'inscrit dans le domaine de génie biomédical avec un focus particulier sur la télésurveillance médicale et vise à développer une plateforme médicale innovante par l'utilisation des réseaux de capteurs sans fil. Afin de présenter cette étude, le contenu de cette thèse est composé des chapitres suivants :

Dans le premier chapitre, on a présenté les réseaux de capteurs sans fil dans le domaine médical et de la télésurveillance médicale. Ce chapitre offre une vue d'ensemble des réseaux de capteurs sans fil dédiés au domaine médicale en répertoriant les projets antérieurs et les travaux de recherche utilisant ces réseaux pour surveiller à distance l'état de santé des patients.

Le deuxième chapitre explore la transmission sans fil du signal ECG en se focalisant sur les techniques de communication avancées permettant aux médecins de visualiser l'ECG du patient à distance, assurant ainsi une surveillance à distance efficace et précise.

Le troisième chapitre est une étude approfondie des performances du protocole DigiMesh. À travers des tests expérimentaux, nous avons évalués les performances de ce protocole du point de vue transmission des données médicales à distance.

Enfin, dans le quatrième et dernier chapitre, on a présenté la conception et l'implémentation pratique de la plateforme médicale de surveillance de l'ECG des patients en utilisant le protocole DigiMesh. Dans ce chapitre, on a expliqué en détail la mise en œuvre de cette plateforme qui permet le monitoring des signaux ECG ainsi que l'application Web conviviale développée permettant au personnel médical d'accéder facilement aux données ECG et autres informations relatives aux patients à partir des nœuds capteurs.

Chapitre I

Les réseaux de capteurs sans fil du domaine médical

Chapitre I

Les réseaux de capteurs sans fil du domaine médical

I.1 Introduction

Au cours des dernières années, la surveillance à distance de la santé des individus en dehors de l'hôpital est devenue une pratique de plus en plus courante. Cela a été rendu possible grâce aux avancées technologiques des réseaux de capteurs sans fil (RCSF), qui ont eu un impact significatif sur le domaine médical, donnant ainsi naissance à un nouveau type de réseau de capteurs sans fil au domaine médical, connu sous le nom d'un réseau de capteur corporels sans fil (RCSFM) ou Wireless Body Area Network (WBAN) en anglais.

Les RCSFM permettent le déploiement de plusieurs capteurs sur le corps humain, lesquels recueillent de manière non invasive des données physiologiques, telles que la température, la pression artérielle, le rythme cardiaque, etc. Ces données sont ensuite transmises de manière orientée vers un ou plusieurs points de collecte. Le but principal de ces RCSFM est de répondre aux exigences recommandées par le personnel médical en matière de surveillance médicale. Ils permettent non seulement d'améliorer la qualité de vie des patients mais aussi d'assurer un suivi en temps réel ainsi qu'une intervention rapide en cas d'urgence, tout en prenant en considération et en respectant les contraintes liées aux protocoles de suivi médical, car il s'agit de la vie humaine ou l'erreur est de conséquences graves.

Ce chapitre vise à fournir un aperçu général sur les réseaux de capteurs sans fil dédiés au domaine médical (RCSFM), tout en rappelant les différents projets et travaux réalisés auparavant utilisant ces RCSFM pour la surveillance à distance de l'état de santé des patients.

I.2 Les Réseaux de capteurs sans fil (RCSF) au domaine médicale

I.2.1 Comparaison entre les réseaux RCSF et réseaux RCSFM

I.2.1.1 Définition

Un réseau de capteurs sans fil (RCSF) est un réseau dans lequel plusieurs nœuds ont la possibilité de communiquer entre eux sans liaison filaire dans une zone d'intérêt de couverture [1]. Ces nœuds sont des capteurs capables de mesurer et surveiller une grandeur physique en envoyant l'information collectée d'une façon directe ou à travers un acheminement d'autres

nœuds jusqu'à un point de collecte appelé "puits de récolte" ou "station de base" (Sink). Cette station de base a une capacité de stockage et une puissance de traitement plus importantes que les capteurs de collecte. Ils peuvent être mobiles ou fixes selon la nature de leur déploiement et la nature de l'étude [2]. La Figure I-1 ci-dessous présente un exemple d'un système de réseau de capteurs sans fil, montrant comment les données prélevées par les capteurs sont acheminées vers le point de collecte.

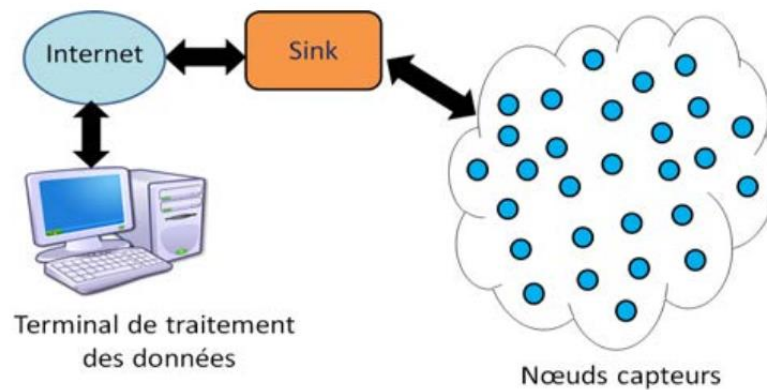


Figure I-1 : Exemple d'un système de réseau de capteurs sans fil [3].

Un réseau de capteur sans fil médicale (RCSFM) c'est un nouveau type de réseau qui a vu le jour grâce à l'utilisation de capteurs sans fil. Ces réseaux sont constitués d'un ensemble de capteurs (nœud) portable ou implantable positionnés sur différentes parties du corps humain, permettant d'acquérir des signaux vitaux et non vitaux pour déterminer l'état de santé de la personne. Une fois collectées, ces données peuvent être stockées localement ou transmises à un centre de récolte de données via un réseau de communication. Le médecin peut alors analyser ces données à distance, facilitant ainsi la surveillance médicale à distance [4,5].

Ces capteurs sont déviés en trois fonctions essentielles à savoir :

1. La détection et le traitement des grandeurs physiologiques.
2. La transmission des paramètres par le réseau de capteur sans fil.
3. La récolte et l'analyse des données.

La Figure I-2 illustre un système de surveillance médicale utilisant les réseaux WBAN, où plusieurs capteurs médicaux (capteur d'ECG, d'EMG, de température, de pression, etc.) sont déployés sur le corps du patient pour mesurer divers paramètres physiologiques. Les

données sont ensuite envoyées à l'équipe médicale via un réseau haut débit, permettant une action rapide en cas d'urgence et une surveillance continue de l'état de santé du patient.

L'utilisation de ces capteurs sans fil offre de nombreux avantages, notamment la mobilité des patients et en particulier les personnes âgées et à mobilité réduite. Ils permettent d'améliorer la qualité des soins en éliminant les contraintes liées aux installations électriques et en réduisant l'encombrement des fils reliant les capteurs à l'unité de traitement. De plus, ils offrent une plus grande liberté de mouvement pour le patient. Ils réduisent également l'effort et les charges de déplacement pour les malades en leur permettant de suivre convenablement leurs états de santé et leurs soins de chez eux sans contrainte de déplacement et de cout, ceci facilitent aussi la tâche du personnel médicale en réduisant le nombre de malades consultant en présentiel qu'aux malades urgents ou convoqués sur rendez-vous.

Aujourd'hui, les réseaux de capteurs sans fil sont largement utilisés dans le domaine médical pour surveiller certains signes vitaux. Grâce à cette technologie, les soins de santé peuvent être améliorés, offrant une meilleure expérience aux patients et facilitant le suivi médical à distance pour une meilleure prise en charge des patients [6].

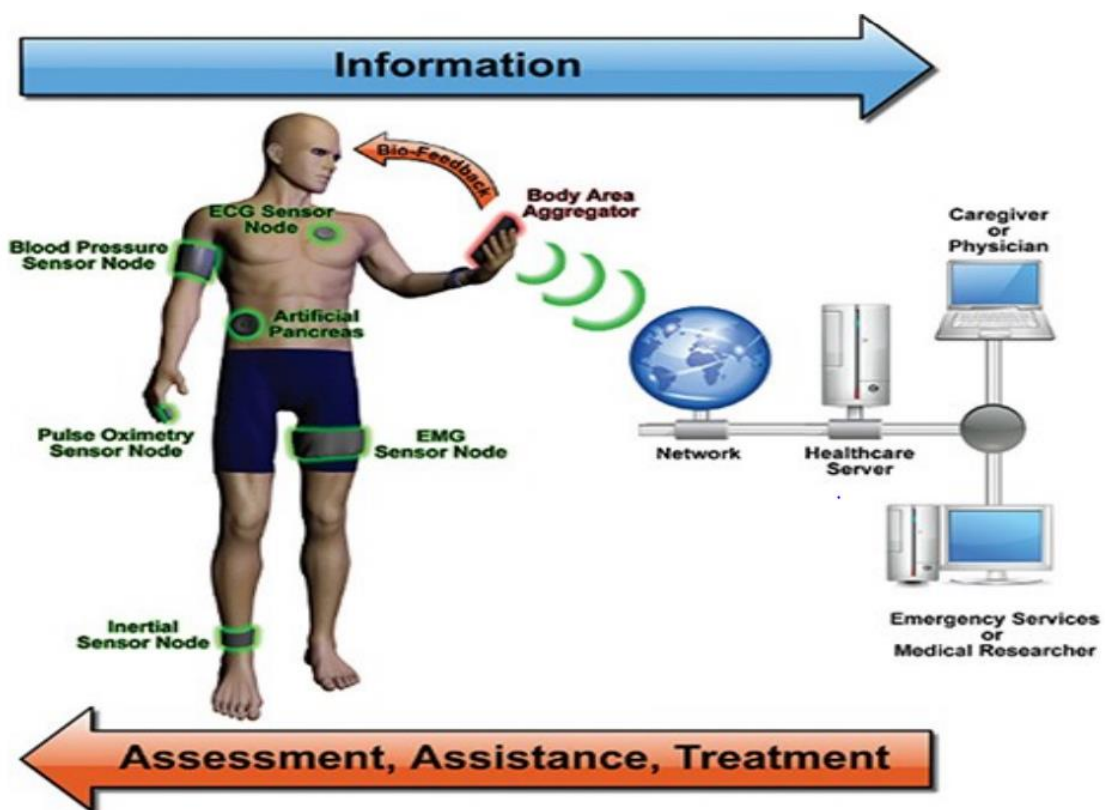


Figure I-2 : Exemple d'un système de surveillance médicale RCSFM [6].

I.2.1.2 Différence entre RCSF et RCSFM

Le Tableau I-1 ci-dessous présente les différences entre les Réseaux de Capteurs Sans Fil (RCSF) et les Réseaux de Capteurs Sans Fil dans le Domaine Médical (RCSFM) classifiées selon plusieurs facteurs :

Tableau I-1 : Différence entre RCSF et RCSFM.

Facteur	RCSF	RCSFM
Domaine d'Application	Divers secteurs	Domaine médical
Déploiement	Dans des endroits qui ne sont pas facilement accessible.	Sur le corps humain
Mobilité des nœuds	Nœuds stationnaires	Nœuds mobiles
Latence	Temps de latence élevé	Temps de latence réduit
Densité	Dense	Pas dense
Sécurité et Confidentialité	La sécurité peut être importante, mais les exigences peuvent varier selon l'application.	La sécurité et la confidentialité des données sont primordiales pour protéger les informations médicales des patients.

I.2.2 Architecture de communication dans les systèmes RCSFM

L'architecture de communication dans un réseau de capteurs sans fil médical se décompose en trois phases [7] :

- Communications Intra-BAN
- Communications Inter-BAN
- Communications Au-delà de BAN

Où chaque phase est responsable de l'acheminement des données médicales. La Figure I-3 présente une architecture générale d'un système WBAN (Wireless Body Area Network) de surveillance médical, où on a :

1. Communication Intra BAN (Body Area Network)

Les communications autour du corps humain concernent le réseau corporel, impliquant la relation sans fil entre les différents capteurs posés sur le corps du patient.

Ce type de communications se compose également des échanges entre les capteurs corporels eux-mêmes et avec le nœud de collecte. Ce dernier est un dispositif doté d'une puissance de calcul plus élevée et d'une réserve d'énergie plus importante par rapport aux capteurs corporels. Ces communications sont essentielles pour surveiller et collecter les données médicales en temps réel, améliorant ainsi les soins de santé et le suivi des patients.

2. Communication Inter BAN

Les communications dans ce contexte sont établies entre le puits de récolte final et les nœuds capteurs des différents patients. Pour le transfert des données, des routeurs sont fréquemment utilisés, permettant ainsi des transmissions en multi-sauts.

Les points d'accès peuvent être déployés dans le cadre de l'infrastructure, ou être placés stratégiquement dans un environnement dynamique pour gérer les situations d'urgence.

3. Communication Extra BAN

Dans ce type de communication on fait intervenir d'autres types de connexions réseau, comme par exemple la connexion Internet. Afin d'assurer une transmission des données médicales à longue distance.

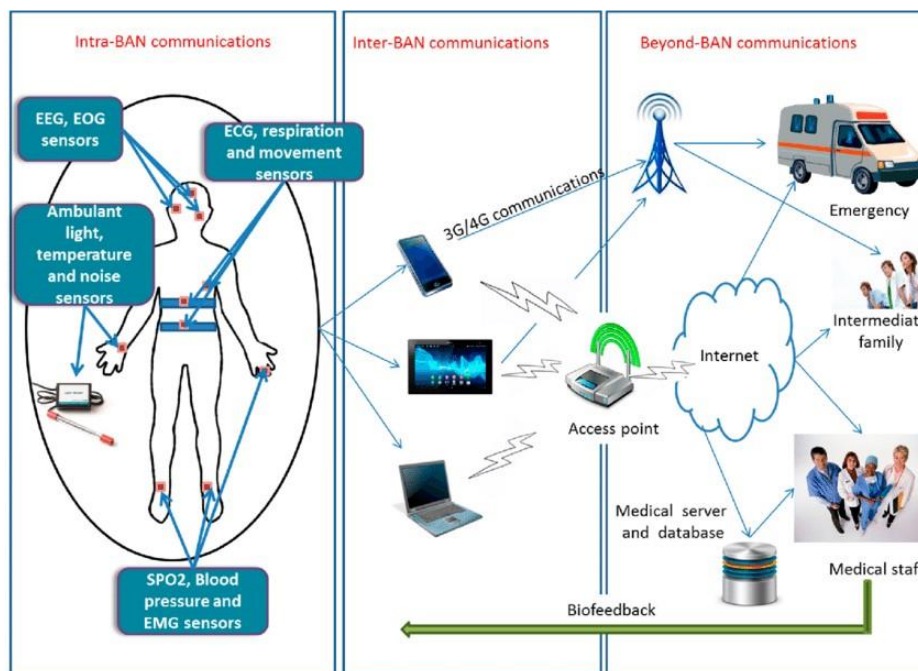


Figure I-3 : Architecture générale des communications dans un système BAN [7].

1.2.3 Topologies des réseaux WBAN

Dans cette section, nous présentons les topologies les plus couramment utilisées pour le déploiement des réseaux WBAN (Wireless Body Area Network), qui sont des réseaux sans fil utilisés autour ou à l'intérieur du corps humain pour surveiller et transmettre des données médicales. Nous distinguons les topologies suivantes : point-à-point, étoile, maille et arbre.

1. **Topologie point-à-point** : Dans cette configuration, chaque nœud du réseau WBAN est directement connecté à un autre nœud de manière individuelle. Il s'agit d'une communication unidirectionnelle ou bidirectionnelle entre deux nœuds spécifiques. Cette topologie est généralement utilisée pour les applications nécessitant une communication directe et sécurisée entre des dispositifs spécifiques, par exemple, pour transmettre des données entre un capteur et un appareil de monitoring dédié.
2. **Topologie étoile** : La topologie étoile présente un nœud central (hub) auquel tous les autres nœuds du réseau WBAN sont connectés. Toutes les communications passent par le nœud central, qui joue le rôle de point de concentration et de coordination. Cette configuration facilite la gestion du réseau, permettant une communication efficace et simplifiée entre les nœuds et offrant une meilleure couverture en termes de portée.
3. **Topologie maille** : La topologie maille est caractérisée par des connexions directes entre plusieurs nœuds du réseau, créant ainsi un réseau maillé. Chaque nœud peut communiquer directement avec d'autres nœuds à proximité, permettant une communication multi-sauts et offrant une grande redondance des liaisons. Cette topologie est adaptée aux applications qui nécessitent une communication robuste, résiliente aux perturbations du signal.
4. **Topologie arbre** : Dans cette configuration, les nœuds du réseau WBAN sont organisés sous la forme d'une structure hiérarchique en arbre, avec un nœud racine connecté à plusieurs nœuds secondaires et ainsi de suite. Cette topologie est souvent utilisée dans les applications où une collecte hiérarchisée des données est requise, par exemple, pour regrouper les données des capteurs de différents nœuds vers un nœud central pour le traitement et la transmission ultérieure.

La Figure I-4 illustre ces quatre topologies de réseau WBAN, chacune présentant des avantages et des inconvénients selon les besoins spécifiques de l'application médicale. Le choix de la topologie dépendra de facteurs tels que la portée du réseau, les exigences en

termes de redondance, la complexité de la gestion, la consommation d'énergie et les contraintes de coût.

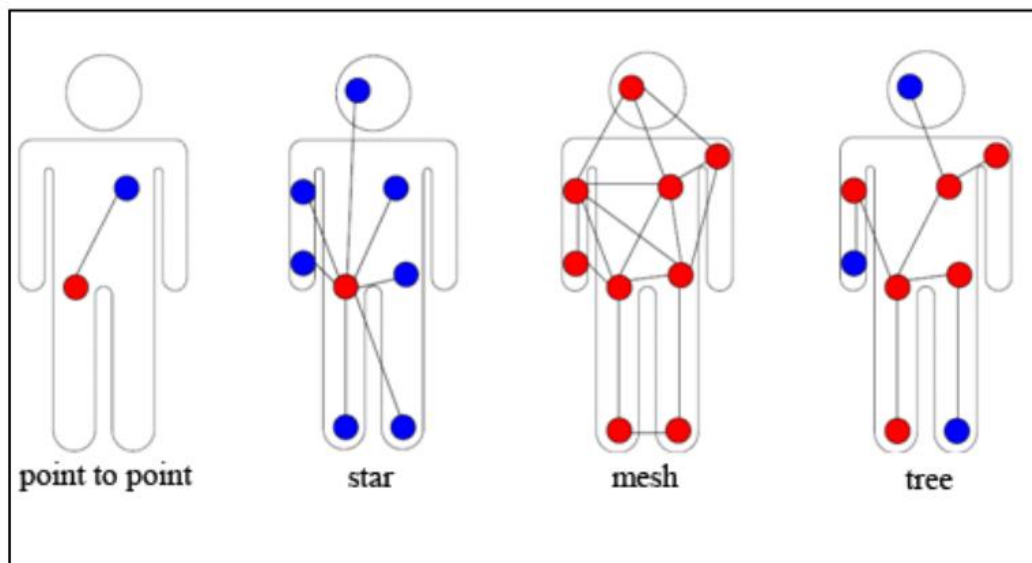


Figure I-4 : Les topologies dans les réseaux WBAN [6].

I.3 La surveillance médicale (Monitoring médical)

I.3.1 Définition de surveillance médicale

La surveillance médicale est un processus continu et systématique qui consiste à surveiller attentivement l'état de santé et les signes vitaux d'un patient dans le but de détecter rapidement toute évolution ou changement significatif pouvant indiquer une amélioration ou une dégradation de son état de santé. Ce suivi régulier est effectué par des professionnels de la santé, tels que des médecins, des infirmières ou d'autres spécialistes médicaux, afin de prendre des décisions éclairées concernant le diagnostic, le traitement et les soins du patient.

I.3.2 Définition d'une plateforme pour la surveillance médicale

Une plateforme technologique est une infrastructure organisée et spécialisée qui rassemble plusieurs éléments essentiels autour d'une thématique commune dans le but de fournir un soutien adéquat au développement des activités d'un territoire, d'une organisation ou d'un réseau. Elle regroupe un ensemble de constituants tels que des équipements, des compétences, des outils et des services destinés à des utilisateurs spécifiques, ou bien elle est conçue pour répondre à des exigences bien définies. Dans ce contexte, une plateforme technologique pour la surveillance médicale est une infrastructure complète et évolutive qui regroupe diverses ressources matérielles, humaines, technologiques et logicielles pour fournir un ensemble de services liés à la surveillance médicale.

1. Ressources matérielles : La plateforme fait appel à des équipements tels que des capteurs médicaux pour collecter des données biométriques, des ordinateurs et serveurs pour le traitement et le stockage des informations.
2. Ressources humaines : Elle implique la participation de différents acteurs tels que les médecins, les patients, les urgentistes, etc., qui jouent des rôles importants dans le processus de surveillance médicale.
3. Ressources technologiques : La plateforme tire parti des technologies modernes, notamment les réseaux de capteurs sans fil et l'Internet des objets (IoT), pour connecter et échanger des données entre les dispositifs médicaux et le système central.
4. Ressources logicielles : Elles comprennent des interfaces homme-machine (IHM) conviviales pour faciliter l'interaction entre les utilisateurs et le système, ainsi que des programmes et des algorithmes pour le diagnostic et l'analyse des données médicales.
5. Services offerts : Parmi les services fournis par cette plateforme, on trouve la surveillance à distance des patients, le diagnostic assisté par ordinateur, et la possibilité d'intervenir rapidement en cas de problème grâce à la collaboration entre les médecins et le SAMU (Service d'Aide Médicale d'Urgence).
6. Extensibilité et flexibilité : La plateforme est conçue pour être adaptable à de nouvelles intégrations de services ou de ressources, ce qui lui permet d'évoluer avec les avancées technologiques et les besoins changeants en matière de surveillance médicale.
7. Gestion centralisée des informations médicales : La plateforme agit comme un système de contrôle complet en centralisant et en traitant les données médicales, ce qui permet d'optimiser l'efficacité et la coordination des soins médicaux.

I.3.3 Types de surveillances

Les types de surveillances médicales peuvent varier en fonction des besoins spécifiques du patient, du contexte médical et des objectifs de suivi. Dans ce cas, on peut distinguer deux types de surveillance, comme illustré dans la Figure I-5. Il y a d'une part la surveillance visuelle, qui consiste à observer l'état des patients par le biais d'une caméra, et d'autre part, la surveillance non visuelle qui fait appel à des capteurs pour l'acquisition des signaux vitaux ou non vitaux des patients. Le choix dépendra principalement du type de données médicales à surveiller, des besoins et des exigences du médecin, ainsi que des contraintes liées au déploiement du système de surveillance.

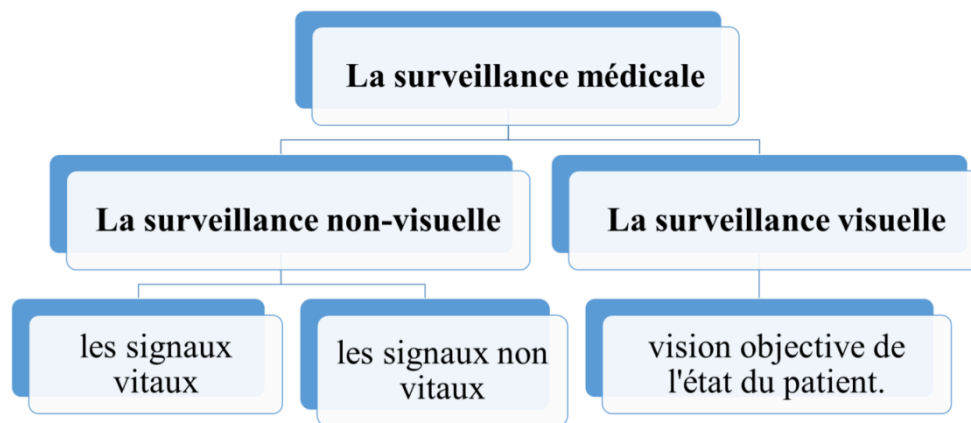


Figure I-5 : Types de surveillance médicale.

I.3.3.1 La surveillance visuelle

Dans ce type de surveillance, on fait appel essentiellement à l'utilisation de caméras stratégiquement placées dans la chambre du patient. Cette approche permet une observation optimale de l'état du patient, en se concentrant spécifiquement sur les parties critiques de son corps qui sont pertinentes pour le diagnostic médical.

L'avantage de la surveillance visuelle réside dans sa capacité à fournir au médecin une vision objective de l'état du patient. Cette approche réduit au minimum les risques d'erreur de diagnostic, permettant ainsi une prise de décision directe et rapide en cas de problème.

Cependant, cette méthode de surveillance présente plusieurs inconvénients qui doivent être pris en considération. Tout d'abord, l'utilisation de caméras pour la surveillance médicale nécessite une qualité d'image optimale, ce qui peut entraîner des contraintes liées au traitement de l'image, telles que l'éclairage de la scène, les mouvements de la caméra, les bruits et les obstacles qui peuvent altérer la qualité de la capture [8]. Ces facteurs peuvent affecter la fiabilité des informations visuelles recueillies, ce qui peut limiter la précision du diagnostic. En outre, la surveillance visuelle se limite principalement à observer de manière objective la position du patient, sans fournir une vue complète de ses données physiologiques. Cela peut être un inconvénient car certaines informations vitales cruciales pourraient être manquées, ce qui pourrait compromettre la prise en charge médicale optimale du patient. De plus, la transmission en temps réel des images à travers le réseau de capteurs peut poser des défis en termes de performances de calcul et de mémoire, ainsi que de débit et de bande passante du réseau. Cela nécessite l'utilisation de cartes de traitement d'image embarquées

dotées de capacités de calcul et de mémoire suffisamment élevées, ce qui peut représenter un coût supplémentaire et une complexité technique.

Enfin, l'utilisation de caméras pour la surveillance médicale soulève des questions éthiques concernant la vie privée des patients. Certains patients peuvent être réticents à être constamment surveillés par des caméras, ce qui peut entraîner des problèmes de consentement et de violation de la vie privée. Bien que certaines tentatives aient été faites pour contourner ce problème en utilisant des caméras RBGD (Red Blue Green Depth) qui permettent de capturer des informations en 3D et en profondeur [9], les préoccupations éthiques demeurent.

Compte tenu des nombreux inconvénients de cette méthode de surveillance, tels que ceux mentionnés précédemment, nous avons choisi de ne pas approfondir davantage ce sujet dans cette thèse.

I.3.3.2 La surveillance non-visuelle

La surveillance non-visuelle repose sur l'utilisation de capteurs et de dispositifs de monitoring pour collecter et mesurer les signaux vitaux ou non vitaux du patient. Ces capteurs se caractérisent généralement par leur petite taille et leur capacité à capter une grandeur physique, la traiter et la transmettre.

Cette approche présente plusieurs avantages et est largement utilisée dans différents domaines médicaux, notamment dans les réseaux WBAN et les systèmes de télémédecine. Les principaux avantages de la surveillance non-visuelle sont les suivants :

1. Confidentialité et respect de la vie privée : En utilisant des capteurs au lieu de caméras, la vie privée du patient est mieux préservée, car les capteurs ne fournissent que des données physiologiques sans recueillir d'images visuelles.
2. Surveillance continue et en temps réel : Les capteurs permettent une surveillance constante et en temps réel des signes vitaux du patient, fournissant ainsi des données actualisées et pertinentes pour une prise de décision médicale réactive.
3. Moins d'interférences : Contrairement aux caméras, les capteurs sont moins sensibles aux interférences liées à l'éclairage ou aux mouvements, ce qui garantit des mesures plus fiables et précises.
4. Confort et praticité : Les capteurs peuvent être intégrés de manière discrète dans des dispositifs portables tels que des bracelets, des patches ou des vêtements, offrant ainsi une surveillance plus confortable et pratique pour le patient.

5. Adaptabilité à divers scénarios : Les capteurs peuvent être configurés pour surveiller une variété de paramètres physiologiques, ce qui les rend polyvalents et adaptables à différents besoins médicaux.

La surveillance non-visuelle est une approche technologique prometteuse qui offre des avantages importants en termes de confidentialité, de fiabilité et de praticité. Elle joue un rôle essentiel dans le suivi médical moderne, permettant une collecte précise et continue de données vitales pour une prise en charge médicale optimale.

I.3.3.2.1 Définition d'un capteur médical

Un capteur est un dispositif qui permet de transformer une mesure physique observée en une mesure généralement électrique, qui sera ensuite traduite en une donnée compréhensible pour un système d'information. Dans le contexte médical, un capteur médical est composé d'un capteur physique associé à un circuit électronique spécifique capable de mesurer un ou plusieurs paramètres physiologiques du patient, tels que la fréquence cardiaque, la pression artérielle, la température, la saturation en oxygène, etc. Selon le type de mesure des données physiologiques, le développement du positionnement du capteur par rapport au corps est réalisé. Plusieurs recherches ont été menées sur ce sujet [10], et on peut classer la position du capteur comme suit :

1. Capteurs non-invasifs (externes), au contact de la peau, par exemple : électrodes pour l'électrocardiogramme (ECG).
2. Capteurs invasifs (implantables), dans le corps, par exemple : glucomètre implantable.
3. Capteurs portables, par exemple : ceinture pour la détection de chute chez les personnes âgées ou les patients à risque.

I.3.3.2.2 Types de capteurs

Afin de capter, d'extraire et d'analyser les données médicales du patient, les chercheurs ont essayé de développer des capteurs spécifiques adaptés à chaque type de donnée physiologique. Ces capteurs sont conçus pour mesurer différentes grandeurs physiques, telles que des signaux électriques, des réactions chimiques ou des propriétés physiques du corps. La validation de l'état émotionnel du patient peut passer par l'analyse de ses différents signaux vitaux ou non vitaux. Dans ce contexte, plusieurs types de capteurs peuvent être utilisés afin d'aider le médecin à établir un diagnostic plus précis.

La Figure I-6 illustre de manière représentative les positions approximatives sur le corps des capteurs les plus couramment utilisés dans la surveillance médicale. Ces capteurs sont placés stratégiquement sur le corps du patient pour capturer diverses données physiologiques

et comportementales liées à son état émotionnel. Le Tableau I-2 présente un résumé des grandeurs physiques les plus importantes utilisées en surveillance médicale, ainsi qu'un exemple d'application associé à chaque type de grandeur :

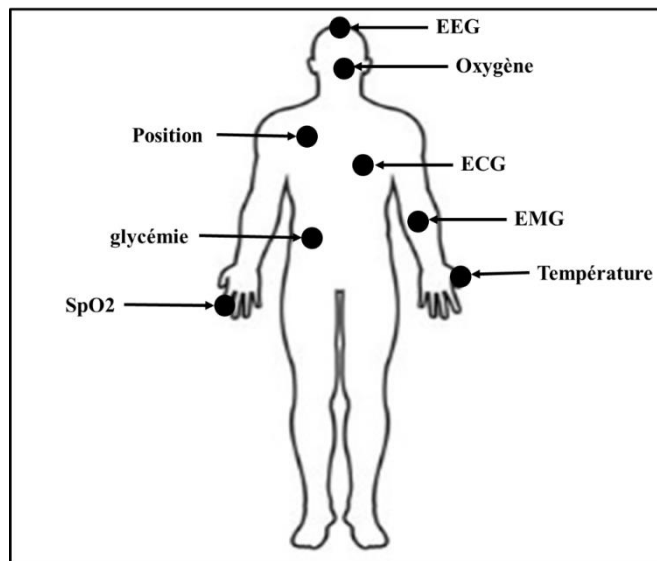


Figure I-6 : Les différentes localisations des capteurs sur le corps.

Tableau I-2 : Type de capteurs selon la grandeur physique.

Grandeur Physique	Exemple d'Application
Signaux Électriques	Électrocardiogramme (ECG) pour mesurer l'activité électrique du cœur.
Réactions Chimiques	Glucomètre pour mesurer le taux de glucose dans le sang.
Propriétés Physiques	Oxymètre de pouls pour mesurer la saturation en oxygène du sang.
Pression	Moniteur de pression artérielle pour surveiller la tension artérielle.
Température	Thermomètre pour mesurer la température corporelle.
Mouvement	Accéléromètre pour détecter les mouvements du corps, par exemple pour la détection de chute.
Son	Stéthoscope électronique pour écouter les sons du cœur et des poumons.

I.3.3.2.3 Type de collecte de données

Après avoir choisi le type de surveillance, deux choix s'offrent à nous pour la collecte des données du patient : une collecte de données en vue d'un traitement ultérieur (offline) ou une collecte de données pour une surveillance continue à distance (online).

1. Collecte de donnée pour un traitement ultérieur

Ce type de collecte implique que les données médicales soient recueillies par des capteurs spécifiques et enregistrées localement sur une carte dédiée à l'acquisition, au traitement et à l'analyse des données. Cette approche permet également de sauvegarder l'historique de l'évolution de l'état du patient, offrant ainsi une vue complète de ses progrès et de sa santé [11]. L'un des principaux avantages de cette méthode est la réduction du risque de perte d'informations dans le réseau, car tout le processus de traitement s'effectue localement. Cela renforce la confidentialité et la sécurité des données médicales du patient, ce qui est essentiel pour garantir la protection des données du malade. Cependant, il est important de noter que cette approche requiert l'intervention sur place du médecin pour la lecture et l'analyse des données. Ce dernier joue un rôle crucial dans l'interprétation des résultats et la prise de décisions cliniques appropriées basées sur les données recueillies. Une collaboration étroite entre les professionnels de la santé et les technologies de collecte de données est essentielle pour assurer des soins optimaux aux patients [12].

Pour que cette méthode de collecte de données soit efficace sur une période prolongée, une capacité de calcul et de stockage suffisamment élevée sur la carte est indispensable. Cela permet de sauvegarder les données de manière continue, évitant ainsi au médecin ou au personnel médical de devoir vider la mémoire de l'appareil trop fréquemment.

Dans ce contexte, des appareils tels que les holters, les smartphones et les dispositifs sportifs sont couramment utilisés pour cette collecte de données. Les holters sont des dispositifs portables qui surveillent l'activité cardiaque sur une période prolongée, offrant des informations précieuses sur les arythmies et les troubles cardiaques [13]. Les smartphones, lorsqu'ils sont équipés d'applications de santé connectées à des capteurs médicaux, peuvent recueillir une variété de données médicales, allant de la pression artérielle à la glycémie, en fonction des besoins du patient. Enfin, les dispositifs sportifs intelligents enregistrent les données d'activité physique et les performances athlétiques, contribuant ainsi à une surveillance complète du bien-être général du patient.

2. Collecte de données pour une surveillance continue à distance

Dans ce type de collecte, les informations sont transmises de manière continue ou semi-continue par le biais d'une connexion filaire ou sans fil à un centre de récolte de données à distance, où elles seront analysées en temps réel [11]. L'avantage majeur de cette technique est qu'elle permet d'éviter les contraintes liées à la sauvegarde des données dues aux limitations d'espace de stockage de la carte locale. Au lieu de cela, des serveurs puissants et évolutifs sont utilisés pour permettre un stockage de données considérable, garantissant ainsi une capacité de suivi à long terme des informations médicales du patient. Un autre avantage important est que le médecin peut consulter les données de ses patients à distance et en temps réel, ce qui facilite une surveillance proactive de leur état de santé. Cette approche permet également une prise de décision plus rapide et éclairée en cas d'urgence médicale ou de situations critiques, ce qui peut sauver des vies. Cependant, il est essentiel de mettre en place une infrastructure réseau robuste pour assurer une communication à distance fiable. Cela inclut l'utilisation de routeurs performants et d'autres équipements réseau appropriés pour garantir une transmission fluide et sécurisée des données. Une bande passante relativement élevée est également requise pour assurer le trafic des données dans le réseau sans délai ni interruption, surtout lorsqu'il s'agit de données médicales critiques.

Un aspect crucial de cette technique est le temps réel [12]. Étant donné que les données sont transmises et analysées en temps réel, il est impératif de respecter les contraintes de temps. Toute interruption de la transmission ou tout délai pourrait avoir des conséquences graves sur la surveillance et la prise en charge médicale du patient. Par conséquent, une gestion efficace de la bande passante et de la qualité du réseau est primordiale pour assurer une surveillance continue et sans heurts.

I.3.4 Les systèmes WBAN dans le domaine de surveillance médicale

I.3.4.1 Les sous-systèmes d'un système WBAN de surveillance médicale

Un système WBAN (Wireless Body Area Network) complet dédié à la surveillance médicale se divise en cinq sous-systèmes distincts [14] :

1. Sous-système BAN (Body Area Network) : Ce sous-système englobe les capteurs biomédicaux placés directement sur ou à l'intérieur du corps du patient. Ces capteurs sont conçus pour mesurer et recueillir des données médicales spécifiques telles que la fréquence cardiaque, la température corporelle, la pression artérielle, etc.

2. Sous-système PAN (Personal Area Network) : Cette partie du système se charge de collecter les données provenant des capteurs du BAN et de les transmettre à une unité de

traitement et d'analyse plus proche, telle qu'un dispositif portable ou un smartphone. Il utilise des technologies sans fil de courte portée comme Bluetooth ou Zigbee pour la communication entre les capteurs et l'unité de traitement.

3. Passerelle vers les réseaux étendus (WAN: Wide Area Network) : Ce sous-système agit comme un point d'interface entre le PAN et les réseaux étendus. Il est responsable de transférer les données collectées à partir de l'unité de traitement vers des réseaux plus vastes, tels que l'Internet, pour permettre une communication à distance avec le centre de collecte et d'analyse des données.

4. Réseaux étendus : Cette composante du système assure la transmission sécurisée des données collectées vers un centre de récolte de données à distance. Ces réseaux peuvent inclure Internet, réseaux cellulaires, ou d'autres infrastructures de communication à large échelle.

5. Utilisateur final de l'application de surveillance médicale : Ce sous-système représente le professionnel de la santé ou le personnel médical qui accède aux données médicales collectées pour l'analyse, la prise de décisions cliniques et le suivi du patient. L'utilisateur final peut également être le patient lui-même, qui peut consulter ses propres données de santé via une application dédiée.

La Figure I-7 illustre la représentation graphique des différents sous-systèmes qui composent ce système de surveillance médicale, démontrant ainsi leur interconnexion et leur rôle dans la chaîne de collecte et d'analyse des données médicales.

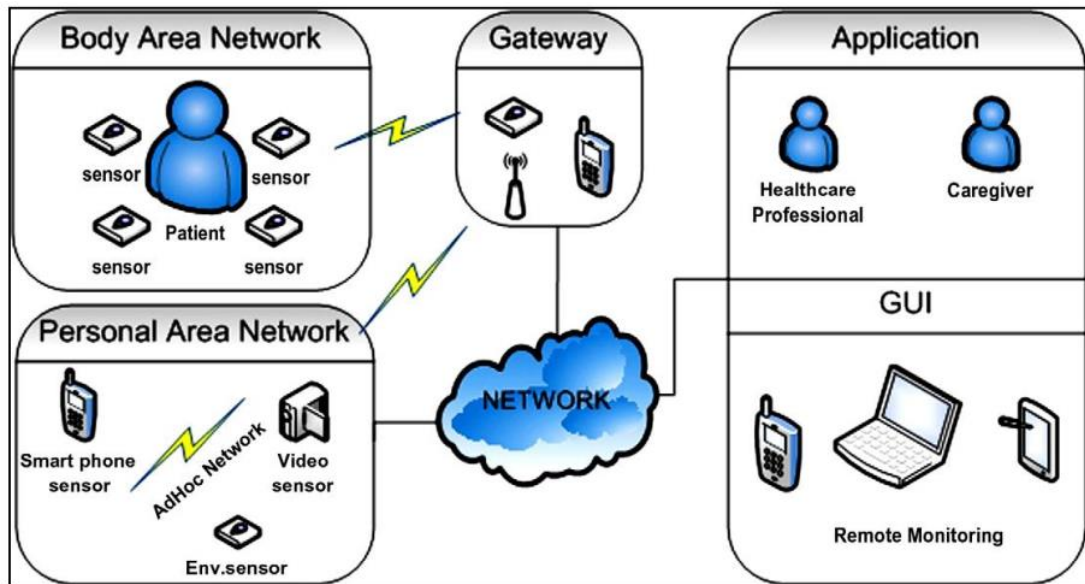


Figure I-7 : Architecture d'un système de surveillance médicale [14].

I.3.4.2 Les avantages

L'un des défis majeurs du monde au cours des dernières décennies est l'augmentation continue de la population des personnes âgées dans les pays développés. Selon les études démographiques, il est prévu que dans les 20 prochaines années, les personnes de plus de 65 ans représenteront 20% de la population totale [14]. Cela souligne la nécessité de fournir des soins de qualité à une population en croissance rapide tout en cherchant à réduire les coûts des soins de santé.

Les applications médicales des réseaux de capteurs sans fil apportent des améliorations significatives dans la qualité des soins et la surveillance médicale, en particulier pour les personnes âgées et les patients atteints de maladies chroniques. Ces systèmes offrent plusieurs avantages importants dans le domaine médical.

La Figure I-8 illustre un exemple de système de surveillance médicale à distance destiné aux personnes âgées.

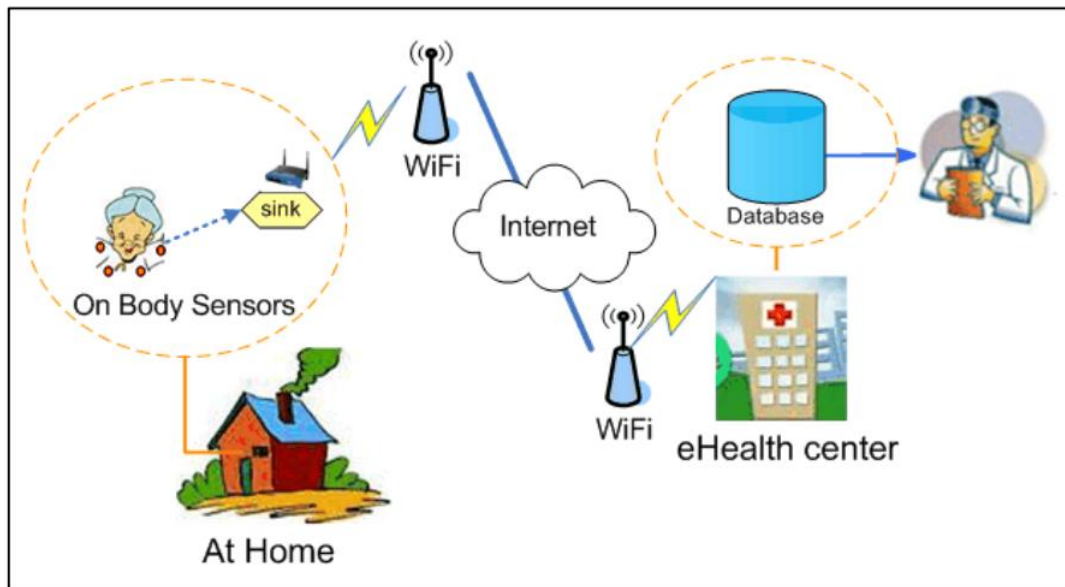


Figure I-8 : Surveillance médicale à distance des personnes âgées [6].

L'avantage principal d'un tel système est la capacité de surveillance à distance, ce qui facilite l'identification des situations d'urgence pour les patients à risque et permet aux personnes souffrant de déficience cognitive et physique de mener une vie plus indépendante et plus facile.

La rapidité d'identification des situations d'urgence telles que les crises cardiaques ou les chutes soudaines peut être déterminante pour sauver la vie d'un patient. Les systèmes de surveillance médicale en temps réel, tels que les systèmes WBAN, jouent donc un rôle crucial dans cette identification rapide et sont donc dotés d'un avantage significatif.

Par ailleurs, de nombreux dispositifs médicaux modernes ne seraient pas possibles ou économiquement viables sans l'utilisation de capteurs corporels tels que les thermomètres, les tensiomètres, les glucomètres, l'électrocardiographie (ECG), l'électroencéphalographie (EEG) et diverses formes de capteurs d'imagerie. La surveillance continue de l'état physiologique du patient est également essentielle pour les dispositifs d'intervention tels que les stimulateurs cardiaques et les pompes à insuline.

Les réseaux de capteurs peuvent également être utilisés pour assurer une surveillance permanente des organes vitaux de l'être humain grâce à des micro-capteurs qui peuvent être avalés ou implantés sous la peau. Ces avancées permettent la surveillance de la glycémie, la détection précoce de cancers et bien d'autres applications médicales essentielles. De plus, ces réseaux peuvent détecter des comportements anormaux tels que les chutes d'un lit, les chocs

ou les cris chez les personnes dépendantes (handicapées ou âgées), ce qui renforce leur utilité pour les soins aux patients vulnérables.

Parmi les autres avantages des systèmes WBAN, on compte la liberté de mouvement offerte aux patients et la possibilité de fournir des soins à long terme pour les patients atteints de maladies chroniques.

I.3.4.3 Les applications médicales

Il existe plusieurs applications médicales dédiées à la surveillance médicale, avec un intérêt particulier pour les personnes âgées. Lorsque nous explorons ces applications, nous pouvons les regrouper en différentes catégories cibles :

1. Surveillance des activités de la vie quotidienne : Ces applications visent à suivre et analyser les activités quotidiennes des patients, telles que la marche, le sommeil, l'alimentation et d'autres mouvements essentiels pour évaluer leur bien-être général [15].
2. Détection de chute et du mouvement : Cette catégorie se concentre sur la détection des chutes potentielles ou d'autres mouvements brusques qui pourraient indiquer une situation d'urgence. Ces dispositifs sont particulièrement importants pour les personnes âgées, car ils peuvent permettre une réponse rapide en cas de chute [14].
3. Localisation : Les applications de localisation permettent de suivre la position géographique des patients, ce qui peut être utile pour les personnes atteintes de troubles cognitifs ou les patients qui nécessitent une surveillance constante [15].
4. Suivi de la prise des médicaments : Ces applications ont pour objectif de rappeler aux patients de prendre leurs médicaments à temps et de suivre leur conformité au traitement prescrit [14].
5. Surveillance de l'état de santé : Cette catégorie regroupe les applications qui surveillent en continu l'état de santé du patient en collectant des données biométriques telles que la pression artérielle, la fréquence cardiaque, la glycémie, etc. Cela permet aux professionnels de santé de suivre l'évolution de la santé du patient de manière proactive [15].
6. Bio-surveillance : Les applications de bio-surveillance utilisent des capteurs pour surveiller les signaux physiologiques du corps, tels que les ondes cérébrales, les signaux électriques du cœur, etc. Ces données peuvent être utilisées pour diagnostiquer des conditions médicales spécifiques ou pour surveiller l'évolution des maladies [15].

I.3.5 Temps réel et surveillance continu

Dans le domaine médical, la surveillance continue et en temps réel des signes vitaux, tels que le rythme cardiaque mesuré par l'ECG (électrocardiogramme), est cruciale pour détecter rapidement tout changement ou anomalie dans l'état de santé d'un patient [16]. Voici pourquoi la surveillance continue et en temps réel est essentielle :

1. **Détection précoce des problèmes de santé** : La surveillance en temps réel permet aux médecins de détecter rapidement les signes précurseurs de problèmes de santé potentiels, tels que des arythmies cardiaques ou des anomalies dans le rythme cardiaque. Cela permet une intervention précoce avant que la situation ne s'aggrave.
2. **Réactivité immédiate** : En surveillant en temps réel, les médecins peuvent réagir rapidement en cas d'urgence ou d'attaque, ce qui peut faire la différence entre la vie et la mort, surtout dans les cas de problèmes cardiaques graves.
3. **Prise de décision éclairée** : Les données en temps réel permettent aux médecins de prendre des décisions éclairées sur le traitement et les soins à prodiguer au patient. Cela peut conduire à des ajustements rapides de la médication ou à des interventions médicales appropriées.
4. **Surveillance continue pendant les procédures médicales** : Lors de certaines interventions médicales ou chirurgicales, la surveillance continue des signes vitaux est essentielle pour assurer la sécurité du patient tout au long de la procédure.
5. **Télé-médecine et soins à distance** : Dans les situations où le patient n'est pas physiquement présent dans l'hôpital ou la clinique, la surveillance en temps réel est essentielle pour permettre la télémedecine et les soins à distance, en assurant un suivi médical efficace.
6. **Suivi de l'efficacité du traitement** : La surveillance continue et en temps réel permet de suivre de près l'efficacité des traitements administrés au patient et d'apporter des ajustements si nécessaires.

I.4 Protocoles de communications sans fil

De nombreux protocoles de communication ont été développés et utilisés dans de nombreux domaines de technologies de communication. Le domaine médical a également tiré profit de ces nouveaux outils de communication pour le suivi de l'état des patients à l'intérieur

ou à l'extérieur des établissements de santé. Parmi ces protocoles bien connus, on retrouve le Bluetooth [17], le WiFi [18] et le ZigBee [19].

Le Tableau I-3 présente en pourcentage le taux d'utilisation des différents protocoles de communication sans fil dans le domaine médical et le domaine industriel. En examinant le Tableau I-3, nous constatons que plusieurs technologies sans fil sont employées dans le domaine médical. Cependant, les technologies avec un taux d'utilisation relativement élevé sont le Bluetooth, le WiFi et ZigBee. Chaque technologie présente ses avantages et inconvénients, et le choix entre elles dépendra de plusieurs critères de sélection tels que le débit, la bande passante, les contraintes médicales, la topologie du réseau et la consommation d'énergie, entre autres. Dans la partie suivante, nous fournirons plus de détails sur les technologies les plus utilisées dans le domaine médical.

Tableau I-3 : La difference entre les protocoles de communication [20].

Protocole de communication	Industrie %	Médical%
Bluetooth classic V2.1	17.6%	35.4%
802.11g	23.7%	28.0%
Zigbee	21.8%	24.4%
802.11B	17.4%	19.5%
Bluetooth Low Energy V4.0	6.5%	18.3%
802.11n	14.5%	17.1%
GSM	13.8%	15.9%
802.11a	14.7%	14.6%
3G	18.2%	12.2%
Bluetooth High Speed V3.0	8.0%	12.2%
802.11i	5.9%	4.9%
4G	6.9%	3.7%

I.4.1 Types de protocole de communication sans fil

I.4.1.1 Le standard Bluetooth / IEEE 802.15.1

La norme Bluetooth, utilisant le standard 802.15.1, a été initialement conçue pour transmettre la voix et les données entre les dispositifs de communication. Elle fonctionne dans

la bande passante ISM de 2.4 GHz, avec un canal divisé en 79 radiofréquences de 1 MHz chacune, ce qui lui permet d'assurer des communications sur de courtes distances avec un débit limité. Au fil du temps, des améliorations significatives ont été apportées à cette norme, notamment en termes de débit et de consommation d'énergie. Parmi les versions existantes, la version Bluetooth Low Energy (BLE) se distingue par sa faible consommation d'énergie tout en offrant un débit allant jusqu'à 1 Mbps. Cette caractéristique en fait un choix particulièrement adapté aux applications médicales où une transmission de données précise et économe en énergie est cruciale.

Cependant, il convient de noter que la version BLE est sensible aux interférences en raison de son étalement spectral. Malgré cela, ses avantages en termes de faible consommation d'énergie, de débit élevé et de délais courts font de la norme Bluetooth un choix approprié pour les applications médicales où la communication entre les nœuds est courte.

I.4.1.2 Wifi (La norme IEEE 802.11x)

La norme IEEE 802.11, connue sous le nom de Wifi (Wireless-Fidelity), regroupe un ensemble de normes dédiées au réseau local sans fil (WLAN). Le Wifi permet un accès à Internet à haut débit lorsque l'utilisateur est connecté à un point d'accès (AP) ou à un serveur local ad hoc. Il représente le protocole le plus largement utilisé pour toutes les applications sans fil, et il a considérablement popularisé l'utilisation de la technologie sans fil dans les réseaux classiques WLANs.

Le Wifi offre une large bande passante, allant de 11 à 320 Mbits/s, ce qui permet un transfert sans fil rapide des données, y compris les appels vocaux, les vidéoconférences et les vidéos en temps réel. Une caractéristique majeure du Wifi est sa compatibilité avec de nombreux appareils tels que les smartphones, les tablettes et les ordinateurs portables, qui peuvent tous se connecter à Internet via une carte Wifi intégrée.

Cependant, malgré ses avantages, le principal inconvénient du Wifi est sa forte consommation d'énergie, ce qui en fait un inconvénient majeur à prendre en considération, notamment dans le contexte des réseaux médicaux. En effet, les dispositifs médicaux et les capteurs sans fil doivent souvent fonctionner avec une autonomie énergétique limitée, et une consommation élevée d'énergie peut réduire considérablement leur durée de vie opérationnelle. Dans le domaine médical, où la surveillance continue et fiable est cruciale, l'efficacité énergétique est d'une importance capitale.

I.4.1.3 ZigBee (La norme IEEE 802.15.4)

Le protocole ZigBee est basé principalement sur la norme IEEE 802.15.4. Le standard IEEE 802.15.4 définit deux couches dans le modèle OSI (Open Systems Interconnection), à savoir la couche MAC (Medium Access Control) et la couche Physique. Basé sur ce standard, le protocole ZigBee permet théoriquement de prolonger la durée de vie d'un nœud sur plusieurs années grâce à une consommation d'énergie optimisée. Un autre point fort du ZigBee réside dans sa capacité à déployer des réseaux denses composés de plus de 65 000 nœuds, avec une portée d'environ 100 mètres et un débit de 250 Kbits/s. Ces caractéristiques en font aujourd'hui le principal protocole utilisé dans les réseaux de capteurs.

L'alliance ZigBee [21, 22], formée par un groupe d'une cinquantaine d'entreprises industrielles, s'est donnée pour objectif de définir des couches supplémentaires en plus des deux couches de la norme 802.15.4, comme le montre la Figure I-9. Ces couches supplémentaires visent à gérer la communication et le routage des données selon des topologies plus complexes, telles que la topologie Maillée (Mesh), ainsi que la sécurité des données par le cryptage des données et l'authentification, en plus des services d'applications.

Grâce à cette évolution et aux fonctionnalités offertes par l'alliance ZigBee, le protocole ZigBee est devenu une solution robuste et efficace pour les réseaux de capteurs sans fil. Son utilisation s'étend à une variété d'applications, y compris les réseaux de capteurs médicaux, offrant une communication fiable, une gestion efficace de l'énergie et la possibilité de créer des réseaux denses et flexibles pour des applications avancées de surveillance et de contrôle.

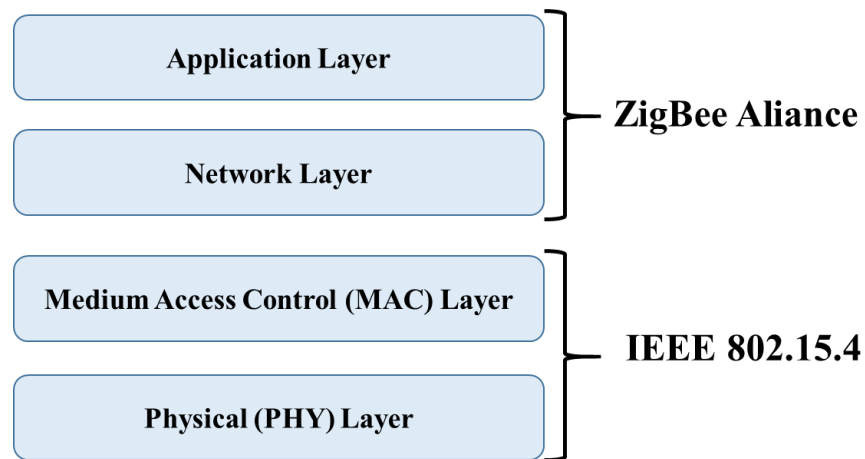


Figure I-9 : Différence entre la norme 802.15.4 et le ZigBee.

I.4.1.4 DigiMesh

DigiMesh, développé par Digi International Inc. [23], représente une norme propriétaire. Bien qu'il partage des similitudes avec ZigBee, son orientation est axée sur une configuration simplifiée et une consommation d'énergie encore plus réduite, destinée à être intégrée dans des solutions de dispositifs sans fil. Il définit deux couches supérieures. La première est une couche réseau comprenant une fonction pour la configuration, la manipulation et l'acheminement des messages. La deuxième couche spécifie la fonction principale du dispositif et définit la couche d'application.

La durée de vie de la batterie dépend de sa capacité et des besoins des applications. La technologie DigiMesh est conçue pour prendre en charge des applications avec une grande autonomie pour les batteries, visant une autonomie de plusieurs années pour des applications de contrôle plutôt que des jours ou des heures, comme c'est le cas pour d'autres technologies de communication sans fil. Le protocole offre des fonctionnalités de réseau avancées tout en permettant aux dispositifs de passer en mode veille pendant quelques minutes ou quelques heures. Le cycle de communication dans DigiMesh est très bas, entraînant une consommation d'énergie très faible.

Pour répondre aux besoins d'un système portable, DigiMesh a l'avantage d'intégrer un large éventail de nœuds, y compris plusieurs fréquences et plates-formes matérielles. Le nombre de nœuds au sein d'un seul réseau peut atteindre 64 000.

DigiMesh a été largement adopté par divers fabricants et trouve des applications dans divers domaines [24]. Contrairement à ZigBee, DigiMesh fonctionne avec un unique nœud routeur, créant ainsi un réseau simple et homogène où tous les nœuds sont interchangeables et

compétents pour router des données. Contrairement à ZigBee, DigiMesh n'établit pas de relations parent-enfant. Cette homogénéité du réseau simplifie la mise en place, améliorant ainsi la flexibilité, la scalabilité, et la fiabilité. De plus, DigiMesh prend en charge une charge utile de trame plus importante par rapport à ZigBee, optimisant le débit. Cette caractéristique s'avère particulièrement avantageuse pour les applications nécessitant la transmission de données avec des blocs de taille conséquente. Pour plus de détails techniques et une comparaison entre DigiMesh et ZigBee, veuillez consulter le Tableau I-4 [25].

Tableau I-4 : Comparaison des paramètres des réseaux ZigBee et DigiMesh [25].

Réseau → ↓ Paramètres	ZigBee	DigiMesh
Topologie	Maillé / Étoile / Arborescence	Combine les attributs du maillé et de l'Arborescence
Types de nœuds	Contient des dispositifs à fonction complète (FFD) et des dispositifs à fonction réduite (RFD)	Un seul type homogène. Plus de flexibilité pour étendre le réseau
Batterie	Seuls les dispositifs de fin peuvent dormir	Tous les nœuds peuvent dormir, pas de point de défaillance unique
Fréquences et débits RF	Principalement 2,4 GHz (250 Kbps). 900 MHz (40 Kbps) et 868 MHz (20 Kbps) peu disponibles.	900 MHz (10, 125, 150 Kbps). 2,4 GHz (250 Kbps)
Interopérabilité	Potentiel d'interopérabilité entre les fournisseurs	Propriétaire
Adressage	Deux couches. Adresse MAC (64 bits) et adresse réseau (16 bits).	Adresse MAC (64 bits) uniquement.
Maintenance	Plus de renifleurs et d'outils de diagnostic disponibles sur le marché	L'adressage plus simple facilite le diagnostic des problèmes et la configuration d'un réseau.

I.4.2 Choix de la norme

Le choix d'un protocole de communication sans fil dépend des services proposés ainsi que des besoins du concepteur du réseau. Différents paramètres tels que la portée, la consommation d'énergie, la durée de vie de la pile, le débit, et le nombre de nœuds supportés doivent être pris en compte. Dans le Tableau I-5, nous avons effectué une comparaison entre les différentes technologies sans fil mentionnées ci-dessus [6, 26-30]. Pour notre application, qui concerne le réseau de capteurs sans fil dans le domaine, nous n'avons pas besoin d'un très grand nombre de capteurs dans le réseau. Cependant, la faible consommation d'énergie, la longue durée de vie de la pile, le débit et la portée sont des facteurs cruciaux dans le cas d'une surveillance médicale à distance.

Tableau I-5 : Comparaison entre les différentes technologies sans fil [26].

Type de réseau	Wi-Fi	Bluetooth	ZigBee	DigiMesh
Norme IEEE	802.11a/b/g/n/ac/ad/ax	802.15.6	802.15.4	802.15.4
Nombre de nœuds maximum	32	8	65000	65000
Bande de Fréquence	2,4 ou 5 GHz	2,4 GHz	2,4 GHz	2,4 GHz
Largeur de Bande	20, 40, 80 ou 160 MHz	1 MHz	5 MHz	5 MHz
Puissance	Moyenne	Faible	Faible	Faible
Débit de données	11 Mbps	1 Mbps	250 kbps	250 kbps
Portée	15 à 30 m en intérieur et ~100 m en extérieur	0 à 10 m	10 à 100 m en intérieur,	> 100 m en extérieur, portée RF en ligne de mire jusqu'à 2 miles (3,2 km) avec des antennes à gain élevé

I.5 Etat de l'art sur les projets de recherches dédiés à la surveillance médicale à distance

Les réseaux de capteurs sans fil ont trouvé un grand intérêt dans le domaine médical, et de nombreux projets de recherche et applications commerciales ont été développés pour surveiller à distance l'état de santé des patients. Cette section se focalise sur les plateformes médicales spécifiquement conçues pour diverses applications de surveillance à distance. Ces projets ont été conçus pour différentes applications de surveillance médicale. Nous citons parmi ces projets :

- 1. Le projet STAR (Système Télé-Assistant Réparti) :** IL a été conçu pour répondre aux besoins de surveillance des personnes souffrant de troubles du rythme cardiaque [6, 31]. En effet, les arythmies cardiaques sont des phénomènes difficiles à diagnostiquer en raison de leur nature intermittente et aléatoire. Dans le cadre de ce projet, une plateforme a été développée pour permettre une surveillance continue et en temps réel des signaux ECG du patient. Dans le système STAR, le patient est équipé d'un capteur sans fil intelligent capable d'acquérir et d'analyser ses signaux cardiaques en temps réel. Ce capteur utilise une technologie de transmission sans fil « Bluetooth », pour communiquer avec une passerelle installée au domicile du patient et connectée à Internet. Les données collectées par le capteur sont ensuite transmises via Internet vers un centre de traitement et d'intervention situé au sein d'un hôpital. Cette plateforme permet aux professionnels de santé de surveiller en continu l'état cardiaque du patient à distance, ce qui facilite le diagnostic précoce et la prise en charge des arythmies cardiaques. La transmission en temps réel des données permet une intervention rapide en cas d'anomalie, contribuant ainsi à améliorer la qualité des soins et la sécurité des patients concernés.
- 2. Le projet CareNet :** se consacre au développement d'un système de surveillance médicale à distance sans fil. Ce système novateur permet à l'équipe soignante d'accéder efficacement aux données provenant du réseau de capteurs grâce à un système de dossier médical unifié [32,33].
- 3. Le projet ALARM-NET :** propose un système novateur de soins médicaux basé sur la surveillance continue du patient à l'aide de capteurs corporels [32]. ALARM-NET met en œuvre un réseau de capteurs sans fil qui offre aux professionnels de santé la possibilité de surveiller en permanence l'état de santé des patients.
- 4. Le projet CodeBlue et le projet Mercury :** développé par l'université de Harvard, le projet CodeBlue a été l'un des premiers projets à utiliser les réseaux de capteurs sans fil

dans le domaine médical. Son objectif était d'équiper les patients de capteurs capables de relever des informations physiologiques telles que les pulsations cardiaques, le niveau d'oxygénation, etc. [34, 35]. En cas de relevé anormal sur le malade, les capteurs transmettent instantanément les données à un dispositif de type PDA (Personal Digital Assistant) porté par un membre du personnel soignant, afin qu'il puisse intervenir sur le malade au plus vite.

Le succès du projet CodeBlue a conduit à un autre projet prometteur de l'université de Harvard, le projet Mercury [36]. Celui-ci vise à surveiller de manière continue les patients atteints de la maladie de Parkinson ou souffrant de crises d'épilepsie. En utilisant des capteurs sans fil, le projet Mercury collecte et transmet en temps réel les données relatives aux mouvements et activités des patients. Ces informations sont ensuite analysées pour détecter les symptômes caractéristiques de la maladie de Parkinson ou pour prévenir les crises d'épilepsie. Une fois encore, les professionnels de santé sont rapidement alertés en cas de situation critique, permettant une intervention précoce et une meilleure gestion des affections médicales.

5. **Le projet MobiHealth :** Il représente l'un des premiers projets européens axés sur le développement d'un réseau de capteurs sans fil destiné à la santé, en se basant sur les technologies de téléphonie mobile GPRS (General Packet Radio Service) et UMTS (Universal Mobile Telecommunications System) [37]. Ce réseau WBAN est constitué de capteurs et d'actionneurs, ainsi que d'une unité de base mobile appelée MBU (Mobile Base Unit), qui joue le rôle de hub dans une topologie en étoile. La communication GPRS est utilisée pour établir la liaison entre le WBAN et le téléphone ou le PDA (Personal Digital Assistant). Ensuite, les données collectées par ce dernier sont transmises via UMTS vers le centre de surveillance [29]. Ce projet permet une surveillance continue et en temps réel des patients, tout en offrant une mobilité et une flexibilité essentielles dans un environnement médical en constante évolution.
6. **Le projet RESIDE-HIS :** Il s'agit d'un projet français dédié à l'habitat intelligent pour la santé. Il résulte de la collaboration entre les laboratoires TIMC et CLIPS à Grenoble, avec la participation des équipes AFIRM et GEOD [38]. Dans le cadre de ce projet, un gilet de télé-assistance nomade appelé « VTAMN » a été développé. Ce gilet est équipé de différents types de capteurs permettant de recueillir diverses données physiologiques, notamment le poids, le taux d'oxygène dans le sang, la fréquence cardiaque et respiratoire, ainsi que la glycémie. Les données collectées par les capteurs sont ensuite transmises de manière sans fil vers un centre de surveillance à distance. Ce centre de

surveillance permet aux professionnels de santé de suivre en temps réel l'évolution de l'état de santé du patient, tout en fournissant une réactivité et une intervention rapides en cas de besoin. Le projet RESIDE-HIS représente une avancée significative dans le domaine de la santé connectée et de l'habitat intelligent.

- 7. Le projet BANET :** Il vise à développer des modèles et des technologies pour concevoir un système de communication sans fil optimisé pour une variété d'applications, allant de l'électronique au domaine médical et sportif, en utilisant un WBAN [39]. L'objectif principal à long terme de BANET est de minimiser au maximum la consommation d'énergie du WBAN. En mettant l'accent sur l'efficacité énergétique, le projet BANET cherche à maximiser l'autonomie des dispositifs sans fil utilisés dans le réseau BAN. Cela permettrait aux utilisateurs de bénéficier d'une surveillance continue de leur santé, de leurs performances sportives ou d'autres applications sans se soucier constamment de la recharge des appareils.
- 8. Le projet SMART :** Il a été spécifiquement développé pour surveiller les signaux physiologiques des malades dans les salles d'attente des services d'urgence [40]. L'objectif principal de ce projet est de répondre à une problématique importante qui a été observée dans certaines situations où la santé des patients se détériore rapidement pendant qu'ils attendent dans une salle d'urgence. Étant donné que le temps est d'une importance cruciale dans ces situations, il est essentiel de ne pas mettre en danger la vie des patients en raison d'un manque d'attention dans les salles d'urgence. Le système SMART est conçu pour aborder ce problème en collectant et en surveillant en temps réel les données physiologiques des différents patients en attente dans une salle d'urgence. Ces données sont ensuite transmises à un ordinateur central qui les analyse de manière continue. Si l'état de santé d'un patient particulier montre des signes de détérioration, le système émet un signal d'alerte pour alerter le personnel médical. Grâce à cette approche, les patients peuvent recevoir un traitement approprié avant que leur état de santé ne s'aggrave davantage. Le projet SMART représente ainsi une solution innovante pour améliorer la sécurité et la qualité des soins dans les salles d'urgence.

I.6 Les contraintes des réseaux de capteurs sans fil dans le médical

Pour développer une application médicale basée sur des réseaux de capteurs sans fil (RCSF) dans le contexte des réseaux de capteurs médicaux (RCSFM), il est primordial de relever plusieurs contraintes. Ces contraintes médicales et des RCSF sont essentielles pour

répondre aux exigences rigoureuses de la surveillance à distance. Voici le Tableau I-6 résumé des principales contraintes à prendre en considération :

Tableau I-6 : Contraintes des réseaux de capteurs sans fil (RCSF) et réseaux de capteurs médicaux (RCSFM).

Contraintes Médicales	Contraintes des RCSF
Fiabilité du système	Interférences et perturbations
Latence	Topologie du réseau
Confidentialité	Support de transmission
Sécurité des données	Coût
Portabilité	Consommation d'énergie

- 1. Fiabilité du system :** L'application médicale doit être hautement fiable pour garantir des mesures précises et cohérentes. Dans le contexte des WBAN, une communication fiable au sein des RCSFM revêt une importance primordiale. Le concepteur doit donc privilégier une technique de communication fiable qui assurera une transmission ininterrompue des données et un débit optimal. Un compromis minutieux entre la communication et le calcul est essentiel pour une conception de système fiable [41]. En équilibrant judicieusement ces aspects, nous pourrions garantir la fiabilité de l'application médicale et assurer un suivi médical sans faille à distance.
- 2. Latence :** Pour les applications critiques traitant des données d'urgence, il est impératif de réduire au maximum le temps de réponse. Une latence prolongée est inacceptable dans de telles situations [11]. Par conséquent, une transmission en temps réel avec garantie de performance est une exigence essentielle. En optimisant la latence de transmission des données, nous pourrions répondre aux besoins urgents des applications médicales et assurer une prise en charge réactive et efficace des patients à distance.
- 3. Confidentialité :** Étant donné la nature sensible des données médicales collectées, il est primordial de mettre en place des mesures robustes pour protéger la vie privée des patients. Des mécanismes de chiffrement et d'authentification doivent être mis en œuvre pour garantir que seules les personnes autorisées ont accès aux informations médicales [42, 43].

4. **Sécurité des données** : Les systèmes traitant des données personnelles et critiques soulèvent des préoccupations majeures en matière de sécurité et de confidentialité. La protection de ces données devient donc essentielle. De plus, la sécurité du réseau est une question cruciale à prendre en compte. Dans ce contexte, il est impératif que tous les capteurs médicaux sans fil répondent aux exigences de confidentialité, et qu'ils assurent l'intégrité et l'authentification des données échangées [41].
5. **La portabilité** est un aspect essentiel pour réaliser une surveillance continue non invasive et discrète dans les applications médicales. Pour assurer la praticité et le confort des patients, il est primordial de concevoir des capteurs légers et compacts. La taille et le poids des capteurs sont principalement déterminés par les caractéristiques des batteries utilisées pour les alimenter [41].
6. **Interférences et perturbations** : Les réseaux de capteurs sans fil peuvent être sujets à des interférences et perturbations qui peuvent affecter leur bon fonctionnement et la qualité des données collectées [6,11]. Ces interférences peuvent provenir d'autres appareils sans fil, d'obstacles physiques, d'interférences électromagnétiques, ou même d'autres réseaux sans fil à proximité.
7. **La topologie du réseau** : Le déploiement d'un grand nombre de capteurs sans fil dans un réseau médical nécessite une gestion efficace de la topologie [11]. Cette topologie évolutive peut donner lieu à des défis tels que l'épuisement du réseau, la défaillance de certains nœuds, les changements d'emplacement et la nécessité d'une reconfiguration.
8. **Le coût** : le coût des capteurs sans fil joue un rôle crucial pour garantir la compétitivité de ces solutions par rapport aux approches traditionnelles.
9. **Le support de transmission** : Dans un RCSF, les capteurs sont interconnectés via une architecture sans fil. Par conséquent, le média de transmission utilisé pour la communication entre les capteurs doit être standardisé.
10. **Consommation d'énergie** : Bien que le remplacement de la batterie dans les RCSFM puisse être facile dans certains scénarios, il est essentiel de ne pas négliger la consommation d'énergie. Une faible consommation d'énergie demeure une préoccupation majeure pour garantir une autonomie prolongée des dispositifs médicaux. En optimisant la consommation d'énergie des capteurs et en adoptant des stratégies d'économie d'énergie efficaces, nous pouvons maximiser la durée de vie de la batterie et offrir une surveillance médicale continue et sans interruption.

Il est important de souligner que les contraintes et exigences dans le contexte des applications médicales basées sur les Réseaux de Capteurs Sans Fil Médicaux (RCSFM) peuvent varier considérablement d'une application à une autre. Chaque application médicale a des besoins spécifiques, ce qui influence les choix de conception et les compromis à prendre en compte. La précision dans la collecte et le traitement des données est cruciale pour obtenir des informations médicales correctes. Cependant, le niveau de précision requis peut varier selon l'application. Certaines applications peuvent exiger une précision très élevée pour prendre des décisions critiques en matière de santé, tandis que d'autres applications peuvent être plus tolérantes à une certaine marge d'erreur. De même, la communication en temps réel avec des délais garantis peut-être essentielle dans certaines situations médicales urgentes, mais dans d'autres cas, une latence légèrement plus élevée pourrait être acceptable.

Les contraintes liées à l'environnement opérationnel et aux caractéristiques spécifiques de chaque application RCSFM doivent donc être soigneusement évaluées et prises en compte. Une approche flexible et adaptable est nécessaire pour répondre aux exigences uniques de chaque cas d'utilisation. En analysant de manière approfondie les besoins médicaux spécifiques, les contraintes des RCSFM et les caractéristiques de chaque application, nous pouvons développer des solutions sur mesure qui répondent efficacement aux exigences variées des différentes applications médicales basées sur les RCSFM. Cela garantira que chaque système est optimisé pour fournir des performances fiables, précises et adaptées à son environnement opérationnel spécifique.

I.7 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté les généralités sur les réseaux de capteurs sans fil du domaine médical, ainsi que les différents constituants pouvant contribuer à la réalisation de notre plateforme médicale. Nous avons également mis l'accent sur les différentes contraintes qui peuvent surgir dans les réseaux de capteurs sans fils, nécessitant une prise en considération minutieuse pour satisfaire aux exigences médicales, en particulier en matière de surveillance à distance. Par ailleurs, nous avons exposé les plateformes médicales existantes à ce jour.

Dans le chapitre suivant, notre attention sera principalement portée sur la transmission du signal ECG au sein du réseau de capteurs sans fil. Nous avons choisi d'étudier ce type de signal physiologique car il est extrêmement sensible, et il est impératif de respecter des contraintes spécifiques afin de garantir une qualité optimale du signal ECG.

I.8 Bibliographies

- [1] Pujolle Guy. Les réseaux. Editions Eyrolles, 2014.
- [2] Kechar Bouabdellah. Problématique de la consommation d'énergie dans les réseaux de capteurs sans fil. Diss. Université d'Oran1-Ahmed Ben Bella, 2010.
- [3] Sadoudi Laïd. Étude et développement d'une plateforme de communication pour les réseaux de capteurs acoustiques sans fil : application au contrôle-santé des rails par corrélation du bruit ambiant. Diss. Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambresis, 2016.
- [4] Hadjidj Abdelkrim, Abdelmadjid Bouabdallah, and Yacine Challal. "Rehabilitation supervision using wireless sensor networks." 2011 IEEE International Symposium on a World of Wireless, Mobile and Multimedia Networks. IEEE, 2011.
- [5] Gao Tia, Pesto Christopher, Selavo Leo, et al. "Wireless medical sensor networks in emergency response: Implementation and pilot results." 2008 IEEE Conference on Technologies for Homeland Security. IEEE, 2008.
- [6] Makke Ali. Détection d'attaques dans un système WBAN de surveillance médicale à distance. Diss. Paris 5, 2014.
- [7] Hamida Sana Tmar-Ben Elyes Ben Hamida and Beena Ahmed. "A new mHealth communication framework for use in wearable WBANs and mobile technologies." *Sensors* 15.2 (2015): 3379-3408
- [8] Khusainov Rinat, Azzi Djamel, Achumba Ifeyinwa E, et al. "Real-time human ambulation, activity, and physiological monitoring: Taxonomy of issues, techniques, applications, challenges and limitations." *Sensors* 13.10 (2013): 12852-12902.
- [9] Zhang Chenyang, Yingli Tian and Elizabeth Capezuti. "Privacy preserving automatic fall detection for elderly using RGBD cameras." *Computers Helping People with Special Needs: 13th International Conference, ICCHP 2012, Linz, Austria, July 11-13, 2012, Proceedings, Part I* 13. Springer Berlin Heidelberg, 2012.
- [10] Gavilanes Juan Gabriel Barros. Réseaux de capteurs pour applications de suivi médical. Diss. Institut National Polytechnique de Toulouse-INPT, 2013.
- [11] Temmar Ryad. "Développement et réalisation d'une plateforme médicale en temps réel à base d'un réseau de capteurs sans fils et de l'internet des objets". Université d'oran, 2018.
- [12] Benferhat Djamel. Conception d'un système de communication tolérant la connectivité intermittente pour capteurs mobiles biométriques-Application à la supervision médicale de l'activité cardiaque de marathoniens. Diss. Université de Bretagne Sud, 2013.
- [13] Laguna P, et al. "New algorithm for QT interval analysis in 24-hour Holter ECG: performance and applications." *Medical and Biological Engineering and Computing* 28 (1990): 67-73.

- [14] Alemdar Hande and Cem Ersoy. "Wireless sensor networks for healthcare: A survey." *Computer networks* 54.15 (2010): 2688-2710.
- [15] Alemdar Hande and Cem Ersoy. "Wireless sensor networks for healthcare: A survey." *Computer networks* 54.15 (2010): 2688-2710.
- [16] Choi Jin Soo. "Wireless sensor network for health monitoring." (2012).
- [17] Rahoual Malek and Patrick Siarry. *Les réseaux informatiques : conception et optimisation*. Technip, 2006.
- [18] de Camargo Penteado Claudio Luis, et al. "Connectivity Public Policy in the Network Society: The Case of "WiFi Livre SP".*" Communication and Information Technologies Annual*. Vol. 12. Emerald Group Publishing Limited, 2016. 299-314.
- [19] Farahani Shahin. *ZigBee wireless networks and transceivers*. newnes, 2011.
- [20] Jerry Krasner. "Essential Technologies to Enhance Design Efforts and Design Outcomes for IoT Developers," 2015
- [21] Specification, ZigBee. "ZigBee Specification v1. 0." ZigBee Alliance, December 14th (2004).
- [22] Alliance, ZigBee. "Network Device: Gateway Specification." 2011—03—23). [http://www. ZigBee. org](http://www.ZigBee.org) (2012).
- [23] XBee and Digi. "Wireless Mesh Networking: ZigBee vs. Digi Mesh," White paper. Digi. Inc. 2008.
- [24] XBee, Digi. "Wireless mesh networking: ZigBee vs. digi mesh." (2018).
- [25] Onibonoje Moses Oluwafemi and Jeremiah Oluwatosin Baandele. "Digimesh-based design of a wireless monitoring network for environmental factors affecting granary system." *International Journal of Engineering Research in Africa* 48 (2020): 126-132.
- [26] Sahraoui Halima, Dahani Ameer, Tigrine Abdelkader et al. "Design and implementation of a medical platform for real-time and remote ECG monitoring using DigiMesh wireless sensor network technology." *Research on Biomedical Engineering* (2023): 1-18.
- [27] Cao Huasong, Leung Victor, Chow Cupidet al. "Enabling technologies for wireless body area networks: A survey and outlook." *IEEE Communications Magazine* 47.12 (2009): 84-93.
- [28] Tjensvold, Jan Magne. "Comparison of the IEEE 802.11, 802.15. 1, 802.15. 4 and 802.15. 6 wireless standards." *IEEE* : September. Vol. 18. 2007.
- [29] Zatout Yousseuf. *Conception et évaluation de performances d'un réseau de capteurs sans fil hétérogène pour une application domotique*. Diss. Université Toulouse le Mirail-Toulouse II, 2011.
- [30] Jaff Bestoon Hussain. "A Wireless Body Area Network System for Monitoring Physical Activities and Health-Status via the Internet." (2009).

- [31] Zhou Haiying, et al. "Remote continuous cardiac arrhythmias detection and monitoring." *Studies in health technology and informatics* 105 (2004): 112-120.
- [32] Chen Min, et al. "Body area networks: A survey." *Mobile networks and applications* 16 (2011): 171-193.
- [33] Jiang S, Cao Y, Lyengar S, Kuryloski P, Jafari R, Xue Y, Bajcsy R and Wicker S, "CareNet: an integrated wireless sensor networking environment for remote healthcare", *BodyNets '08 Proceedings of the ICST 3rd international conference on Body area networks*. Tempe, pages:1-3; Arizona 2008
- [34] Malan David J., et al. "Codeblue: An ad hoc sensor network infrastructure for emergency medical care." *International workshop on wearable and implantable body sensor networks*. 2004.
- [35] Martins David. "Sécurité dans les réseaux de capteurs sans fil Stéganographie et réseaux de confiance." L'u. FR Des Sciences Et Techniques De L'université De Franche-Comté (2010).
- [36] Lorincz Konrad, et al. "Mercury: a wearable sensor network platform for high-fidelity motion analysis." *SenSys*. Vol. 9. 2009.
- [37] Konstantas Dimitri, et al. "MobiHealth—innovative 2.5/3G mobile services and applications for healthcare." (2002).
- [38] Reconnaissance de Signaux de Détresse dans l'Habitat Intelligent Santé. [Online]. Available: http://www-clips.imag.fr/geod/projets/HIS/RESIDE-HIS_7-11-02.pdf
- [39] Latré, Benoît, et al. "A survey on wireless body area networks." *Wireless networks* 17 (2011): 1-18.
- [40] Chen Min, et al. "Body area networks: A survey." *Mobile networks and applications* 16 (2011): 171-193.
- [41] Arefin Md Taslim, Mohammad Hanif Ali, and AKM Fazlul Haque. "Wireless body area network: An overview and various applications." *Journal of Computer and Communications* 5.7 (2017): 53-64.
- [42] Steele Robert, et al. "Elderly persons' perception and acceptance of using wireless sensor networks to assist healthcare." *International journal of medical informatics* 78.12 (2009): 788-801.
- [43] Ikonen Veikko, and Eija Kaasinen. "Ethical assessment in the design of ambient assisted living." *Dagstuhl Seminar Proceedings*. Schloss Dagstuhl-Leibniz-Zentrum für Informatik, 2008.

Chapitre II

Exploration et Transmission sans fil du Signal ECG

Chapitre II

Exploration et Transmission sans fil du Signal ECG

II.1 Introduction

Le corps humain héberge une multitude de paramètres physiologiques qui varient selon les différents organes. Parmi ces paramètres, l'électrocardiogramme (ECG) joue un rôle crucial. L'ECG se présente sous forme d'une représentation graphique de la variation électrique du cœur, illustrée par des ondes nommées P-QRS-T. La spécificité de ces ondes est essentielle, car toute distorsion peut entraîner des erreurs médicales et compromettre la détection d'éventuelles anomalies cardiaques. L'ECG revêt une importance capitale pour enquêter sur les arythmies cardiaques et les dysfonctionnements de l'activité cardiaque. C'est la raison pour laquelle nous nous concentrons principalement sur son étude, étant donné sa nature analogique complexe à manipuler. Ce chapitre est spécifiquement consacré aux travaux portant sur la surveillance à distance du signal ECG. Nous mettons l'accent sur l'utilisation de méthodes technologiques avancées de communication, permettant aux médecins de visualiser correctement l'ECG du patient à distance. Cette approche facilite la prise de décisions éclairées en matière de diagnostic et de traitement, et offre la possibilité de réagir rapidement en cas de situations critiques.

II.2 Les bases cardiologiques

II.2.1 Le système cardio-vasculaire

Le système cardio-vasculaire, également appelé système circulatoire [1], est constitué d'un organe pompe essentiel, le cœur, ainsi que d'un réseau continu et fermé de conduits comprenant les veines et les artères. Il joue un rôle vital dans le maintien de la santé globale de l'individu et est essentiel au bon fonctionnement de tous les organes et tissus du corps. Pour assurer cette fonction, le cœur peut être considéré comme étant composé de deux pompes interconnectées, assurant les circulations pulmonaires et systémiques [2, 3] (voir Figure II-1).

La circulation pulmonaire est responsable de transporter le sang appauvri en oxygène depuis le cœur vers les poumons, où il se charge en oxygène et se débarrasse du dioxyde de carbone. Une fois enrichi en oxygène, le sang revient vers le cœur pour être ensuite pompé

vers la circulation systémique, qui achemine le sang oxygéné et riche en nutriments vers tous les organes et tissus du corps.

L'objectif principal du système cardio-vasculaire est d'assurer un flux de sang continu et sous pression suffisante vers tous les tissus cellulaires, quelle que soit la situation, afin de répondre à leurs besoins énergétiques et de favoriser le renouvellement cellulaire. En fournissant de l'oxygène et des nutriments essentiels, tout en éliminant les déchets métaboliques, ce système contribue au bon fonctionnement de l'organisme dans son ensemble [1,4].

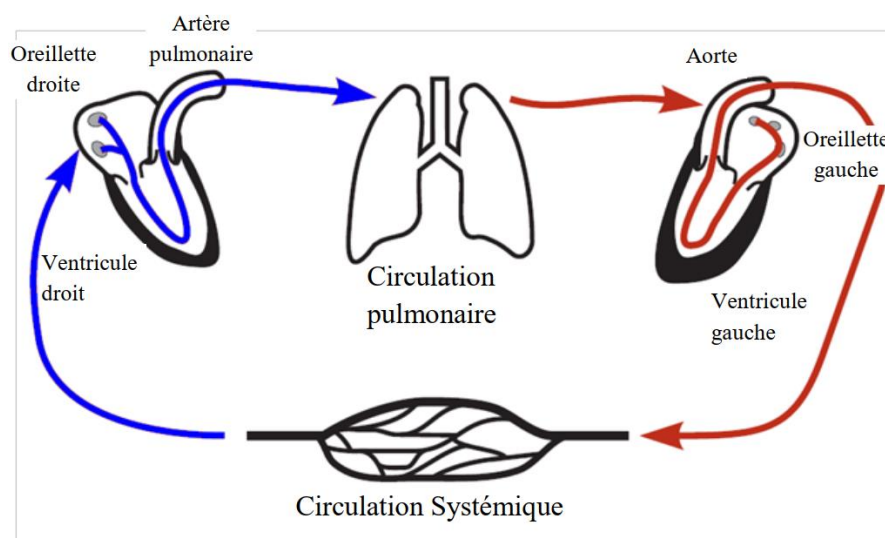


Figure II-1 : Schéma du système cardiovasculaire [2].

II.2.2 La physiologie du Cœur

Le cœur est un organe creux et musculaire, semblable à une pompe, responsable du maintien de la circulation du sang oxygéné dans le réseau vasculaire de l'organisme [5, 6]. Il est composé de parois constituées de tissu musculaire appelé myocarde, qui assure un flux sanguin adéquat, continu et sous pression suffisante vers tous les organes et les tissus, répondant ainsi à leurs besoins énergétiques et au renouvellement cellulaire [7,8]. Situé près du centre de la cavité thoracique, sur le diaphragme entre les poumons, derrière et légèrement à gauche du sternum [1,8], le cœur occupe une position centrale et principale dans le système cardiovasculaire. Il est connecté au reste de l'organisme par le biais de vaisseaux associés : les deux veines caves (inférieure et supérieure), les artères pulmonaires et l'artère aorte.

Le cœur d'un adulte pèse environ de 300 à 350 grammes [8]. Il est divisé en deux côtés indépendants : le cœur droit et le cœur gauche, séparés par une épaisse cloison [9]. Le côté

gauche, ou le cœur gauche, est légèrement plus volumineux, bien que les structures des deux côtés soient symétriques et fonctionnent de manière mécanique identique et synchrone. Cependant, leurs rôles diffèrent. Le côté droit (cœur droit) amène le sang pauvre en oxygène à basse pression et le pompe vers les poumons (circulation pulmonaire). Le côté gauche (cœur gauche) reçoit le sang oxygéné provenant des poumons et le pompe à haute pression vers l'ensemble des circulations régionales de l'organisme (circulation systémique). Chacun de ces deux côtés est à son tour subdivisé en deux cavités : une oreillette en haut et un ventricule en bas, reliés entre eux par des valves d'admission tricuspide à droite et mitrale à gauche. La valve mitrale sépare l'oreillette gauche du ventricule gauche, tandis que la valve tricuspide sépare l'oreillette droite du ventricule droit. Deux autres valves sont également présentes, la valve pulmonaire qui assure la communication entre le ventricule droit et l'artère pulmonaire, ainsi que la valve aortique qui facilite la circulation du sang du ventricule gauche vers l'artère aorte. Toutes ces quatre valves assurent, à l'état normal, un passage unidirectionnel du sang, évitant ainsi tout reflux, et elles ne peuvent être ouvertes en même temps. Une vue d'ensemble est donnée à la Figure II-2.

Le comportement des quatre différentes chambres du cœur, les ventricules et les oreillettes, peut être observé sur un tracé électrocardiographique (ECG) qui représente l'activité électrique du cœur. L'ECG est un outil essentiel utilisé lors des examens cliniques pour détecter toute anomalie cardiaque potentielle [10].

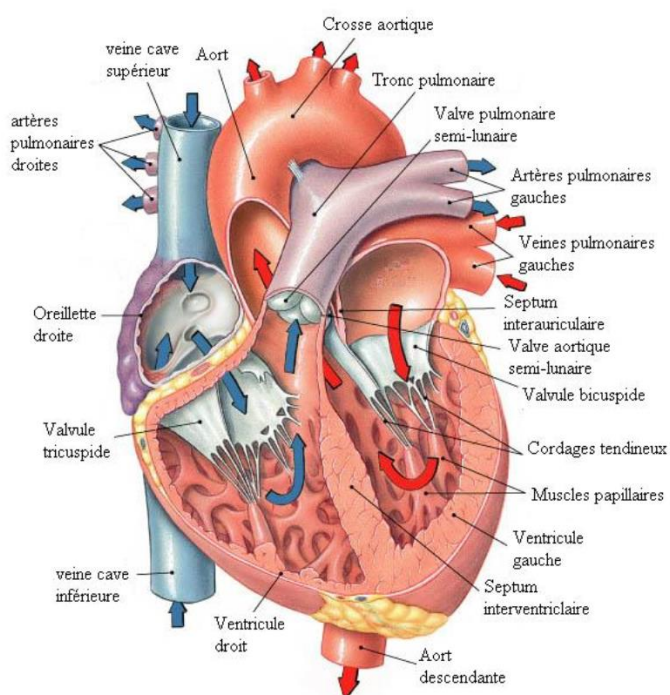


Figure II-2 : Chambres, valves et vaisseaux du cœur [9].

II.2.3 L'activité électrique de cœur

L'activité électrique du cœur joue un rôle crucial dans le cycle complet de battements cardiaques, également connu sous le nom de révolution cardiaque, qui se produit de manière cyclique. Ce processus comprend trois étapes majeures : la systole auriculaire, la systole ventriculaire et la diastole.

La systole auriculaire correspond à la contraction des oreillettes, qui propulsent le sang qu'elles contenaient vers les ventricules. Ensuite, la systole ventriculaire représente la contraction des ventricules, qui expulsent le sang vers les circulations pulmonaire et systémique. Pendant cette phase, les oreillettes, maintenant relâchées, se remplissent de sang.

Enfin, la diastole est une période de pause et de relaxation de toutes les parties du cœur, y compris les oreillettes et les ventricules. Pendant cette phase, les oreillettes continuent à se remplir, en recevant le sang des veines caves et pulmonaires (voir Figure II-3).

Ces phases de contractions harmonieuses des oreillettes et des ventricules sont régularisées par la propagation d'une impulsion électrique à travers le cœur. Lorsque la fréquence cardiaque varie, la durée de la diastole peut être raccourcie ou rallongée, tandis que la durée de la systole reste relativement stable [8]. En moyenne, la contraction et la décontraction des deux parties du cœur se produisent simultanément environ 70 fois par minute.

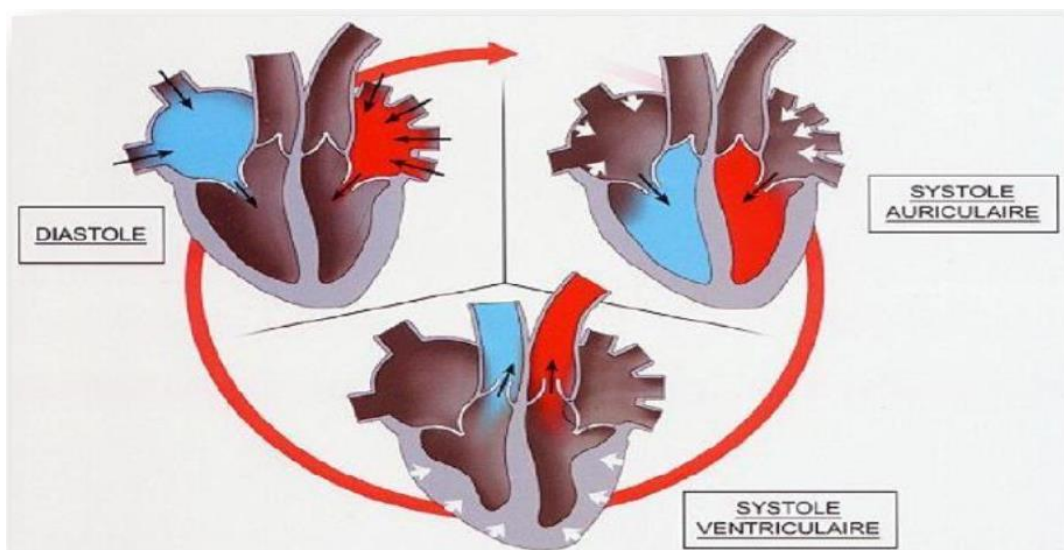


Figure II-3 : Le comportement musculaire lors un cycle cardiaque [11].

II.2.4 La genèse du signal électrique cardiaque (propagation de l'excitation)

Le cœur est équipé d'un système de conduction électrique automatique, continu et régulier qui assure chaque battement cardiaque. Il comprend un réseau intrinsèque de cellules conductrices qui génèrent et propagent des impulsions électriques, ainsi que des cellules qui répondent à ces impulsions en se contractant [1]. La contraction du myocarde est déclenchée par la propagation d'une impulsion électrique le long des fibres musculaires cardiaques, suite à la dépolarisation des cellules musculaires [8].

L'impulsion électrique prend son origine dans le nœud sinusal (a) (également appelé nœud de Keith et Flack), représenté dans la Figure II-4, situé au sommet de l'oreillette droite. C'est là que commence l'activation électrique rythmique du cœur et sa propagation à travers ses différentes parties. Elle se propage ensuite dans les oreillettes (b), entraînant leur contraction (systole auriculaire). L'impulsion atteint ensuite le nœud auriculo-ventriculaire (AV) (ou nœud d'Aschoff-Tawara), qui constitue le seul passage électrique entre les oreillettes et les ventricules. À ce niveau, une courte pause est introduite (c) juste avant que l'impulsion ne se propage dans les fibres formant le faisceau de His. Lorsque l'impulsion électrique (d) atteint les ventricules, ceux-ci se contractent à leur tour (e) (systole ventriculaire). Après la diastole (décontraction du muscle), les cellules se repolarisent (f). Le cycle du battement cardiaque est alors terminé, et le cœur est prêt pour un nouveau battement [12].

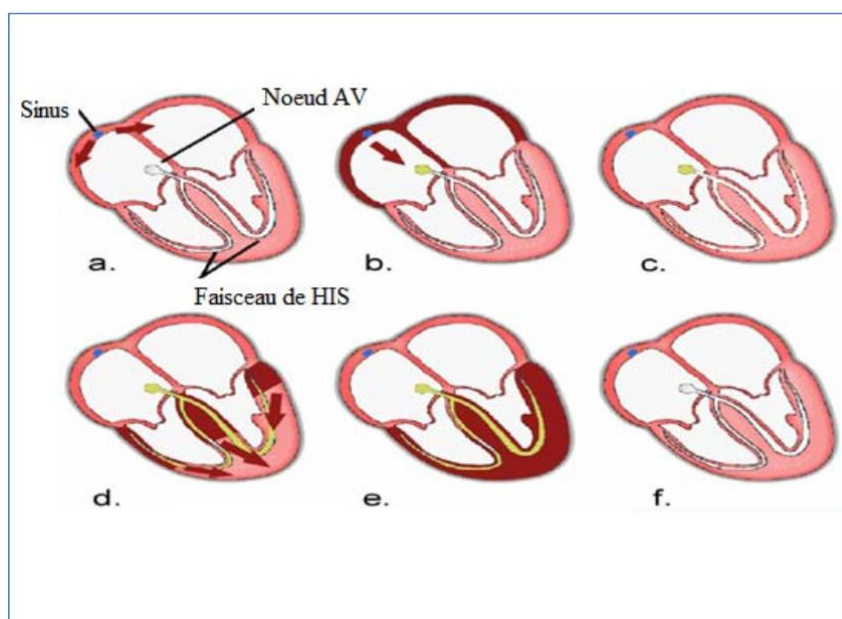


Figure II-4 : Le cycle cardiaque [12].

II.2.5 L'activité électrique du cœur et l'électrocardiogramme

L'électrocardiogramme (ECG) recueille les caractéristiques de l'activité électrique du cœur. Il représente la fusion de tous les potentiels d'action qui constituent l'activité électrique du cœur pendant chaque cycle cardiaque. Cet outil de diagnostic est couramment utilisé pour évaluer les fonctions électriques et musculaires du cœur [13,14]. L'ECG est composé de plusieurs ondes, chacune étant liée à une étape spécifique de l'activité cardiaque (voir Figure II-5). La première onde, appelée onde P, indique la dépolarisation auriculaire (systole auriculaire ou contraction des oreillettes) et la transmission de l'influx électrique du nœud sinusal (ou nœud de Keith et Flack) à travers le muscle des deux oreillettes. Une fraction de seconde après le début de l'onde P, les oreillettes se contractent. La deuxième onde, appelée complexe QRS, indique la dépolarisation ventriculaire (systole ventriculaire ou contraction des ventricules) et la propagation de l'influx électrique dans les ventricules. Cette onde est plus forte car elle correspond à la contraction puissante des ventricules. La troisième onde, appelée onde T, indique la repolarisation ventriculaire (diastole ventriculaire ou relâchement des ventricules), lorsque les cellules ventriculaires se préparent à se contracter à nouveau. Cette onde n'est généralement pas visible, car le complexe QRS, plus fort, la masque [15].

L'électrocardiogramme fournit donc des informations essentielles sur l'activité électrique du cœur, permettant aux professionnels de la santé de détecter d'éventuelles anomalies cardiaques, d'évaluer le rythme cardiaque et de diagnostiquer diverses affections cardiaques.

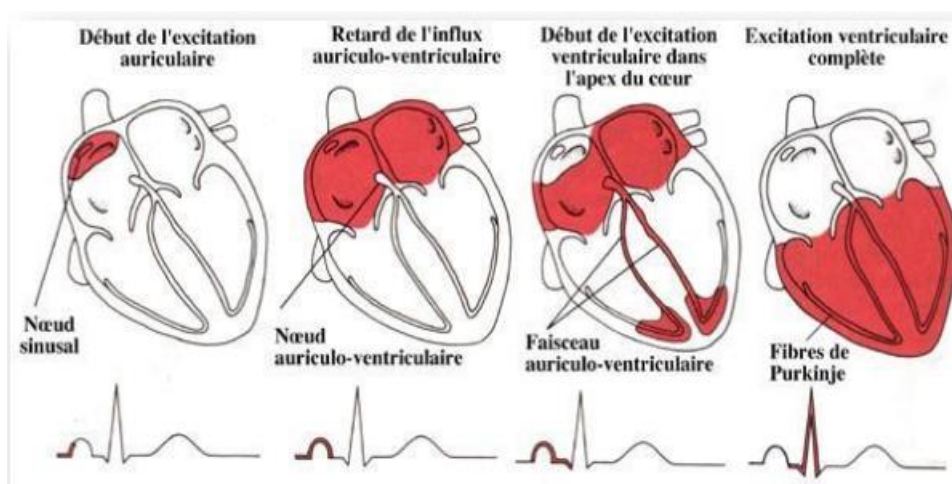


Figure II-5 : L'activité électrique et l'ECG [16].

II.3 L'électrocardiographie

II.3.1 Présentation

En cardiologie, l'électrocardiographie est l'examen le plus couramment pratiqué. Cette technique relativement peu coûteuse permet de surveiller le bon fonctionnement de l'appareil cardiovasculaire grâce à un simple examen non invasif et sans danger. De nos jours, l'électrocardiographie est l'une des techniques de diagnostic médical les plus répandues et rapides.

L'électrocardiographie, communément appelée ECG, enregistre l'activité électrique du cœur en détectant les variations de potentiel électrique à la surface du corps. L'examen se réalise en plaçant des électrodes sur la peau du patient, généralement au niveau des membres supérieurs et inférieurs, ainsi qu'au niveau de la poitrine. Ces électrodes captent les impulsions électriques générées par le cœur lors de chaque battement.

L'ECG fournit un enregistrement graphique, appelé tracé électrocardiographique, qui se présente sous la forme d'ondes caractéristiques. Chaque onde représente une phase spécifique du cycle cardiaque. En analysant ces ondes, les professionnels de la santé peuvent évaluer le rythme cardiaque, détecter d'éventuelles arythmies, évaluer la conduction électrique du cœur, et identifier certaines anomalies cardiaques.

Cet examen est largement utilisé dans diverses situations cliniques, que ce soit pour évaluer les symptômes cardiaques chez un patient, surveiller les effets des traitements cardiaques, ou effectuer des bilans de santé réguliers. L'ECG est rapide, facile à réaliser, et fournit des informations précieuses pour guider le diagnostic et la prise en charge des patients présentant des problèmes cardiaques.

II.3.2 Histoire de l'électrocardiographie

Depuis les débuts des années 1840, les chercheurs se sont intéressés à l'activité électrique du cœur. En 1845, Carlo Matteucci [17] a démontré qu'un courant électrique est généré par l'activité musculaire. En 1856, Rudolph Von Koellicker et Henrich Mueller [18] ont confirmé qu'un courant électrique accompagne chaque battement de cœur en mettant en contact un nerf de la patte de grenouille avec un cœur isolé. Ils ont observé qu'à chaque battement cardiaque, il y avait une contraction de la patte de grenouille.

Les premières expérimentations ont été réalisées en 1878 par John Burden Sanderson et Frederick Page [19] qui ont détecté, à l'aide d'un électromètre capillaire, les phases QRS et T,

qui ont ensuite été définies. À cette même période, E. Marey [20] et W. Augustus [21] ont montré que l'activité électrique cardiaque pouvait être suivie à partir de la peau. En 1887, Waller [22] a publié le premier électrocardiogramme humain.

Le terme "électrocardiogramme" a été utilisé pour la première fois par Willem Einthoven en 1893 lors d'une réunion de la Deutsch Medical Association [23] (Figure II-6). C'est l'examen qui permet d'enregistrer l'activité électrique du cœur. En 1895, Willem Einthoven [24] a mis en évidence les cinq déflexions qu'il a appelées P, Q, R, S et T. En 1901, il a utilisé le galvanomètre à cordes, et en 1906, il a publié les premières classifications d'électrocardiogrammes pathologiques. Pour ses travaux sur l'électrocardiographie, Einthoven a reçu le prix Nobel en 1924. Les dérivations précordiales ont été utilisées pour le diagnostic médical à partir de 1932, et les dérivations frontales unipolaires à partir de 1942, ce qui a permis à Emanuel Goldberger de réaliser le premier tracé sur 12 voies.

Aujourd'hui, l'électrocardiographie est une technique relativement peu coûteuse qui permet, à l'aide d'un examen indolore et sans danger, de surveiller l'appareil cardiovasculaire. Elle est notamment utilisée pour la détection des troubles du rythme cardiaque et la prévention de l'infarctus du myocarde. L'ECG reste un outil essentiel en cardiologie, offrant des informations précieuses pour le diagnostic et la prise en charge des patients atteints de maladies cardiaques.

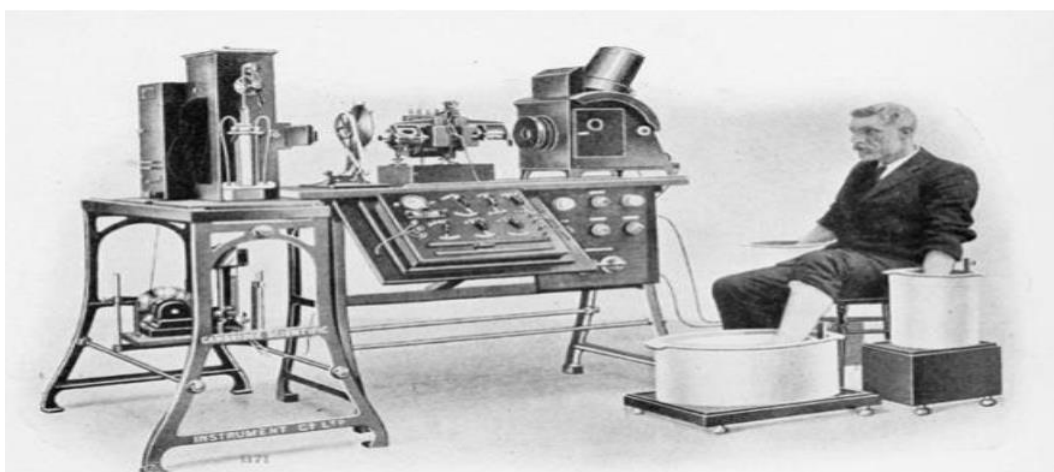


Figure II-6 : Galvanomètre d'Einthoven [25].

II.4 Les électrocardiogrammes (ECG)

L'électrocardiogramme est une représentation graphique de l'activité électrique du muscle cardiaque, cette activité se propage dans le corps humain jusqu'à la peau. Il permet de mesurer l'évolution d'une différence de potentiel (en millivolts) entre deux points situés à la surface du corps et d'enregistrer des signaux électrocardiographiques, un tracé bidimensionnel qui inscrit en fonction du temps les variations du potentiel électrique. Cet enregistrement permet aux cardiologues de mesurer le rythme cardiaque et de détecter des anomalies cardiaques. L'information enregistrée dans l'électrocardiogramme se présente sous la forme d'une série d'ondes électriques, aux formes et durées particulières, qui se répètent à chaque cycle cardiaque. Ces ondes reflètent les différents phénomènes mécaniques et électriques liés au parcours du potentiel d'action de la stimulation cardiaque.

II.4.1 L'enregistrement électrocardiographique

Le corps étant électriquement conducteur, des différences de potentiel sont présentes au niveau de chaque cellule. L'enregistrement de cette activité électrique peut être effectué à distance en utilisant des électrodes placées à la surface du corps. L'ensemble de ces enregistrements forme l'électrocardiogramme (ECG) de surface. Il existe différents types d'enregistrements de l'activité cardiaque : l'ECG de repos est enregistré lorsque le patient est allongé, tandis que l'ECG d'effort est enregistré pendant un exercice dynamique impliquant des contractions et des relâchements musculaires.

II.4.2 Les dérivations électrocardiographiques

L'électrocardiogramme (ECG) est enregistré à l'aide d'électrodes placées sur le corps dans des endroits bien spécifiques, appelés dérivations. Le nombre de ces dérivations a été standardisé par des cardiologues, et il y a 12 dérivations au total. Six des 12 dérivations mesure le potentiel électrique cardiaque dans le plan frontal (les dérivations bipolaires et unipolaires des membres), tandis que les 6 dérivations restantes mesurent le potentiel électrique cardiaque dans le plan horizontal (les dérivations précordiales).

II.4.2.1 Dérivations des membres (périphériques)

Les dérivations des membres, également appelées dérivations périphériques, permettent d'étudier l'activité électrique du cœur sur le plan frontal. Elles sont obtenues à l'aide de 4 électrodes appliquées au bras droit, au bras gauche et à la jambe gauche, tandis que l'électrode de la jambe droite sert d'électrode neutre pour éliminer les parasites électriques.

a. Dérivations bipolaires

En 1912, W. Einthoven [24] a présenté un triangle équilatéral fermé appelé le triangle d'Einthoven, qui définit le positionnement de trois électrodes attachées sur les membres (bras droit, bras gauche et jambe gauche), formant ainsi les dérivations périphériques bipolaires DI, DII et DIII. Ces dérivations mesurent une différence de potentiel entre deux électrodes (voir Figure II-7).

- DI (dérivation I) : Bras gauche (+) et bras droit (-).
- DII (dérivation II) : Jambe gauche (+) et bras droit (-).
- DIII (dérivation III) : Jambe gauche (+) et bras gauche (-).

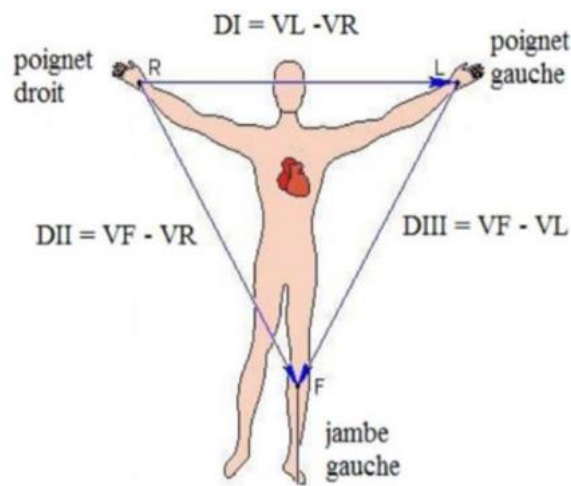


Figure II-7 : Dérivation bipolaires d'EINTHOVEN [26].

b. Dérivations unipolaires

En 1942, Emanuel Goldberger [24] a ajouté aux dérivations frontales d'Einthoven les dérivations VLA, VRA et VLL. Les dérivations unipolaires ont été introduites par Wilson, qui a démontré la possibilité de relier les différentes bornes en un seul point, appelé borne de Wilson. Plus tard, Goldberger a modifié le système des dérivations de Wilson pour obtenir trois dérivations unipolaires augmentées, appelées aVL, aVR et aVF (voir Figure II-8).

- VR : Bras droit (+) et borne centrale de Wilson (-).
- VL : Bras gauche (+) et borne centrale de Wilson (-).
- VF : Jambe gauche (+) et borne centrale de Wilson (-).

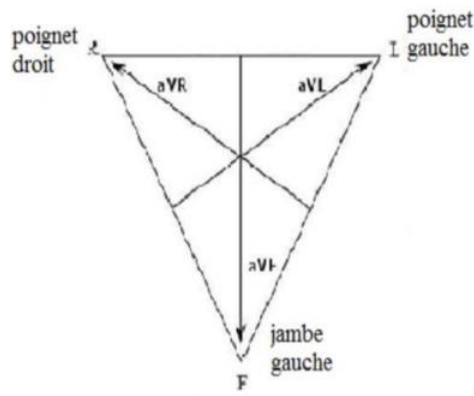


Figure II-8 : Dérivation unipolaire des membres [26].

II.4.2.2 Dérivations précordiales

Les dérivations précordiales sont des dérivations unipolaires placées à des points spécifiques sur la paroi thoracique, désignés par Wilson [27], dans le plan horizontal V1, V2, V3, V4, V5 et V6. Ces six dérivations sont localisées du côté gauche du thorax (voir Figure II-9).

- V1 : 4ème espace intercostal au bord droit du sternum.
- V2 : 4ème espace intercostal au bord gauche du sternum.
- V3 : à mi-distance entre V2 et V3.
- V4 : 5ème espace intercostal gauche sur la ligne médio-claviculaire.
- V5 : même niveau horizontal que V4 sur la ligne axillaire antérieure gauche.
- V6 : même niveau horizontal que V4 et V5 sur la ligne axillaire moyenne gauche.

Les dérivations électrocardiographiques fournissent des informations essentielles sur l'activité électrique du cœur dans différentes directions et jouent un rôle crucial dans le diagnostic et la surveillance des affections cardiaques.

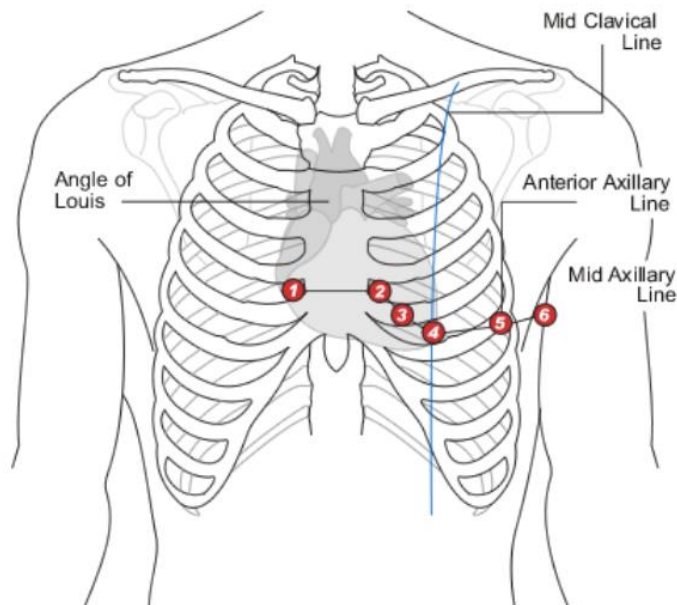


Figure II-9 : Les dérivations précordiales [26].

II.4.3 Caractéristiques électriques du signal électrocardiogramme (ECG)

Lors d'un cycle cardiaque, la dépolarisation et la repolarisation du cœur correspondent au passage du courant électrique des oreillettes vers les ventricules. Sur le plan électrocardiographique, cela se traduit par l'enregistrement d'une série d'ondes (P, QRS et T) qui sont en corrélation directe avec ces aspects fonctionnels, avec des formes et des durées particulières qui se répètent à chaque cycle cardiaque [28, 29,30]. Il est donc essentiel de faire une acquisition précise de ces ondes, car tout changement de forme, de durée ou d'intervalle entre ces ondes peut indiquer la présence d'une anomalie cardiaque. Il est important de comprendre quelle partie du cœur est associée à chaque onde et donc de connaître quelle partie du cycle de dépolarisation-repolarisation est représentée (voir Figure II-10).

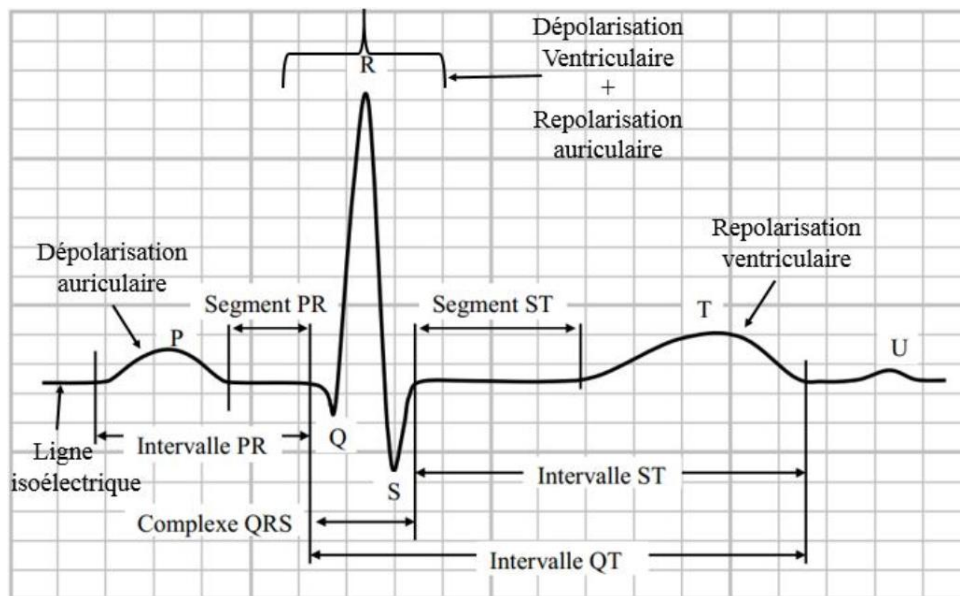


Figure II-10 : Les différentes ondes du signal ECG [27].

Le signal ECG est constitué des principales ondes électriques, intervalles et segments suivants :

1. **Onde P** : L'onde P est la représentation graphique de la dépolarisation auriculaire et de la propagation du signal électrique à travers les oreillettes droite et gauche. La dépolarisation auriculaire se déroule normalement en descendant à partir du nœud sinusal (SA) vers les oreillettes, de droite à gauche. Sa durée normale est de 0,08 à 0,1 seconde, son amplitude est inférieure à 2 mv, elle est monophasique, arrondie et toujours positive. Elle suit le complexe QRS dans l'électrocardiogramme.
2. **Complexe QRS** : Ce complexe représente la dépolarisation des ventricules, c'est-à-dire la contraction des ventricules qui entraîne l'éjection du sang dans les circulations pulmonaire et systémique. Il est composé de trois ondes : Q, R et S, qui constituent généralement la partie la plus grande et la plus importante du tracé de l'électrocardiogramme (ECG). La durée normale du complexe QRS est comprise entre 0,06 et 0,1 seconde, ce qui indique une dépolarisation ventriculaire rapide. Une mesure précise de cette durée est essentielle pour évaluer la santé cardiaque du patient et identifier d'éventuelles anomalies cardiaque du patient
 - Onde Q : C'est la première déflexion négative avant le complexe QRS.
 - Onde R : C'est la première déflexion positive, qui se situe au-dessus de la ligne de base du tracé ECG.
 - Onde S : C'est toute déflexion négative qui suit l'onde R.

3. **Onde T** : correspond à la repolarisation ventriculaire, c'est-à-dire la récupération électrique ou le retour à un état de repos des ventricules du cœur. Elle apparaît après le complexe QRS et suit généralement l'onde U dans l'électrocardiogramme (ECG). Sa durée normale est généralement de 0,12 secondes, et son amplitude est généralement inférieure à 2 mm.
4. **L'onde U** : Après l'onde T, un enregistrement ECG peut parfois présenter une onde de très basse amplitude, appelée l'onde U. Cette onde est similaire dans sa forme à l'onde P, mais elle est généralement plus petite en amplitude. L'onde U est souvent associée aux processus de repolarisation ventriculaire tardive.

5. Intervalle et segment de l'ECG

- **Intervalle PR** : C'est l'intervalle entre le début de l'onde P et le début du complexe QRS. Il représente la dépolarisation des oreillettes et du nœud AV (auriculo-ventriculaire). Cet intervalle correspond à la pause qui s'écoule entre le début de l'excitation auriculaire et le début de l'excitation ventriculaire. Sa durée normale est comprise entre 0,12 et 0,2 seconde.
- **Intervalle QT** : C'est l'intervalle entre le début du complexe QRS et la fin de l'onde T. Il représente le temps de transmission du front de dépolarisation par le nœud auriculo-ventriculaire AV.
- **Segment ST** : C'est le segment entre la fin du complexe QRS et le début de l'onde T. Ce segment correspond au temps pendant lequel l'ensemble des cellules myocardiques sont dépolarisées et, dans le cas normal, il doit être isoélectrique, c'est-à-dire avoir une ligne de base stable.
- **Intervalle PP** : Il mesure la durée d'un cycle cardiaque complet des oreillettes, et il est utilisé comme indicateur de la fréquence des oreillettes.
- **Intervalle RR** : Il mesure la distance entre deux ondes R successives d'un cycle cardiaque, et il est utilisé comme indicateur de la fréquence cardiaque globale. En moyenne, à une fréquence cardiaque normale, cet intervalle est d'environ 70 battements par minute.

L'analyse minutieuse des ondes, des intervalles et des segments de l'ECG permet aux professionnels de la santé, notamment les cardiologues, de diagnostiquer diverses affections cardiaques, d'évaluer le rythme cardiaque et de prendre des décisions thérapeutiques appropriées pour les patients. Un ECG de qualité est donc essentiel pour détecter toute anomalie cardiaque potentielle et garantir des soins médicaux optimaux.

II.5 Description de l'environnement pour la surveillance du signal ECG à distance

Après avoir dressé une description générale du signal ECG et expliqué la signification des différentes déflexions et intervalles, nous allons maintenant présenter et expliquer les différentes étapes qui permettent l'acquisition et la transmission à distance du signal ECG. Le schéma synoptique de la Figure II-11 présente les blocs les plus importants du système, de l'acquisition jusqu'au diagnostic médical. Dans le schéma synoptique, chaque bloc représente un processus distinct, comprenant des méthodes et des algorithmes spécifiques pour le traitement du signal ECG. La connexion entre ces blocs forme une chaîne de transmission, où chaque étape est responsable d'un aspect clé du processus global. Ces processus sont responsables de l'acquisition et numération, la transmission, la réception et traitement du signal ECG.

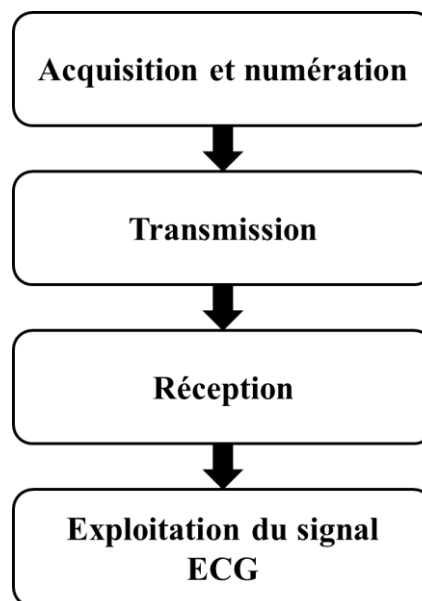


Figure II-11 : Chaîne de transmission du signal ECG.

II.5.1 Acquisition et numérisation du signal ECG

II.5.1.1 Acquisition

Le processus d'acquisition du signal ECG comprend plusieurs étapes, telles que définies dans la

Figure II-12, qui ont pour objectif de convertir les signaux électriques du cœur en données numériques pouvant être transmises par voie électronique. Cette étape essentielle permet de capturer et de traiter les informations cardiaques pour une analyse ultérieure.

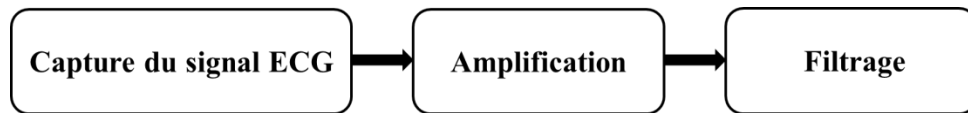


Figure II-12 : Processus d'acquisition du signal ECG.

Le processus d'acquisition est généralement constitué de trois étapes fondamentales :

II.5.1.1.1 Capture du signal ECG

Le signal ECG est capté à l'aide d'électrodes placées stratégiquement sur la peau du patient. Ces électrodes détectent les variations du potentiel électrique généré par l'activité du cœur lors de ses contractions et de ses relaxations.

1. Principe et types des électrodes

Les électrodes ont pour fonction de convertir une grandeur physique en un signal électrique de sortie. Dans le cas de l'ECG, elles captent les ondes électriques émises par le cœur. Les électrodes utilisées pour l'acquisition du signal ECG sont des plaques métalliques plates, inoxydables et adhésives, qui assurent un bon contact électrique avec la peau. Pour réduire l'impédance de contact, favoriser la conductivité et éviter de dessécher la peau, un gel de contact est souvent utilisé.

Selon la région du corps où elles seront installées, les électrodes peuvent avoir différentes formes géométriques. Pour mesurer l'activité cardiaque de l'extérieur, des électrodes de surface en métal aplati sont couramment utilisées. On retrouve plusieurs types d'électrodes : Les électrodes à usage unique ; Les électrodes réutilisables ; Les plaques composées d'une coupole en métal et Les plaques à pince (voir Figure II-13). Le choix de l'électrode dépendra de l'application spécifique et des besoins du patient. L'utilisation d'électrodes de qualité et leur bon positionnement sur la peau sont essentiels pour obtenir des enregistrements ECG précis et fiables, permettant ainsi une analyse clinique efficace et un diagnostic médical approprié.



Figure II-13 : Les différents types des électrodes.

II.5.1.1.2 Amplification

Comme la plupart des signaux biomédicaux, les signaux ECG sont de faible amplitude, de l'ordre de quelques millivolts (dans la gamme de 0,025 à 4 mV), avec des fréquences comprises entre 0,05 et 125 Hz. Afin de renforcer leur amplitude et rendre les variations plus distinctes, un circuit amplificateur ECG est nécessaire après la capture du signal ECG. L'amplification permet d'augmenter le rapport signal/bruit et d'améliorer la qualité du signal en le rendant plus facilement identifiable.

II.5.1.1.3 Filtrage

Une fois amplifié, le signal ECG peut être affecté par de nombreux types de bruit et d'interférences indésirables provenant de diverses sources, rendant leur traitement automatique très difficile et altérant leurs caractéristiques, les rendant méconnaissables [31, 32, 33]. Le filtrage est utilisé pour éliminer ces interférences et isoler le signal cardiaque pur, facilitant ainsi l'analyse ultérieure.

Parmi ces interférences indésirables, on peut citer :

1. **Bruit de réseau :** La présence de champs électromagnétiques, tels que ceux générés par des sources puissantes comme la radio, la télévision, le radar, le téléphone portable, etc., peut apparaître comme des pics sur le signal d'ECG et affecter sa forme. Sa fréquence est généralement de l'ordre de 50 ou 60 Hz [31, 32, 33, 34].
2. **Bruit musculaire :** Les trémulations musculaires peuvent être une source de bruit très gênant pour l'ECG [34]. Lorsque d'autres muscles à proximité des électrodes se contractent, cela peut être capté par l'ECG. L'amplitude du signal d'électromyographie est

généralement de l'ordre de 10% de l'amplitude crête à crête de l'ECG [31, 32, 33], et sa fréquence varie entre 25 et 100 Hz [34].

3. **Les artefacts de mouvement** : Ils résultent des changements de la ligne de base transitoires dans l'impédance entre la peau et l'électrode dus aux mouvements du patient, à la respiration et aux changements d'impédance peau-électrodes. La durée de ce type de bruit est d'environ 100 à 500 ms, avec une amplitude d'environ 500% de l'amplitude crête à crête de l'ECG [31, 32, 33].

L'amplification et le filtrage permettent d'améliorer le rapport signal/bruit (S/B). L'amplification du signal à la source, au niveau de l'électrode, et sa transmission sur une ligne basse impédance assurent une meilleure insensibilité aux perturbations extérieures. Le filtrage du signal sur place consiste à éliminer totalement ou partiellement un certain nombre d'harmoniques véhiculées par le signal, mais qui ne font pas partie du signal utile, contribuant ainsi à éliminer les interférences indésirables [34].

II.5.1.2 Numérisation du signal ECG (la conversion analogique/numérique)

Après l'acquisition et le traitement du signal ECG, ce dernier est numérisé en passant par le convertisseur analogique/numérique, où il est échantillonné, quantifié et codé. La conversion analogique/numérique du signal permet de le transformer en une forme numérique, ce qui offre plusieurs avantages, dont une meilleure immunité au bruit [34].

1. L'échantillonnage : L'échantillonnage permet de discrétiser temporellement le signal analogique en le mesurant à intervalles réguliers. Il est caractérisé par une période d'échantillonnage notée « T_e » (la durée entre deux échantillons successifs) et une fréquence d'échantillonnage notée « F_e ». Pour obtenir un tracé ECG suffisamment clair pour une analyse médicale visuelle par les cardiologues et les médecins, la fréquence d'échantillonnage doit respecter le théorème de Nyquist-Shannon [35-36]. Conformément au théorème de Nyquist-Shannon, il est nécessaire d'effectuer un échantillonnage toutes les 2 ms au minimum, ce qui donne une fréquence d'échantillonnage minimale d'environ 500 Hz.

Cette étape peut s'exprimer mathématiquement sous la forme : $F_e = 1/T_e$

Pour satisfaire le théorème de Nyquist-Shannon, on doit respecter la condition :

$$F_e \geq 2 * F_c$$

En prenant $F_c = 250\text{Hz}$, on obtient une fréquence d'échantillonnage minimale $F_e = 500\text{Hz}$ et une période d'échantillonnage $T_e = 2\text{ ms}$.

2. La quantification : La quantification permet de mesurer l'amplitude du signal à chaque pas d'échantillonnage. L'amplitude mesurée du signal est ensuite codée en bits. La conversion analogique-numérique se fait donc par une étape d'échantillonnage suivie d'une quantification. Dans notre cas, toute l'opération de numérisation se fait dans le Micropython.

3. Codage et compression du signal ECG : Après la phase d'échantillonnage et de quantification des données, avant d'envoyer le signal, il est nécessaire de passer par la phase de codage du signal numérisé. Le codage permet d'optimiser la transmission et le stockage de l'information. Cela implique la génération de mots codes bien définis à partir des données numérisées, ces mots correspondent à un ensemble de valeurs qui composent le signal ECG initial.

La compression est un moyen efficace pour réduire la taille des données qui peuvent être envoyées ou stockées. Elle permet d'éliminer ou de réduire la redondance des données. Un processus de décompression est nécessaire pour reconstruire les données originales à l'arrivée, en utilisant l'algorithme inverse de celui utilisé lors de la compression. Il existe deux classes de méthodes de compression de données : les algorithmes de compression avec perte des données (Lossy) et ceux sans perte des données (Lossless) [34, 35].

4. Sécurité des données : Dans le domaine médical, la sécurité des données est essentielle pour protéger la vie privée des patients, et les données des patients doivent rester confidentielles. Le processus de sécurité fait appel à des algorithmes de chiffrement (cryptage) des données, qui chiffrent les données en utilisant une clé [34]. Cette clé est ensuite utilisée par le destinataire pour déchiffrer les données à leur arrivée.

II.5.2 Transmission sans fil du signal ECG

Afin de transmettre l'ECG de manière efficace, plusieurs étapes sont nécessaires. Tout d'abord, nous devons adapter le signal selon le canal de transmission en passant par le processus de modulation. Cette étape permet de convertir le signal ECG analogique en un format numérique approprié pour la transmission. Ensuite, il est crucial de segmenter l'information en trames, en respectant la taille de la charge utile imposée par le protocole de transmission. Cela implique de réduire le volume de données sans compromettre l'information essentielle (paupérisation des données). La segmentation garantit une transmission fluide et évite toute surcharge du réseau. Le choix de l'architecture réseau est également un aspect crucial. Il convient de sélectionner la topologie la plus adaptée à l'application médicale visée.

L'étape de conception de notre plateforme médicale sera cruciale pour détailler l'ensemble de ces phases. Elle permettra de définir les spécifications techniques nécessaires à la mise en place d'un système de transmission d'ECG robuste et sécurisé.

II.5.3 Réception du signal ECG

La phase de réception est essentielle pour collecter les données envoyées par le destinataire, et cela se fait généralement à l'aide d'une station de réception dédiée. Cette étape permet également de confirmer la bonne réception des données transmises. Au cours de cette étape, la reconstruction du signal ECG intervient en utilisant des processus inverses de ceux établis avant l'envoi des données à travers le réseau. Ces processus incluent le dépaquetage, la décompression et le déchiffrement des données. Grâce à ces opérations, le signal ECG initial est reconstitué dans sa forme d'origine. Une fois que le signal ECG est reconstruit avec succès, il peut être soit stocké localement pour une utilisation ultérieure, soit transmis via un autre réseau, comme Internet, dans le but d'être visualisé et analysé par le médecin ou les professionnels de la santé.

II.5.4 Exploitation du signal ECG

L'étape de l'exploitation du signal ECG marque la fin de la chaîne de transmission. À ce stade, le signal reçu est exploité par les professionnels de la santé pour surveiller à distance leurs patients. Ce signal ECG leur permettra l'analyse et le diagnostic d'éventuelles anomalies cardiaques.

Le diagnostic peut être effectué de manière objective, où le médecin visionne et analyse directement le signal ECG. Alternativement, il peut être réalisé de manière semi-automatique, faisant appel à des algorithmes d'aide à la décision. Ces algorithmes exploitent les caractéristiques du signal ECG ainsi que les diagnostics médicaux déjà établis pour détecter des anomalies. Par exemple, en se basant sur les pics R du signal, il est possible de calculer la fréquence cardiaque et éventuellement de détecter des troubles du rythme cardiaque. Ces algorithmes apportent une assistance précieuse au médecin en lui fournissant des informations supplémentaires pour une évaluation plus approfondie.

II.6 Contraintes relatives à la surveillance du signal ECG à distance

La surveillance du signal ECG à distance présente diverses contraintes qui doivent être prises en compte et respectées pour assurer une surveillance optimale. Afin de faciliter la compréhension, nous avons regroupé ces contraintes en deux catégories principales.

La première catégorie concerne les contraintes liées à la production du signal ECG, notamment l'acquisition et la numérisation du signal et la deuxième catégorie regroupe les contraintes liées à la transmission du signal ECG [34, 35].

II.6.1 Les contraintes liées à la production du signal ECG

1. **Acquisition du signal ECG** : Il est essentiel d'utiliser des capteurs de qualité et bien positionnés pour assurer une acquisition précise du signal électrocardiographique. Des artefacts et des interférences peuvent survenir si les capteurs ne sont pas correctement placés ou s'ils sont de mauvaise qualité.
2. **Numérisation du signal** : Une fois le signal ECG acquis, il doit être converti en format numérique pour permettre la transmission à distance. La numérisation doit être effectuée avec une résolution et un taux d'échantillonnage appropriés pour conserver l'intégrité du signal.

II.6.2 Les contraintes liées à la transmission du signal ECG

Le choix de la technologie de transmission sans fil joue un rôle déterminant dans la gestion des contraintes et la façon de les résoudre. Plusieurs contraintes doivent être prises en compte pour garantir une surveillance optimale du signal ECG à distance.

1. Le débit : Le débit de transmission est effectivement crucial, car il représente le taux de données envoyées par seconde. Une transmission fluide des données ECG, en particulier lors d'un transfert continu, nécessite un débit de transmission approprié.

2. La bande passante : est une contrainte essentielle à prendre en considération lors de la transmission du signal ECG à distance. Une bande passante insuffisante peut entraîner une perte d'informations cruciales pour l'analyse médicale, ce qui peut compromettre la précision du diagnostic. Afin d'assurer une transmission efficace des données ECG, il est primordial d'avoir une bande passante relativement grande. Cela permet de prévenir toute dégradation du signal lors de sa transmission.

3. La consommation d'énergie : est une autre contrainte importante à prendre en compte. La technologie utilisée pour la transmission ne doit pas être trop gourmande en énergie, car cela peut affecter la durée de vie du réseau.

4. La latence : est effectivement un aspect crucial dans le contexte de la surveillance médicale. Il est impératif de minimiser la latence afin de permettre une surveillance en temps réel, surtout lors des cas d'urgences médicales.

5. Le coût : de la réalisation est également une contrainte à considérer dans le choix de la technologie de transmission sans fil.

6. Sécurité : La confidentialité et la sécurité des données ECG transmises doivent être garanties pour éviter tout accès non autorisé et protéger la vie privée des patients.

7. Fiabilité : La fiabilité de la transmission est primordiale pour s'assurer que le signal ECG est correctement reçu sans perte d'informations importantes. Des mécanismes de correction d'erreurs peuvent être nécessaires pour garantir une transmission fiable.

Pour améliorer la surveillance du signal ECG, de nombreux travaux de recherche ont été réalisés pour traiter ces contraintes. Ces travaux visent à trouver des solutions technologiques efficaces pour optimiser le débit de transmission, la bande passante, la consommation d'énergie et réduire la latence. Des avancées significatives ont été réalisées pour répondre aux besoins spécifiques de la surveillance médicale à distance.

Dans les sections suivantes, nous présenterons certains de ces travaux de recherche qui ont contribué à améliorer la surveillance du signal ECG, en prenant en compte ces contraintes pour une transmission fiable et efficiente des données médicales.

II.7 Travaux réalisés sur l'ECG

Dans le domaine de la surveillance du signal ECG à distance, plusieurs recherches récentes et populaires ont été menées pour résoudre les contraintes liées à l'acquisition, au traitement, au codage, à la compression, à la sécurité et à la détection d'anomalies (voir Tableau II-1).

Tableau II-1 : Travaux réalisés sur l'ECG pour résoudre les contraintes liées à l'acquisition et au traitement, au codage et à la compression, à la sécurité et à la détection d'anomalies.

Catégorie	Référence	Description
Acquisition et Traitement	[37]	Utilisation d'électrodes sèches souples pour l'acquisition de signaux ECG avec résultats comparables aux électrodes humides.
	[38]	Système d'acquisition et de classification de signal ECG à faible puissance avec précision de détection et classification élevée.
	[39]	Solution mono-puce à faible consommation pour l'acquisition et le traitement dans des capteurs ECG portables. Présente une puce avec différents composants et résultats de performance.

	[40]	Algorithme basé sur une analyse spectrale singulière pour la réduction du bruit dans les signaux ECG acquis à travers des vêtements fins.
Codage et Compression	[41]	Méthode de filtrage PLI en temps réel pour l'acquisition du signal ECG, avec des résultats sur les limitations des algorithmes de suppression de bruit PLI.
	[42]	Filtre numérique IIR pour éliminer la dérive de base et les interférences de fréquence secteur 50 Hz dans le signal ECG en temps réel.
	[43]	Méthode basée sur l'espace d'états pour la conception de topologies passe-haut sigma-delta visant une haute précision de la fréquence de coupure passe haut du signal ECG.
	[44]	Utilisation de la méthode CS pour la compression du signal ECG avec un algorithme efficace de reconstruction Cluster-Sparse.
	[45]	Technique de compression ECG sans perte utilisant la substitution de symbole (LECS) avec des performances supérieures en compression et en qualité pour les applications mobiles en temps réel.
	[46]	Schéma de compression utilisant la transformée en ondelettes discrète (DWT), la préservation du champ de bits (BFP), et le codage à longueur courante modifié (RLE) avec des résultats de réduction de paquet significatifs.
	[47]	Méthode de compression dynamique avec un échantillonneur numérique et un codeur à entropie sans perte, montrant une efficacité énergétique élevée et une réponse temporelle rapide.
Codage et Compression	[48]	Méthode de transmission économe en énergie grâce à une compression améliorée des données ECG, basée sur la transformation de Walsh, montrant une réduction significative de la consommation d'énergie par rapport à d'autres méthodes de codage.
	[49]	Modulation et codage conservatif basé sur la résolution d'amplitude et la fréquence d'échantillonnage.

	[50]	Codage nécessitant un nombre limité d'accumulations de points fixes linéaires dans la dimension du signal codé.
	[51]	Méthode de cryptage basée sur l'algorithme AES pour la sécurisation de la transmission du signal ECG, avec une architecture modifiée pour accélérer la génération des sous-clés.
Sécurité	[52]	Cryptage dynamique via des informations biométriques pour améliorer la sécurité de la transmission du signal ECG, avec une simulation montrant une réduction de la probabilité d'interception de données et une amélioration de la sécurité du réseau.
	[53]	Schéma d'accord de clé pour partager une clé commune entre les nœuds voisins des réseaux BAN, utilisant des signaux ECG. Comparaison des performances de sécurité avec d'autres approches existantes.
	[54]	Approche à faible temps de latence pour générer des clés cryptographiques basées sur des fonctions d'électrocardiogramme sécurisées, montrant une amélioration significative de l'efficacité par rapport aux méthodes existantes.
	[55]	Nouvelle approche pour le diagnostic non invasif de l'ischémie cardiaque basée sur un arbre de classification multi-branches (T-3C) avec une performance élevée en termes de sensibilité et de spécificité.
Détection d'Anomalies	[56]	Exploration des parties de la repolarisation cardiaque dans l'ECG pour capturer les changements électrophysiologiques associés à l'ischémie, avec une suggestion de l'utilisation de l'onde T en plus du segment ST pour une meilleure sensibilité.
	[57]	Méthode de détection précoce de l'ischémie myocardique basée sur le cardiodynamicsgram (CDG), montrant une sensibilité et une spécificité supérieures à celles de l'ECG standard à 12 dérivation et de l'exercice ECG.
	[58]	Conception d'un processeur de signal totalement intégré pour prédire l'arythmie ventriculaire à l'aide d'un ensemble de fonctions ECG et d'un classificateur naïf de Bayes, avec des performances évaluées sur des bases de données

		d'enregistrements de signaux cardiaques.
	[59]	Algorithme de diagnostic des maladies cardiovasculaires basé sur la recherche en aval, implémenté dans un circuit ASIC, avec des taux de détection élevés pour différents types de maladies cardiovasculaires.
	[60]	Extension d'une approche de filtrage pour la classification du rythme cardiaque ventriculaire en utilisant un filtrage de Kalman à commutation pour une sélection automatique du mode le plus probable, montrant une sensibilité élevée et une précision avec une faible consommation d'énergie.

II.8 Validation des travaux réalisés sur la transmission du signal ECG dans les RCSF

Dans le Tableau II-2, nous examinons les travaux liés à la transmission du signal ECG au sein d'un Réseau de Capteurs Sans Fil (RCSF). Nous aborderons des études pertinentes, en mettant en évidence celles qui présentent des similitudes ou des relations avec nos propres travaux. Il est important de noter que les chercheurs ont abordé le signal ECG de manière isolée ou en conjonction avec d'autres signaux physiologiques.

Tableau II-2 : Validation des travaux réalisés sur la transmission du signal ECG dans les RCSF.

Référence	Contribution Principale	Méthodes et Protocoles	Résultats Principaux
[61]	Simulation de nœuds ECG en topologie étoile, diverses tentatives de retransmission	Topologie en étoile, différentes tentatives de retransmission	Relation entre taux de livraison et retard de transmission ; Acceptable jusqu'à 30 capteurs ECG avec 3-6 tentatives de retransmission
[62]	Protocole de routage FLE-MCF pour résoudre la rupture de lien due au mouvement des nœuds	FLE-MCF, MMCF	Amélioration significative des taux de livraison avec FLE-MCF par rapport à MMCF dans des environnements intérieurs
[63]	Étude du débit	IEEE 802.15.6,	Augmentation générale

	et de la durée de vie des capteurs ECG avec transmission selon IEEE 802.15.6	topologie étoile, CSMA/CA	du débit avec le nombre de sauts ; Valable pour les réseaux de capteurs sur le corps
[64]	Réseau de capteurs sans fil au domicile des patients, connexion Internet au nœud central	Capteurs ECG, MSP430, CC2500, Protocole SimpliciTI	Inconvénient : routeurs connectés à Internet ; Utilisation de Protocole SimpliciTI
[65]	Protocole de transmission anycast pour la surveillance des patients sans fil	Protocole ZigBee	Sélection automatique du destinataire le plus proche ; Fiabilité et rapidité du système
[66]	Architecture WLAN de qualité médicale basée sur IEEE 802.11 pour la surveillance à distance	IEEE 802.11, PCF, Codage Reed-Solomon	Fiabilité de transmission ECG >99,99% avec délai de mise en mémoire tampon initial de 2, 4s ; Utilisation dans les hôpitaux
[67]	Attribution de créneaux temporels GTS pour la transmission ECG avec priorité dynamique	IEEE 802.15.4, GTS, Priorité dynamique, Cycle dynamique adaptatif	Approche efficace avec meilleure consommation d'énergie ; Adaptation dynamique des ressources aux exigences QoS
[68]	Méthode CTD pour contourner la congestion au niveau du coordinateur Zigbee	Méthode CTD	CTD aide les routeurs à délivrer avec succès des échantillons de données ECG ; Taux de transmission de 24 kb/s
[69]	Évaluation expérimentale ZigBee pour transmission ECG en topologies en étoile et en arbre	ZigBee, topologies en étoile et en arbre	Réseaux en étoile en mode CSMA-CA Unslotted peuvent gérer un trafic généré par au moins 12 nœuds ECG
[70]	Impact de la distance sur la qualité du signal ECG via module XBee-pro	Module XBee-pro	Étude de l'impact de la distance sur la qualité du signal ECG transmis via XBee-pro

[71]	Prototype de surveillance des signes vitaux basé sur le module ZigBee de Jennic	ZigBee, JN5139-M01, profil privé	Utilisation de profils privés au lieu de profils publics ZigBee Alliance ; Prototype avec capteurs ECG, SpO2 et température
[72,73]	CodeBlue , AID-N	BAN, GSM, GPRS, 3G, technologies satellitaires	Utilisation de BAN pour collecter des données de capteurs portables dans des zones rurales et isolées

II.8.1 Discussion

On constate, d'après les études présentées au tableau ci-dessus que les auteurs ont abordé diverses contraintes liées à la transmission du signal ECG dans un réseau de capteurs sans fil, telles que le débit, la consommation électrique. Ils ont également proposé quelques solutions validées soit par des tests pratiques, soit par simulation. Cependant, bien que ces méthodes offrent des solutions réseau pour la transmission du signal ECG, elles pourraient ne pas être optimales, car le domaine médical est très sensible et exige des exigences précises.

Dans ce travail de thèse, des similitudes peuvent être observées avec certaines études, notamment en ce qui concerne le type de données physiologiques, la norme de transmission, et le principe général de développement d'une plateforme médicale. Cependant, notre approche se différencie sur plusieurs aspects, que nous expliquerons dans les chapitres suivants.

II.9 Conclusion

Dans ce chapitre, nous nous sommes principalement intéressés au signal ECG et à sa transmission sans fil. À travers l'analyse des caractéristiques de ce signal, il s'agit d'un signal riche en informations mais difficile à manipuler. Nous avons également décrit chaque bloc composant la chaîne de transmission de ce signal ECG, à savoir l'acquisition et le traitement, le codage et la compression, la sécurité, la transmission et la réception. Nous avons souligné l'importance de respecter les contraintes qui peuvent survenir dans cette chaîne de transmission pour garantir une transmission correcte du signal ECG.

Par la suite, nous nous sommes penchés sur les travaux de recherche effectués sur chaque bloc, en mettant particulièrement l'accent sur les travaux réalisés sur la transmission du signal ECG dans un réseau de capteurs sans fil. Dans la partie suivante de cette thèse, nous

expliquerons en détail nos propres travaux et contributions dans ce domaine de transmission du signal physiologique dans un réseau de capteurs sans fil, que nous avons validé par simulation ou par des expérimentations pratiques.

II.10 Bibliographies

- [1] Malmivuo Jaakko and Robert Plonsey. "Bioelectromagnetism: principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields". Oxford University Press, USA, 1995.
- [2] Klabunde Richard. "Cardiovascular physiology concepts". Lippincott Williams & Wilkins, 2011.
- [3] Booth Kathryn A., Patricia Dei Tos and Thomas E. O'Brien. "Electrocardiography for Health Care Personnel". Mc. Graw Hill Higher Education, 2008.
- [4] Silbernagl Stefan, Agamemnon Despopoulos and Daniel Laurent. Atlas de poche de physiologie. Vol. 4. Flammarion médecine-sciences, 2001.
- [5] Sabatier, Armand. "Études sur le cœur et la circulation centrale dans la série des vertébrés". Boehm, 1873.
- [6] Marieb Elaine and Katja Hoehn. Anatomie et physiologie humaines : Livre+ eText+ plateforme numérique MonLab-Licence étudiant 60 mois. Pearson Education France, 2014.
- [7] Gould Barbara E. "Pathophysiology for the health professions." Athletic Therapy Today (2005): 61.
- [8] Cabasson Aline. "Estimation et analyse des intervalles cardiaques." Diss. Université Nice Sophia Antipolis, 2008.
- [9] Martini, Frederic, et al. Human anatomy. San Francisco, CA: Pearson/Benjamin Cummings, 2006.
- [10] Benjelloun Zineb. "Contribution à l'amélioration des performances d'une chaîne de mesure de la fréquence cardiaque en milieu bruité." Diss. Aix-Marseille, 2017.
- [11] Télémédecine sur <http://www.caducee.net/DossierSpecialises/grandsite/telemedecine.asp>
- [12] Ould El Hadj Saliha. "Modélisation et compression du signal cardiaque en vue d'une détection automatique des anomalies cardiovasculaires." Diss. Faculté d'Electronique et Informatique, 2017.
- [13] Adnet Frédéric, Frédéric Lapostolle, and Tomislav Petrovic. "ECG en urgence-3ème édition : Cas clinique-Analyse ECG-Stratégie thérapeutique. ". Vol. 3. Arnette-John Libbey Eurotext, 2018.
- [14] Romanò Massimo. "Text atlas of practical electrocardiography: A basic guide to ECG interpretation." Springer, 2015.

- [15] Gerard J Tortora et Nicholas P Anagnostakos. "Principe d'anatomie et de physiologie." Collégial Et Universitaire(CEC), centre éducatif et culturel inc 8101, boul.métropolitain, Montréal (Québec) H1J1J9 (1924-1981).
- [16] Talbi Mohamed Lamine, and Abdelfatah Charef. "Analyse et traitement du signal électrocardiographique (ECG)". (2011).
- [17] Taouli Sidi Ahmed. "Analyse de la Variabilité de L'intervalle QT et de sa Corrélation avec le Rythme Cardiaque du Signal Electrocardiogramme ECG." Diss. 2012.
- [18] <http://sites.estvideo.net/cardioaf/pageshistorique2>.
- [19] <http://www.ecglibrary.com/ecghist.htm>.
- [20] Marey E. J. "Des variations électriques des muscles et du cœur en particulier, étudiées au moyen de l'électromètre de M. Lippmann". CR Acad Sci 82 (1876): 975-7.
- [21] Waller Augustus Désiré. "An introduction to human physiology." Longmans, Green and Company, 1893.
- [22] <http://www.ecglibrary.com/ecghist>.
- [23] <http://www.ednes.com/ecgex/phistoire>.
- [24] Einthoven Willem. "The Galvanometric registration of the human electrocardiogram, likewise a review of the use of the Capillary-Electrometer physiology 1" Annals of Noninvasive Electrocardiology 2.1 (1997): 93-93.
- [25] <https://www.pourlascience.fr/sd/medecine/au-coeur-de-l-electricite-5147.php>
- [26] Goldberger A. "Atrioventricular (AV) heart block". Goldberger AL. Clinical Electrocardiography: A Simplified Approach. 7th ed. St. Louis : Mosby/Elsevier (2006) : 203-14.
- [27] Varejão Andreão Rodrigo. "Segmentation de battements ECG par approche markovienne : application à la détection d'ischémies." Diss. Evry, Institut national des télécommunications, 2004.
- [28] Adamec Jan, and Richard Adamec. "ECG Holter : manuel d'interprétation électrocardiographique." Médecine et hygiène, 2008.
- [29] Benali Radhwane. "Analyse du signal ECG par réseau adaptif d'ondelettes en vue de la reconnaissance de pathologies cardiaques." Diss. 2013.
- [30] Jones Shirley A. "ECG notes: Interpretation and management guide." FA Davis, 2021.
- [31] Kannathal, N, et al. "Analysis of electrocardiograms."Advances in Cardiac Signal Processing." (2007): 55-82.
- [32] Kors Jan A, and Gerard van Herpen. "Computer analysis of the electrocardiogram." Comprehensive electrocardiology. 2010.
- [33] Harkat Amel. "Contribution à l'élaboration et au développement d'un système de classification automatique de pathologie cardiaques, par analyse de signaux ECG,

- utilisant l'association des transformées et des stratégies de l'intelligence artificielle." Diss. Université de Batna 2, 2021.
- [34] Temmar Ryad, "Développement et réalisation d'une plateforme médicale en temps réel à base d'un réseau de capteurs sans fils et de l'internet des objets." Université d'oran, 2018.
- [35] Benferhat Djamel. "Conception d'un système de communication tolérant la connectivité intermittente pour capteurs mobiles biométriques-Application à la supervision médicale de l'activité cardiaque de marathoniens." Diss. Université de Bretagne Sud, 2013.
- [36] Ao Qian, JC-H Peng, and Nirmal-Kumar C. Nair. "Assessing sampling for Prony analysis and Kalman filter in monitoring electromechanical oscillations." AUPEC 2011. IEEE, 2011.
- [37] Luo Ching-Hsing et al. "An ECG acquisition system prototype design with flexible PDMS dry electrodes and variable transform length DCT-IV based compression algorithm." IEEE Sensors Journal 16.23 (2016): 8244-8254.
- [38] Lee Shuenn-Yuh, et al. "Low-power wireless ECG acquisition and classification system for body sensor networks." IEEE journal of biomedical and health informatics 19.1 (2014): 236-246.
- [39] Deepu Chacko John, et al. "A $2.3\mu W$ ECG-On-Chip for Wireless Wearable Sensors." IEEE Transactions on Circuits and Systems II: Express Briefs 65.10 (2018): 1385-1389.
- [40] Yang Bin, Chunyang Yu and Yonggui Dong. "Capacitively coupled electrocardiogram measuring system and noise reduction by singular spectrum analysis." IEEE Sensors Journal 16.10 (2016): 3802-3810.
- [41] Tomasini Marco et al. "Power line interference removal for high-quality continuous biosignal monitoring with low-power wearable devices." IEEE Sensors Journal 16.10 (2016): 3887-3895.
- [42] Li Jianqiang et al. "Design of a real-time ECG filter for portable mobile medical systems." IEEE Access 5 (2016): 696-704.
- [43] Rout Samprajani and Wouter Serdijn. "High-Pass $\Sigma\Delta$ Converter Design Using a State-Space Approach and Its Application to Cardiac Signal Acquisition." IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems 12.3 (2018): 483-494.
- [44] Li Shancang, Li Da Xu, and Xinheng Wang. "Compressed sensing signal and data acquisition in wireless sensor networks and internet of things." IEEE transactions on industrial informatics 9.4 (2012): 2177-2186.
- [45] Moses Diana and C. Deisy. "A novel lossless ECG compression technique for transmission in GSM networks." Proceedings of the Third International Conference on Soft Computing for Problem Solving: SocProS 2013, Volume 2. Springer India, 2014.

- [46] Al-Busaidi Asiya M, et al. "Wavelet-based encoding scheme for controlling size of compressed ECG segments in telecardiology systems." *Journal of medical systems* 41 (2017): 1-17.
- [47] Luo Kan, Jianqing Li, and Jianfeng Wu. "A dynamic compression scheme for energy-efficient real-time wireless electrocardiogram biosensors." *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement* 63.9 (2014): 2160-2169.
- [48] Kadrolkar Abhijit, et al. "Variable-word-length coding for energy-aware signal transmission." *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement* 61.4 (2011): 850-864.
- [49] Cho Yongwoo, Heonshik Shin, and Kyungtae Kang. "Scalable coding and prioritized transmission of ecg for low-latency cardiac monitoring over cellular m2m networks." *IEEE Access* 6 (2018): 8189-8200.
- [50] Cambareri Valerio et al. "A case study in low-complexity ecg signal encoding: How compressing is compressed sensing." *IEEE Signal processing letters* 22.10 (2015): 1743-1747.
- [51] Manoj Kumar, Thanikodi and Palanivel Karthigaikumar. "FPGA implementation of an optimized key expansion module of AES algorithm for secure transmission of personal ECG signals." *Design Automation for Embedded Systems* 22 (2018): 13-24.
- [52] Xu Hansong and Kun Hua. "Secured ECG signal transmission for human emotional stress classification in wireless body area networks." *EURASIP Journal on Information Security* 2016 (2016): 1-12.
- [53] Zhang Zhaoyang et al. "ECG-cryptography and authentication in body area networks." *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine* 16.6 (2012): 1070-1078.
- [54] Moosavi Sanaz Rahimi et al. "Low-latency approach for secure ECG feature based cryptographic key generation." *IEEE Access* 6 (2017): 428-442.
- [55] Fayn Jocelyne. "A classification tree approach for cardiac ischemia detection using spatiotemporal information from three standard ECG leads." *IEEE Transactions on Biomedical engineering* 58.1 (2010): 95-102.
- [56] Lines Glenn Terje et al. "Simple t-wave metrics may better predict early ischemia as compared to st segment." *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 64.6 (2016): 1305-1309.
- [57] Wang Cong, et al. "A new method for early detection of myocardial ischemia: cardiodynamicsgram (CDG)." *Sci. China Inf. Sci.* 59.1 (2016): 1-11.
- [58] Bayasi Nourhan, et al. "Low-power ECG-based processor for predicting ventricular arrhythmia." *IEEE Transactions on Very Large Scale Integration (VLSI) Systems* 24.5 (2015): 1962-1974.

- [59] Jain Sanjeev Kumar and Basabi Bhaumik. "An energy efficient ECG signal processor detecting cardiovascular diseases on smartphone." *IEEE transactions on biomedical circuits and systems* 11.2 (2016): 314-323.
- [60] Oster Julien et al. "Semisupervised ECG ventricular beat classification with novelty detection based on switching Kalman filters." *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 62.9 (2015): 2125-2134.
- [61] Fernández-López Helena et al. "Performance evaluation of a ZigBee-based medical sensor network." *2009 3rd International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare*. IEEE, 2009.
- [62] Lee Seung-Chul and Wan-Young Chung. "A robust wearable u-healthcare platform in wireless sensor network." *Journal of communications and networks* 16.4 (2014): 465-474.
- [63] Hiep Pham Thanh, Nguyen Huy Hoang, and Ryuji Kohno. "Performance analysis of multiple-hop wireless body area network." *Journal of Communications and Networks* 17.4 (2015): 419-427.
- [64] Dilmaghani Reza S, et al. "Wireless sensor networks for monitoring physiological signals of multiple patients." *IEEE Transactions on biomedical circuits and systems* 5.4 (2011): 347-356
- [65] Chen Shyr-Kuen, et al. "A reliable transmission protocol for zigbee-based wireless patient monitoring." *IEEE transactions on information technology in biomedicine* 16.1 (2011): 6-16.
- [66] Kang Kyungtae, et al. "A medical-grade wireless architecture for remote electrocardiography." *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine* 15.2 (2011): 260-267.
- [67] Hassan M. Najmuddin, Liam Murphy, and Robert Stewart. "Traffic differentiation and dynamic duty cycle adaptation in IEEE 802.15. 4 beacon enabled WSN for real-time applications." *Telecommunication Systems* 62 (2016): 303-317.
- [68] Tseng Chinyang Henry. "Coordinator traffic diffusion for data-intensive Zigbee transmission in real-time electrocardiography monitoring" *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 60.12 (2013): 3340-3346.
- [69] Timmons Nick F, and William G. Scanlon. "Analysis of the performance of IEEE 802.15. 4 for medical sensor body area networking." *2004 First Annual IEEE Communications Society Conference on Sensor and Ad Hoc Communications and Networks*, 2004. *IEEE SECON 2004*. IEEE, 2004.
- [70] Ghariani Nadia, et al. "Design of ECG transmitter for wireless biomedical systems" *Int Rev Model Simul* 8.3 (2015): 301-6.
- [71] Fernández-López, Helena, et al. "HM4All: A vital signs monitoring system based in spatially distributed ZigBee networks." *2010 4th International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare*. IEEE, 2010.

- [72] Lorincz Konrad, et al. "Sensor networks for emergency response: challenges and opportunities." IEEE pervasive Computing 3.4 (2004): 16-23.
- [73] Gao Tia, et al. "Vital signs monitoring and patient tracking over a wireless network." 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference. IEEE, 2006.

Chapitre III

Etude et analyse des

performances du protocole

DigiMesh

Chapitre III

Etude et analyse des performances du protocole DigiMesh

III.1 Introduction

Différentes technologies sans fil, telles que Bluetooth, Wi-Fi, IEEE 802.15.4, ZigBee, etc., ont été précédemment utilisées pour la transmission du signal ECG dans le RCSF. Ces technologies doivent être robustes, résistantes aux interférences et disposer de la bande passante nécessaire pour prendre en charge le flux de données. De plus, elles doivent intégrer des modes de veille et assurer une synchronisation efficace du réseau pour garantir à la fois l'économie d'énergie et le bon flux de données.

Le nouveau protocole propriétaire appelé DigiMesh a été sélectionné en raison de ses avantages dans le domaine médical. Grâce à l'évaluation de ses performances, nous pourrions mieux comprendre son efficacité dans la transmission de l'ECG et son utilité potentielle dans les applications médicales.

Dans ce chapitre, nous présentons une évaluation des performances du protocole DigiMesh réalisée à l'aide de tests expérimentaux. Divers tests sont effectués tout en ajustant certains paramètres pour atteindre les meilleures performances possibles. Ces tests offrent une perspective unique sur les performances du système, tenant compte des variables réelles souvent négligées dans les modèles théoriques. Nous mettons particulièrement l'accent sur plusieurs mesures de performance telles que la fiabilité, le RSSI, le délai et le débit. Nous discutons de ces résultats en nous appuyant sur plusieurs tests validés.

III.2 Le protocole DigiMesh

III.2.1 Définition

DigiMesh est un protocole de communication sans fil propriétaire conçu pour être utilisé dans les réseaux de capteurs sans fil. Il offre une prise en charge robuste des réseaux maillés, se distinguant par la similarité de tous les appareils au sein d'un réseau, ce qui simplifie grandement la configuration [1]. Cette homogénéité facilite la procédure de configuration de chaque appareil avec le même processus.

Bien que DigiMesh partage des similitudes avec ZigBee en termes de réseaux maillés, il présente des avantages spécifiques pour diverses applications [2]. Une particularité remarquable de DigiMesh est la capacité de tous les appareils du réseau à se mettre en veille périodiquement, permettant ainsi une alimentation par batterie. Cette efficacité énergétique accroît la flexibilité de déploiement dans des environnements où l'alimentation électrique est limitée. DigiMesh ne possède qu'un seul type de nœud. Il s'agit d'un réseau homogène, ce qui signifie que tous les nœuds peuvent acheminer des données et sont interchangeables. Il n'y a pas de relation parent-enfant dans DigiMesh [3].

La distinction majeure entre DigiMesh et ZigBee réside dans le caractère propriétaire de DigiMesh, tandis que ZigBee est une norme ouverte. Alors que ZigBee interagit avec des dispositifs de divers fabricants et bénéficie de mises à jour du firmware par liaison radio, DigiMesh offre des fonctionnalités telles que le schéma de sommeil et la résilience face aux défaillances du réseau. Cependant, il est essentiel de noter que DigiMesh étant propriétaire, cela peut avoir des implications sur l'interopérabilité avec des solutions d'autres fabricants et la disponibilité de mises à jour future. Parmi les autres fonctionnalités offertes par DigiMesh, résumées dans le Tableau III-1[4] ci-dessous.

Tableau III-1 : Fonctionnalités du protocole DigiMesh.

Fonctionnalités DigiMesh	Description
Auto-guérison	Les nœuds peuvent rejoindre ou quitter le réseau sans causer de défaillance.
Architecture Peer-to-Peer	Pas de hiérarchie parent-enfant, ce qui offre une flexibilité dans la relation entre les nœuds.
Mode de veille et synchronisation	Prise en charge de la mise en veille synchronisée pour une gestion efficace de l'énergie.
Livraison fiable des données	Utilisation d'accusés pour garantir la fiabilité de la transmission des données.
Routage silencieux	Réduction des frais généraux de routage grâce à un protocole réactif similaire à AODV.
Découverte de route	Création de routes à la demande, évitant ainsi la nécessité d'une cartographie préalable du réseau.
Formation du réseau	Les réseaux commencent généralement par un nœud

	coordonateur, qui sert de hub central avec plus de capacités que les autres nœuds.
Configuration des nœuds	Chaque nœud est configuré avec des paramètres spécifiques pour définir son rôle et son comportement dans le réseau.
Échange de données	Les nœuds collectent des données et les transmettent au nœud coordinateur pour traitement ultérieur.
Surveillance du réseau	Les administrateurs peuvent surveiller la santé et les performances du réseau, vérifier l'état des nœuds et ajuster les paramètres.
Sécurité	Implémentation de fonctionnalités de chiffrement et d'authentification pour sécuriser les communications.
Gestion des interférences	Adaptation aux interférences et aux conditions radio changeantes via des mécanismes de sélection de canal et de saut de fréquence.
Scalabilité	Possibilité d'ajouter des nœuds pour étendre la couverture ou ajouter des dispositifs supplémentaires.

DigiMesh est un protocole robuste de communication sans fil qui facilite le maillage des réseaux entre les nœuds capteurs et les nœuds collecteurs. Il permet une communication fiable et flexible dans les applications IoT et les réseaux de capteurs, avec des fonctionnalités pour le routage, l'échange de données, la gestion de réseau, la sécurité, et une adaptation aux diverses conditions du réseau. La configuration et le déploiement des réseaux DigiMesh peuvent être adaptés aux exigences spécifiques de chaque application.

III.2.2 Caractéristiques

DigiMesh est conçu pour répondre aux besoins des réseaux de capteurs à très faible puissance nécessitant des routeurs alimentés par batterie. Il est disponible en 2.4 GHz DSSS (étalement de spectre par séquence directe) et en 900 MHz FHSS (saut de fréquence à saut de fréquence). Il ne dépend pas d'une mise en œuvre complète de la norme 802.15.4, car certaines de ces fonctions sont internes. Pour le routage des messages et la découverte, il utilise une variante de AODV (Ad hoc On-Demand Distance Vector Routing), de sorte que les tables de routage sont construites uniquement pour les destinations nécessaires. En raison de cela, il est appelé maillage pair-à-pair au lieu d'un arbre de cluster [5].

Tous les nœuds sont considérés comme des participants égaux; ils sont tous des routeurs et ils peuvent tous entrer en veille. L'accès au canal se fait selon une méthode CSMA (Accès Multiple par Détection de Porteuse) synchronisée dans le temps, permettant un trafic en rafale avec peu de collisions. Il dispose d'une suite de sécurité complète.

III.2.3 Architecture du réseau

Les réseaux DigiMesh se caractérisent par leur topologie maillée, où les nœuds peuvent relayer des messages pour d'autres nœuds. Cela étend la couverture du réseau et offre une redondance. Les nœuds capteurs peuvent communiquer directement avec le nœud collecteur ou indirectement via des nœuds intermédiaires s'ils sont hors de portée directe.

La Figure III-1 illustre une topologie maillée de réseau DigiMesh. Les routes sont déterminées en fonction des besoins, de sorte que les routes qui ne sont jamais utilisées n'obtiennent jamais d'entrées dans la table de routage, et les routes fréquemment utilisées sont continuellement mises à jour, optimisant ainsi leur efficacité.

Un autre point important à noter est qu'il n'y a pas de fonction de coordinateur ou de passerelle. La synchronisation temporelle est réalisée grâce à un processus de nomination et d'élection, permettant au réseau de fonctionner de manière autonome [5].

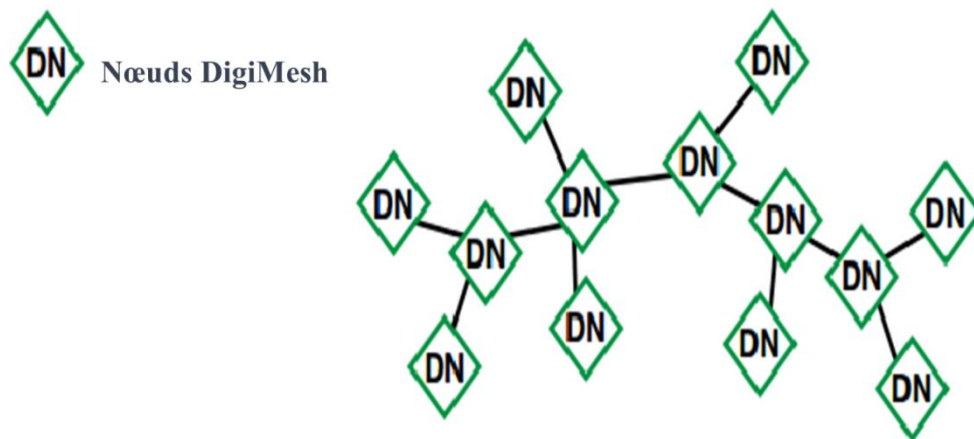


Figure III-1 : Architecture du réseau DigiMesh [3].

III.2.4 Méthodologie de routage

Le protocole DigiMesh intègre des algorithmes de routage qui déterminent le chemin que les paquets de données doivent emprunter à travers le réseau. Les nœuds du réseau maintiennent des tables de routage pour suivre les itinéraires disponibles vers d'autres nœuds.

Si un chemin direct vers le nœud collecteur n'est pas disponible, les paquets de données sont transférés via des nœuds intermédiaires jusqu'à ce qu'ils atteignent leur destination [6].

La Figure III-2 illustre le processus de gestion des défaillances de routage. La Figure III-2 (A) montre la configuration initiale du réseau où une route a été établie d'un point à un autre. La Figure III-2 (B) illustre une défaillance où l'un des nœuds a été supprimé pour une raison inconnue, supprimant ainsi les relations au centre de la route. Enfin, la Figure III-2 (C) montre comment cette route est reconstituée en utilisant un chemin qui n'existait pas auparavant. Les relations étaient présentes, mais elles n'avaient jamais été utilisées et ont été découvertes grâce à AODV après la défaillance [5].

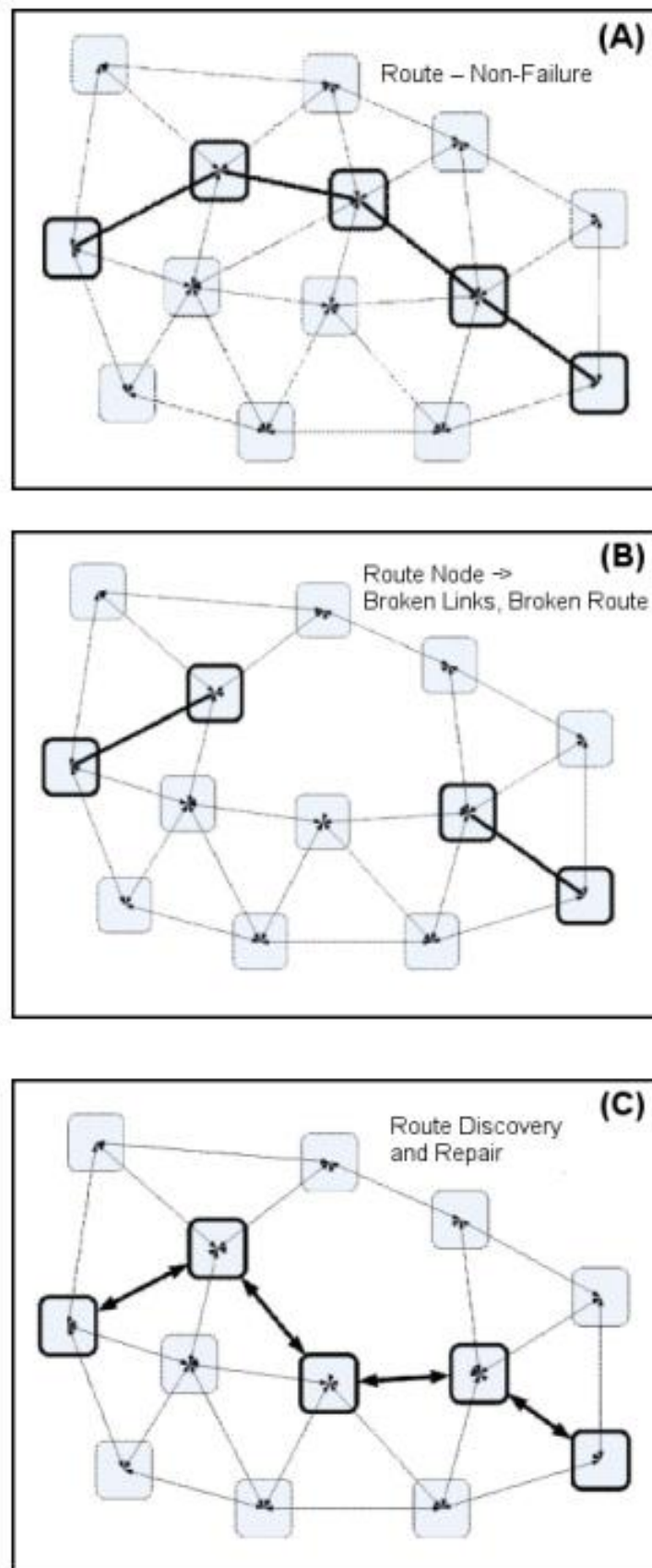


Figure III-2 : Illustration de la manière dont DigiMesh gère les échecs de routage [5].

Forces : Chaque nœud est un routeur à très faible consommation d'énergie. Étant donné que chaque message est accusé de réception et que les routes sont déterminées en fonction des besoins, le réseau n'est pas submergé par un trafic de découverte inutile, ce qui est très important si les routeurs sont alimentés par batterie et en mode veille. La découverte et le routage efficaces des routes signifient que le réseau n'apprend que les routes qui sont réellement utilisées (AODV). L'agilité de fréquence est prise en charge et la sécurité répond aux exigences à la fois en termes de chiffrement et d'authentification. La fiabilité est estimée à 99,99 %. Enfin, le système prend en charge des charges utiles plus importantes avec la prise en charge de la fragmentation des messages [5].

Limites : Malheureusement, une gestion efficace de l'alimentation entraîne une latence longue et non déterministe. Même si les créneaux horaires ne limitent pas le débit, celui-ci reste limité, en fonction de la charge et des découvertes. Le réseau peut être étendu jusqu'à une taille modérée d'environ +500 nœuds et peut être encore plus grand si le trafic est léger et que le flux de messages ne change pas beaucoup [5].

III.3 Évaluation des performances d'un réseau sans fil

L'évaluation des performances d'un réseau sans fil est essentielle et la fiabilité constitue un aspect crucial qui dépend de divers paramètres tels que l'indicateur de force du signal reçu (RSSI), la perte de paquets, le pourcentage de données reçues, le débit et le délai. Dans le cadre de cette étude, nous avons mesuré plusieurs métriques de performance pour évaluer la fiabilité du protocole DigiMesh, avec une attention particulière sur :

III.3.1 Indicateur de force du signal reçu (RSSI)

L'indicateur de force du signal reçu, en anglais "Received Signal Strength Indicator" (RSSI), désigne le niveau d'intensité ou la qualité d'un signal reçu envoyé d'un appareil émetteur à un appareil récepteur [7]. Cette mesure est dérivée de la force du signal reçu et décrit comment le récepteur interprète la qualité du signal reçu. Le RSSI n'a pas de valeur absolue, et différents fabricants de chipsets définissent leur propre valeur maximale atteignable. Une normalisation a cependant émergé, où la force est mesurée sur une échelle logarithmique, en décibels milliwatts (-dBm). Une valeur plus proche de zéro indique un signal de meilleure qualité, comme illustré et décrit dans le Tableau III-2. Dans ce tableau, toutes les valeurs RSSI sont négatives (elles sont généralement inversées pour des raisons pratiques), et une valeur plus élevée indique une meilleure qualité de RSSI. Le signal reçu dépend fortement de l'environnement dans lequel il se propage, et même la température

affecte la manière dont le signal se déplace [8]. En espace libre, l'indicateur de Force du Signal Reçu (RSSI) décroît à mesure que la distance avec l'émetteur augmente. La puissance du signal reçu d'un paquet à une distance d peut être calculée à partir de l'équation (1) de transmission de Friis 1 en dBm [9] :

$$p_r = p_t + G_t + G_r - 20 \log_{10} d - 20 \log_{10} f + 20 \log_{10} \left(\frac{c}{4\pi} \right) \quad (1)$$

Où p_r représente la puissance à l'antenne de réception, p_t représente la puissance de sortie de l'antenne de transmission (qui est de 8 dBm), G_t et G_r font référence au gain du transmetteur et du récepteur, respectivement (qui est de 2.1 dB). f représente la fréquence du signal (qui est de 2.4 GHz), c est la vitesse de la lumière (qui est de 3×10^8 m/s) et d est la distance entre l'antenne de réception et l'antenne de transmission. En substituant les valeurs données de p_t , G_t , G_r , f , c et d dans l'équation de transmission de Friis, la puissance à l'antenne de réception, notée p_r , peut être calculée avec précision. Cette computation nous permet de déterminer précisément la relation entre l'Indicateur de Force du Signal Reçu (RSSI) et la distance variable entre les antennes émettrice et réceptrice. Le tracé de cette équation est illustré dans la Figure III-11 (a) ci-dessous.

Tableau III-2 : Classification des différents niveaux de RSSI [8].

Force du signal	Qualité	Description
-30 dBm	Incroyable	Les appareils sont très proches l'un de l'autre
-67 dBm	Très bon	Force de signal fiable pour la livraison des paquets
-70 dBm	Correct	Force minimale pour la livraison des paquets
-85 dBm	Pas bon	Signal minimum pour une connectivité de base
-95 dBm	Inutilisable	Distance trop éloignée pour une connexion

III.3.2 La perte de paquets

La perte de paquets, en anglais "Package loss", représente le taux de paquets perdus au cours du processus de transmission [6]. Elle est calculée en prenant le rapport entre les données reçues et le total des données transmises. La formule (2) utilisée pour calculer la perte de paquets est la suivante :

$$\text{package loss (\%)} = \left[\frac{pTx - pRx}{pTx} \right] \times 100\% \quad (2)$$

où pTx est le nombre total de paquets envoyés et pRx le nombre total de paquets reçus.

III.3.3 Le délai

Le temps d'attente moyen correspond à la durée écoulée entre l'émission et la réception d'une trame. Il représente l'intervalle de temps entre la réception précise de deux paquets consécutifs au nœud de destination, assurant une livraison sans erreur. En d'autres termes, il représente le délai, comme illustré dans l'équation (3) [10].

$$\text{Temps moyen} = \frac{L}{\lambda(1 - p_k)} \quad (3)$$

Où : L est le nombre moyen de trames dans le système à chaque nœud, λ est le nombre de trames et p_k est la probabilité que le Buffer soit plein

III.3.4 Le débit

Le débit est défini par la quantité de données qui peut être transférée avec succès sur le réseau pendant une période spécifiée [11]. Le débit d'un système est influencé par des facteurs tels que la vitesse de transmission et la taille des paquets. L'équation (4) pour calculer le débit est la suivante :

$$\text{Débit} = \frac{8 \times \text{nombre d'octets}}{\text{temps total de transmissio(sec)}} \quad (4)$$

III.3.5 La fiabilité

La fiabilité correspond à la probabilité de réception correcte de la trame [10], comme démontré dans l'équation (5).

$$\text{Fiabilité} = (1 - p_k)(1 - p_{cf})(1 - p_{cr}) \quad (5)$$

Où p_k est la probabilité que le Buffer soit plein, p_{cf} (Probability of Channel Failure) est la probabilité qu'une trame soit rejetée en raison d'une défaillance du canal d'accès, et p_{cr} (Frame transmission failure Probability) est la probabilité de rejeter un paquet en raison des limites de tentative.

III.4 Matériel et logiciel

Dans cette section, nous présentons le matériel et les logiciels nécessaires à l'évaluation des performances de la technologie DigiMesh.

III.4.1 Partie Matériel

Les technologies et protocoles de communication comprennent les dispositifs et les protocoles utilisés pour le transfert de données. Dans cette thèse, nous avons utilisé les modules de communication XBee.

III.4.1.1 Module radiofréquence RF XBee

Les modules RF XBee, conçus par la marque Digi, sont destinés à la transmission sans fil de données. Ils peuvent être classés en fonction de critères importants tels que le protocole de transmission implémenté, comme la norme IEEE 802.15.4, la norme Zigbee et la norme DigiMesh. En ce qui concerne la forme de montage, ils sont disponibles en deux formats le montage THT (Through Hole Technology) ou le SMT (Surface Mount Technology) [12]. Dans la plupart des cas, ils sont disponibles sous la forme THT à 20 broches. Certains modules XBee sont également proposés sous forme SMT avec 37 broches, conçus pour des applications à volume élevé en raison des coûts de fabrication réduits associés à la technologie SMT. En ce qui concerne la version, les modules peuvent être classés en tant que XBee classique ou XBee Pro. Enfin, ils peuvent varier en fonction du type d'antenne [12], comme indiqué dans la Figure III-3.

1. Wire : simple, radiations omnidirectionnelles.
2. Chip : puce plate en céramique, petite, transportable (pas de risques de casser l'antenne), radiations cardioïdes (le signal est atténué dans certaines directions).
3. U.FL : une antenne externe n'est pas toujours nécessaire.
4. RPSMA : plus gros que le connecteur U.FL, permet de placer son antenne à l'extérieur d'un boîtier.

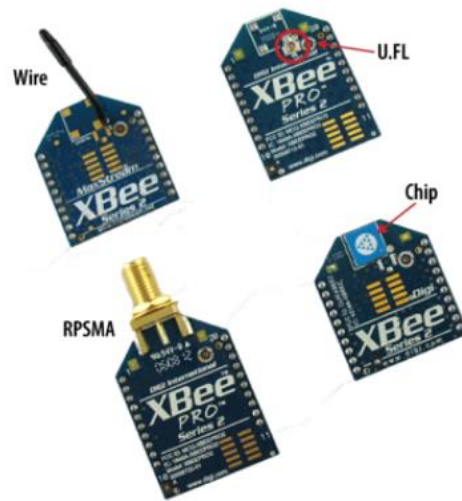


Figure III-3 : Différents type d'antennes pour le module XBee [13].

Les modules XBee contiennent un microcontrôleur programmé, prêt à l'emploi et configurable grâce au logiciel X-CTU. Les modules XBee peuvent fonctionner avec un nombre minimum de connexions : une alimentation (3,3 V), mise à la terre (GND), entrée et sortie de données (UART), les autres lignes recommandées étant Réinitialisation et Veille. De plus, la plupart des familles XBee intègrent d'autres lignes de contrôle de flux, d'entrée / sortie (I/O), de convertisseur analogique numérique (A/D).

Les modules XBee utilisés dans cette étude appartiennent au kit Digi XBee 3 ZigBee Mesh (de numéro de série XK3-Z8S-WZM) [13]. Le kit de développement contient trois Module SMT XBee 3 Zigbee, trois cartes de développement XBee Grove, trois câbles Micro USB, trois antennes 2.4 GHz, un dipôle demi-onde, 2.1 dBi, U.FL femelle, articulée, et le système est modulaire et peut être étendu en ajoutant des modules XBee supplémentaires au besoin (Figure III-4). Les dispositifs de la série XBee 3 sont plus puissants et intégrés avec de nouvelles fonctionnalités, le tout dans un nouveau format compact.



Figure III-4 : Le kit de maillage XBee [13].

Le nouveau format micro du Digi XBee 3, mesurant 13 mm \times 19 mm, permet le développement d'applications plus compactes et portables. Sa conception compacte et basse consommation facilite l'ajout de connexions tout en économisant de l'espace. Ce module RF riche en fonctionnalités peut transmettre et recevoir des données sans fil, en faisant une solution idéale pour les concepteurs de réseaux de capteurs sans fil (WSN). De plus, le module RF Digi XBee 3 est équipé de broches d'entrée/sortie numériques pouvant être utilisées pour lire les données des capteurs [13].

Le module XBee 3 Dig prend en charge plusieurs protocoles, notamment ZigBee, IEEE 802.15.4, DigiMesh et Bluetooth Low Energy (BLE), tous pouvant être configurés à l'aide de Digi XCTU (XBee Configuration and Test Utility). Le SDK (Software Development Kit) de l'application mobile XBee simplifie et accélère le développement d'applications mobiles iOS et Android en fournissant le support nécessaire pour intégrer directement les données XBee via BLE.

Ces dispositifs fonctionnent dans la bande ouverte 2.4 GHz industrielle, scientifique et médicale (ISM) en utilisant la modulation DSSS (Direct Sequence Spread Spectrum). De plus, ils peuvent prendre en charge le protocole DigiMesh, qui est un protocole de réseau

maillé standard ouvert conçu pour des applications à faible débit de données, une consommation d'énergie réduite et des capacités de communication longue distance.

La série XBee 3 est programmable, permettant un contrôle direct des capteurs connectés aux modules. Les données peuvent être filtrées ou agrégées pour ne renvoyer que les informations pertinentes. L'utilisation de XBee élimine le besoin d'un microcontrôleur externe. Des nœuds finaux intelligents peuvent être créés à l'aide de MicroPython, utilisé dans cette étude pour un développement plus rapide et plus facile.

De plus, le dispositif Digi XBee 3 offre une sécurité intrinsèque IoT avec Digi TrustFence, une approche multicouche qui sécurise l'appareil IoT, la passerelle, l'entrée et la sortie.

Le réseau maillé est un moyen efficace de transfert des données. La portée est prolongée en permettant aux données de sauter de nœud en nœud, et la fiabilité est améliorée grâce à l'auto-guérison, la capacité à créer des chemins alternatifs lorsqu'un nœud échoue ou qu'une connexion est perdue.

Nous avons utilisé ce module pour différentes raisons qui sont citées comme suit :

- 1- Convient aux applications médicales.
- 2- Son débit élevé.
- 3- Sa faible consommation en énergie.
- 4- Implémente la norme 802.15.4.
- 5- Simple à utiliser et à configurer.
- 6- S'adapte parfaitement aux autres modules de notre plateforme.

La Figure III-5 représente le module radiofréquence XBee 3 Digi Mesh, également connu sous le nom de XBee série 3 (S3), tandis que le Tableau III-3 présente ses spécifications. Cette série peut être configurée pour utiliser les protocoles de communication IEEE 802.15.4, Zigbee et DigiMesh. De plus, elle offre la possibilité d'être paramétrée pour fonctionner dans diverses topologies, y compris les réseaux maillés. Ces dispositifs peuvent jouer le rôle de coordinateur, de routeur et de périphérique final.

La configuration de ces modules peut être réalisée à l'aide de XCTU, comme discuté dans la section suivante, ou au moyen de tout logiciel de terminal série capable d'accéder aux ports USB de la machine.

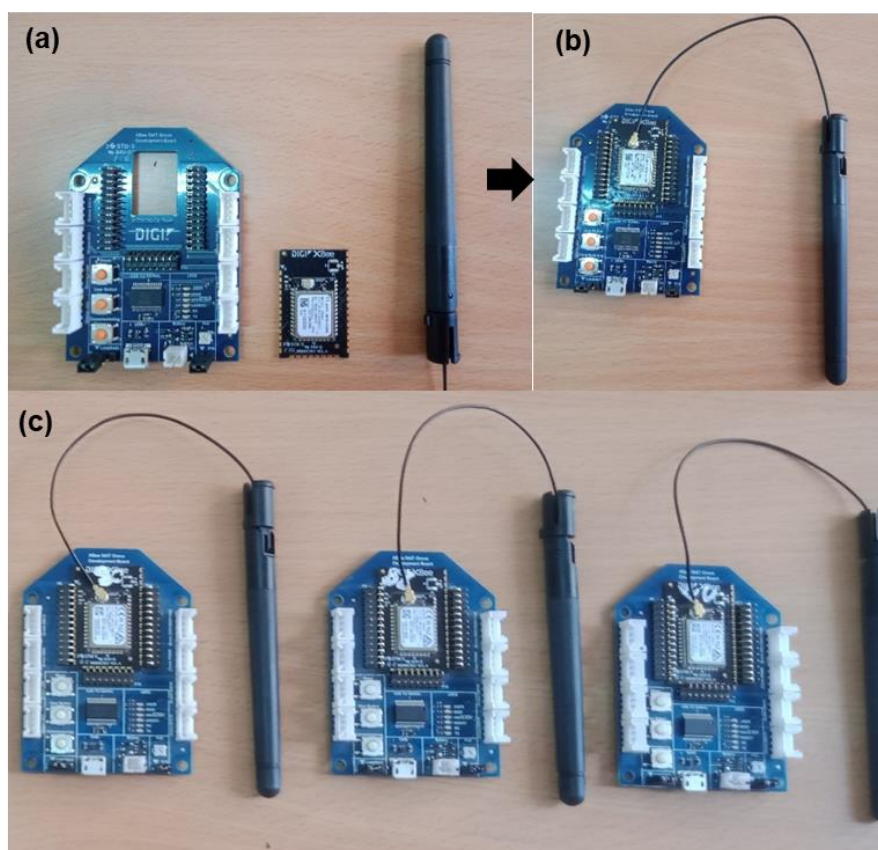


Figure III-5 : Kit DigiMesh XBee 3 RF : (a) Photo de divers composants du dispositif Digi XBee 3 RF, (b) Photo du module Digi XBee 3 RF assemblé, (c) Photo du Kit Digi XBee 3 RF.

Tableau III-3 : Spécifications du module radiofréquence XBee 3 DigiMesh [13].

Spécifications du module radiofréquence XBee 3 DigiMesh	
Performance	
Débit de données	250 Kbps
Portée intérieure/urbaine	Jusqu'à 60 m (200 pieds)
Portée extérieure/en ligne de mire RF	Jusqu'à 1200 m (4000 pieds)
Puissance d'émission	+8 dBm
Sensibilité du récepteur (1 % par)	Mode normal -103 dBm
Fonctionnalités	
Interface de données série	UART, SPI, I ² C

Méthode de configuration	Commandes API ou AT, locale ou via les ondes (OTA)
Bande de fréquence	ISM 2.4 GHz
Immunité aux interférences	Etalement de spectre par séquence directe DSSS (Direct Sequence Spread Spectrum)
ADC inputs Entrées	ADC (4) Entrées ADC 10 bits
E/S numériques	15
Antenna options micro	Antenne U.FL, Pad RF, Antenne puce
Réseau et sécurité	
Protocol	AES 128/256 bits
Chiffrement	128/256 bit AES
Livraison fiable des paquets	Renvois/accusés de réception
IDS	PAN et adresses, ID de cluster et points d'extrémité (en option)
Canaux	16 canaux

III.4.1.2 Fonctionnement des modules XBee

Les modules XBee conçus pour établir des connexions sans fil selon divers protocoles et formats, afin de répondre aux besoins des applications nécessitant une faible consommation d'énergie. Dans un réseau sans fil, le module XBee communique de deux manières différentes : la communication série et la communication sans fil.

III.4.1.2.1 Communication Série

La communication série dans un module XBee se fait via UART pour le connecter à différents microcontrôleurs ou également à l'ordinateur pour la configuration. Il peut transmettre les données reçues de la connexion série via la connexion sans fil et vice versa. La Figure III-6 montre la connexion série entre les modules XBee avec un microcontrôleur et un ordinateur.

Les modules XBee prennent en charge deux modes de fonctionnement différents, à savoir le mode Transparent de l'Application (mode AT) et le mode Interface de Programmation d'Application (mode API)

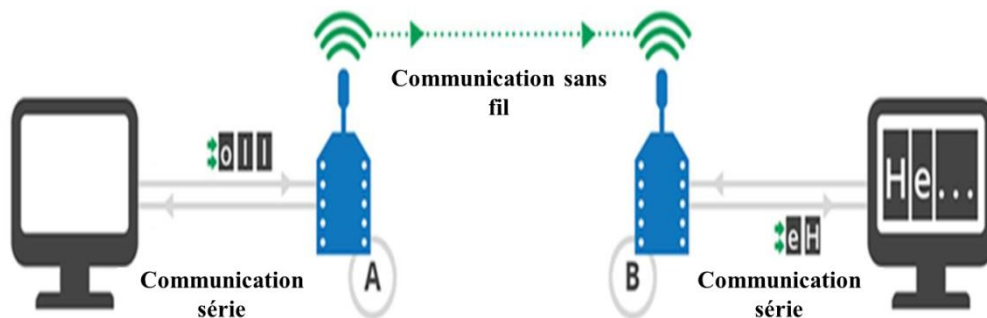


Figure III-6 : Communication des modules XBee [15].

III.4.1.2.1.1 Mode Transparent (AT)

Ce mode est appelé « Transparent » car le module radio transmette l'information exactement telle qu'il la reçoit. Toutes les données série reçues par le module radio sont envoyées sans fil à un module XBee de destination distant. Lorsque l'autre module reçoit les données, elles sont renvoyées par le port série exactement telles qu'elles ont été reçues (voir Figure III-7). Le mode Transparent offre une fonctionnalité limitée mais constitue un moyen facile de démarrer avec les appareils XBee [16].

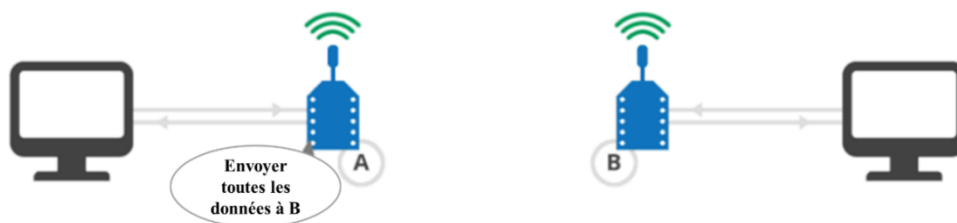


Figure III-7 : Communication en mode Transparent (AT) [16].

III.4.1.2.1.2 Le mode Interface de Programmation d'Application (mode API)

Le mode API est une alternative au mode Transparent (AT) dans lequel les données sont envoyées à travers le réseau sous forme de paquets organisés et dans un ordre déterminé [16], comme illustré dans la Figure III-8. Ces données ne sont accessibles qu'au nœud de destination, permettant ainsi d'établir une communication complexe entre les modules. Ce

mode favorise la création de réseaux plus vastes et est plus adapté à la mise en place de réseaux de capteurs pour des tâches telles que la collecte de données à partir de plusieurs emplacements, le contrôle à distance des appareils ou l'automatisation domiciliaire.

En mode API, la configuration en mode commande n'est pas nécessaire pour la communication entre plusieurs dispositifs, ce qui simplifie le processus par rapport au mode transparent. De plus, il est plus aisé d'identifier la source des données et de vérifier la réussite de sa transmission sur le réseau. En outre, des fonctionnalités avancées de gestion du réseau et de diagnostics sont possibles [13].

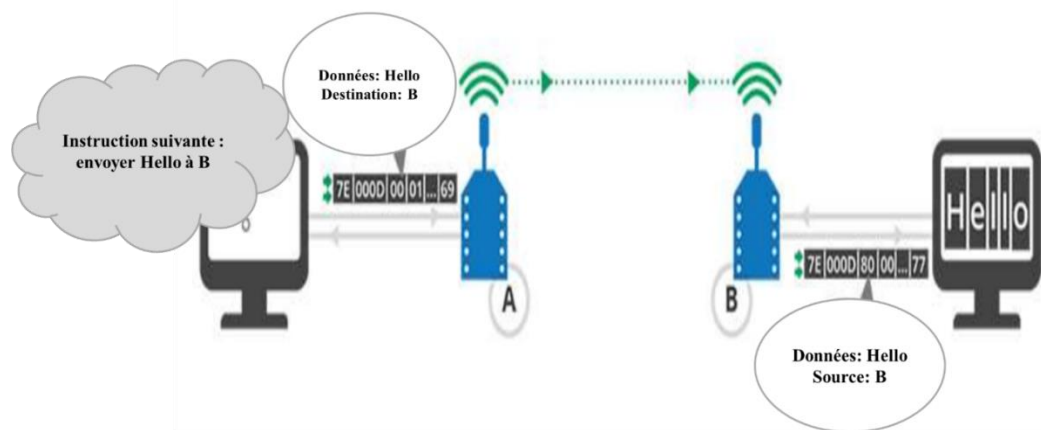


Figure III-8 : Communication en mode API XBee [16].

▪ Structure de frame API

Les trames, en mode API, sont des paquets de données structurés [13, 15]. Outre les données provenant de l'entrée série et transmises sans fil, elles contiennent des informations supplémentaires telles que la qualité du signal, la source et la destination des données. Il s'agit donc d'une communication complexe avec vérification de la réussite de transmission des données. Comme illustré dans la Figure III-9, une trame API se compose des éléments suivants :

Délimiteur de début (Start delimiter) : Le premier octet de la trame indiquant son commencement, avec une valeur constante de 0x7E.

Longueur (Length) : Spécifie le nombre total d'octets inclus dans les données de la trame. Le délimiteur de début, la longueur et la somme de contrôle sont exclus par la valeur de deux octets de longueur.

Données de trame (Frame data) : Comprend le type de trame et les données qu'elle contient. Le type de trame varie selon l'émetteur et le destinataire, et indique comment les informations sont organisées dans le champ de données.

Somme de contrôle (Checksum) : Permet de vérifier l'intégrité des données et constitue le dernier octet de la trame.

Start delimiter	Length		Frame data								Checksum
			Frame type	Data							
1	2	3	4	5	6	7	8	9	...	n	n+1
0x7E	MSB	LSB	API frame type	Data							Single byte

Figure III-9 : Structure de la trame d'une transmission en mode API [15].

III.4.1.2.1.3 Comparaison entre le mode API et le mode Transparent

Le mode transparent est une interface simple utilisée pour diffuser des messages entre les appareils d'un réseau, tandis que le mode API est privilégié lorsqu'une transmission sans fils des données à plusieurs destinations (appareils) est envisagée. Dans le mode API, les données sont présentées dans une structure de trame, incluant les adresses de l'expéditeur et du destinataire. Comparé au mode transparent, le mode API offre une vitesse de communication sans fil bien plus élevée, car il n'est pas nécessaire de configurer l'appareil pour chaque transmission. Le mode API propose également plusieurs fonctionnalités avancées, comme les diagnostics réseau poussés et les mises à jour du firmware. Les données en mode API contiennent des détails sur la transmission, tels que les adresses de l'expéditeur et du destinataire, ainsi que des informations sur le succès ou l'échec de la transmission, avec des explications sur les raisons de ces résultats. Contrairement au mode transparent où les données sont uniformes sur tous les appareils d'un réseau, en mode API, les données envoyées et reçues diffèrent, car elles sont structurées dans un format de paquet spécifique.

III.4.1.2.2 Communication sans fil

Les modules XBee communiquent entre eux par voie hertzienne, transmettant et recevant des informations par modulation des ondes dans le spectre électromagnétique. En d'autres termes, ils agissent comme des dispositifs de radiofréquence (RF) [15]. Pour que les données soient transmises d'un module XBee à un autre, les modules doivent être membres du

même réseau et utiliser la même fréquence radio. Ainsi, tous les modules répondant à ces exigences peuvent communiquer sans fil entre eux.

Les principaux facteurs nécessaires pour gérer le réseau et transmettre des informations entre deux modules XBee sont : l'adressage, l'adresse PAN et les canaux.

III.4.1.2.2.1 L'adressage

Chaque dispositif XBee est identifié par plusieurs adresses distinctes, chacune ayant une fonction spécifique (Tableau III-4).

Tableau III-4 : Les différents types d'adresses du module XBee.

Type d'Adresse	Description	Paramètres
Adresse 64 bits	Adresse unique de 64 bits attribuée par l'IEEE à chaque dispositif XBee. Aussi appelée adresse MAC (Medium Access Control), elle joue un rôle crucial dans l'identification et la communication des dispositifs XBee	SH (Serial Number High) SL (Serial Number Low)
Adresse 16 bits	Adresse de 16 bits attribuée à un dispositif lorsqu'il rejoint un réseau Zigbee, également appelée "adresse réseau".	MY (Network Address)
Identificateur de Nœud	Chaîne de texte courte permettant d'adresser le module avec un nom convivial pour l'utilisateur. L'unicité n'est pas garantie, car plusieurs modules peuvent avoir le même identificateur de nœud.	NI (Node Identifier)

III.4.1.2.2.2 Adresses PAN

Les réseaux IEEE 802.15.4, Zigbee et DigiMesh sont tous désignés comme des réseaux personnels ou PAN (Personal Area Networks). Chaque réseau est défini par un identifiant PAN unique (PAN ID), partagé par tous les appareils du même réseau. Ces appareils peuvent être préconfigurés avec un PAN ID spécifique à rejoindre, ou bien ils peuvent découvrir les

réseaux environnants et sélectionner un PAN ID approprié. La valeur du réseau personnel peut être définie via le paramètre PAN ID (ID). La commande ID permet aux appareils de communiquer entre eux en établissant qu'ils font partie du même réseau. Ce paramètre permet à plusieurs réseaux de coexister sur le même canal physique.

III.4.1.2.2.3 Canaux de fonctionnement

Pour permettre la communication entre les appareils, ils doivent opérer sur la même fréquence. On utilise la commande CH pour sélectionner le canal de fonctionnement sur un appareil. CH indique à l'appareil la fréquence à utiliser pour communiquer.

Pour établir une communication entre les appareils, les commandes CH et ID doivent être identiques sur tous les appareils du réseau [13].

III.4.2 Partie logiciel

Dans cette section, nous détaillons le logiciel utilisé pour la configuration du matériel précédemment décrit.

III.4.2.1 Logiciel X-CTU

Le logiciel X-CTU est une application conviviale et open source fournie par DIGI et disponible en téléchargement gratuit [14]. Il simplifie la configuration et la gestion des modules RF XBee. Il permet de paramétrer divers aspects tels que l'ID réseau, l'adresse MAC de destination du nœud, le mode de communication (broadcast, multicast ou unicast), l'activation du chiffrement, les mises à jour du firmware, etc. [17].

Les dispositifs peuvent également être configurés à l'aide de n'importe quel terminal série en mode "AT" en émettant des commandes AT. Le logiciel est très convivial et facile à utiliser avec les versions plus récentes devenant encore plus intuitives. Plusieurs dispositifs peuvent être configurés avec le même ID réseau et réglés pour communiquer en mode broadcast. En connectant un seul dispositif à une machine exécutant le logiciel X-CTU, il est possible de balayer tous les nœuds actifs dans la plage de communication.

Sur la Figure 10, qui représente l'écran d'accueil de X-CTU, à l'extrême gauche se trouvent deux fonctionnalités principales du logiciel : le signe "+" et le bouton de recherche. Ces boutons sont cruciaux pour ajouter des dispositifs une fois qu'ils sont branchés sur une machine exécutant le logiciel. Le signe "+" permet d'ajouter un dispositif à partir d'un port USB spécifique, avec la possibilité de choisir le port, le débit binaire et d'autres spécifications. À côté du bouton d'ajout se trouve le bouton de recherche, particulièrement utile car il permet d'ajouter plusieurs dispositifs connectés à la machine en une seule fois.

Des modules RF XBee3 DigiMesh sont visibles du côté gauche de l'écran, avec des modules marqués d'un "E" vert pour les périphériques finaux, des modules marqués d'un "R" vert pour les routeurs, et ceux avec un "C" rouge pour les coordinateurs. Dans la partie supérieure droite de la figure, on trouve des onglets représentant le mode de fonctionnement du réseau, le mode de fonctionnement de la console et le mode de fonctionnement de la configuration. Après le mode de fonctionnement de la configuration, un menu de palette avec quatre icônes est présent. L'une est dédiée à la recherche d'aide, une autre aux commentaires et suggestions, et les deux autres sont principalement pour la génération de trames et les tests de communication [18].

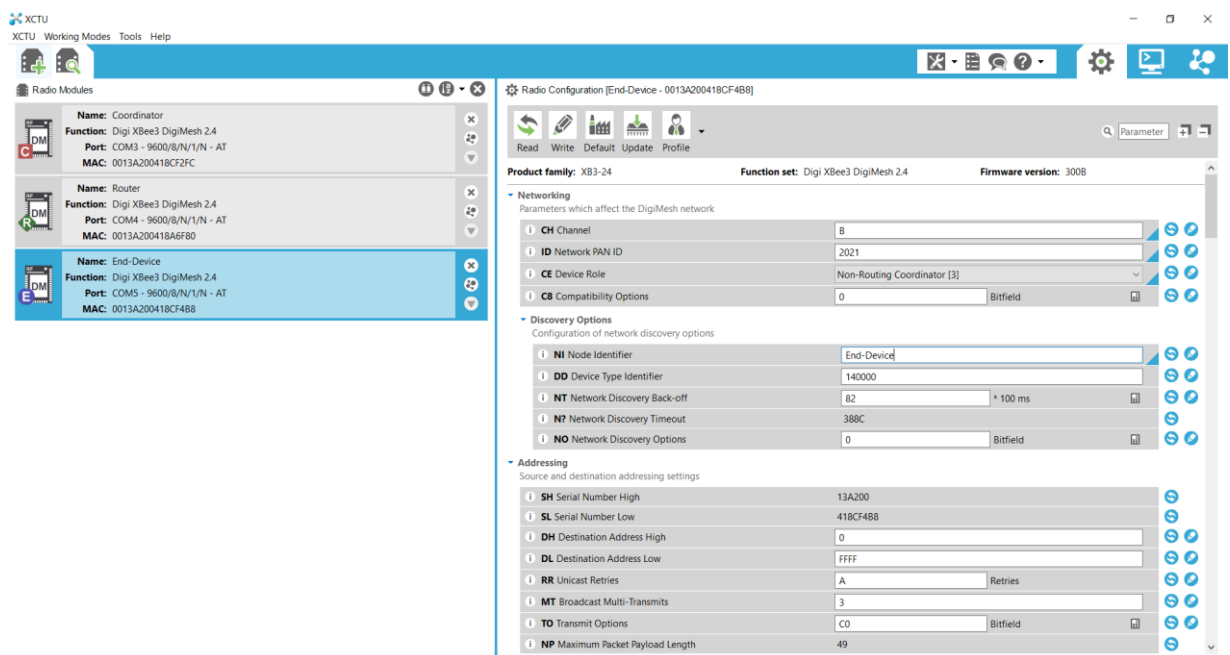


Figure III-10 : L'écran d'accueil de logiciel X-CTU.

III.4.2.1.1 Configuration et test du réseau

Les tests ont été réalisés dans deux environnements distincts, l'intérieur et l'extérieur, afin de mettre en place le réseau DigiMesh en configurant les modules RF XBee 3 en tant que coordinateur, routeur et dispositif final. Pour la configuration de notre module, nous avons spécifiquement choisi le mode API.

Les paramètres essentiels à configurer sont le canal (CH) et l'identifiant PAN (ID) du réseau, qui doivent être uniformes pour tous les modules du réseau de capteurs sans fil. De plus, un débit en bauds (BD) de 115 200 bps a été sélectionné. Dans les sections suivantes,

nous expliquerons en détail pourquoi ce débit en bauds spécifique a été choisi pour notre expérience.

Dans notre réseau, la configuration des modules XBee a été définie conformément au Tableau III-5 à l'aide de l'application XCTU. Un réseau maillé de modules XBee est ainsi formé, et les nœuds peuvent être connectés au coordinateur, et vice versa, pour effectuer des tests de portée et de débit dans le menu des outils XCTU.

Tableau III-5 : Paramètres de configuration du module XBee.

Paramètre	XBee 3 DigiMesh (Coordinateur)	XBee 3 DigiMesh (Router)	XBee 3 DigiMesh (Périphérique final)
Canal (CH)	C	C	C
Identifiant de réseau (ID PAN)	2021	2021	2021
CE	Coordinateur	Router	End Device
AP	le mode API	le mode API	le mode API
BD	115200	115200	115200
D3			Convertisseur analogique numérique (ADC)

Test de Portée : Compte tenu de la nature aérienne de la communication entre les modules XBee RF, la qualité du signal sans fil peut être influencée par divers facteurs tels que l'absorption, la réflexion des ondes, les obstacles visuels, la configuration et l'emplacement des antennes, entre autres. Le test de portée a pour objectif de démontrer la portée RF effective et la qualité de la liaison entre deux modules XBee au sein d'un même réseau.

Pendant le test de portée, XCTU envoie des paquets de données du module XBee local vers le module distant, puis attend que l'écho soit renvoyé du module distant au module local. XCTU enregistre le nombre de paquets envoyés et reçus par le module local, tout en mesurant la force du signal des deux côtés sous la forme d'une valeur RSSI (Indicateur de Force du Signal Reçu). Il est crucial que chaque paquet émis par le XBee local soit correctement reçu

en écho par ce même XBee local. Ce processus permet d'évaluer la fiabilité de la liaison dans des conditions réelles.

Test de Débit : sert à mesurer le taux de transfert entre deux modules radio au sein d'un même réseau. Afin de réaliser une mesure de débit, il est nécessaire d'ajouter un module radio local à XCTU et de configurer un appareil distant appartenant au même réseau que le module local. Ce processus permet d'évaluer la performance de la transmission de données entre les modules radio local et distant, fournissant ainsi des informations essentielles sur le taux de transfert effectif dans des conditions réelles.

III.5 Expériences et résultats

III.5.1 Mesure de RSSI et la perte de paquets

III.5.1.1 Expérimentation en Zone Ouverte

Dans cette expérience, notre objectif est d'évaluer la portée effective du module XBee 3 dans des conditions réelles, en particulier dans une zone ouverte où aucune obstruction n'interfère avec les transmissions RF. Cette évaluation vise à mesurer la corrélation entre la force du signal reçu (RSSI) et la distance dans une topologie de réseau peer-to-peer (single-hop). Le but spécifique est de quantifier le niveau de RSSI en fonction des variations de distance entre deux modules XBee 3.

Pour ce faire, deux nœuds ont été configurés : un coordinateur positionné à un emplacement fixe et un nœud comme périphérique final était progressivement éloigné. Après l'appareillage avec le coordinateur, le périphérique final a transmis 100 paquets pour tester la valeur RSSI et la perte de paquets. La distance entre les deux nœuds est progressivement augmentée de 10 mètres à chaque étape pour mesurer la variation du niveau RSSI. Nous avons utilisé l'outil de test de portée pour étudier la force du signal du réseau (RSSI).

La Figure III-11 (a) montre les résultats expérimentaux locaux et distants du RSSI en fonction de la distance entre les deux nœuds dans le réseau DigiMesh. Le RSSI diminue progressivement à mesure que la distance entre le coordinateur et le périphérique final augmente. Lors de ce test, la force du signal s'est avérée suffisamment bonne pour les communications locales et à distance sur de longues distances, car aucun obstacle physique n'était présent. Cependant, des mouvements occasionnels de personnes constituaient des obstacles et affaiblissaient le signal.

Les résultats expérimentaux locaux et à distance du RSSI sont comparés au tracé RSSI théorique présenté sur la Figure III-11 (a). Ce tracé théorique est basé sur les paramètres

donnés et ne tient pas compte des obstacles, des conditions environnementales ou des interférences humaines. Cependant, dans les applications pratiques, le réseau peut être affecté par l'environnement dans lequel il est implanté, par la présence d'obstacles permanents et d'obstacles soudains pouvant obstruer des zones ouvertes. Nous observons que les courbes expérimentales locales et distantes présentent une tendance similaire à celle de la courbe théorique.

La Figure III-11 (b) illustre la perte des paquets en fonction de la distance entre deux nœuds dans le réseau DigiMesh. La transmission des paquets était cohérente et sans erreur en l'absence de tout obstacle. Cependant, à une distance de 310 m, la puissance du signal (RSSI) est devenue faible et a entraîné des erreurs de communication. Les résultats des tests en cours indiquent que le réseau DigiMesh devient moins fiable à des distances de 300 m. Cependant, cette distance peut être améliorée en ajoutant des nœuds de routeur supplémentaires entre le coordinateur et le périphérique final.

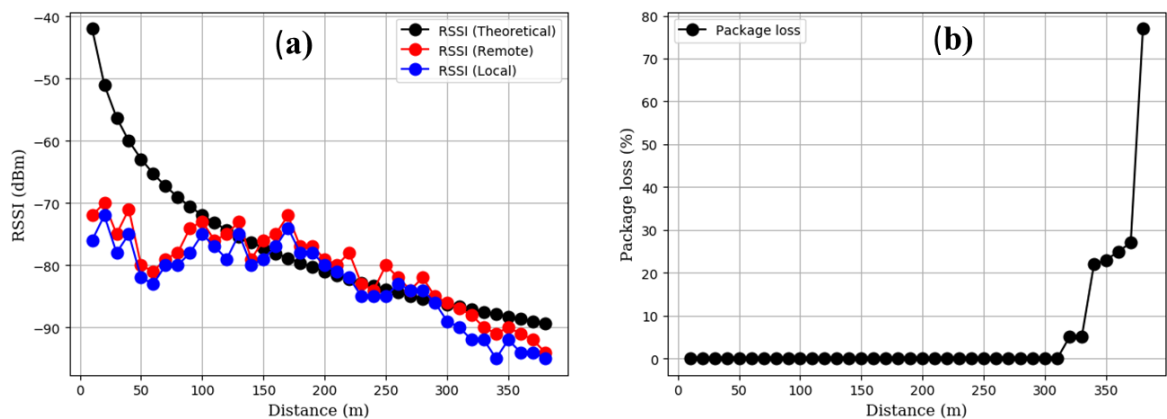


Figure III-11 : (a) Courbe de variation de l'indicateur de force du signal reçu (RSSI) théorique (en noir), local (en bleu) et à distance (en rouge) en fonction de la distance. (b) Courbe de variation de la perte de paquets en fonction de la distance.

En ajoutant un nouveau routeur au réseau dans une zone ouverte, la force du signal s'est améliorée à la fois dans les zones locales et distantes, comme le montre la Figure III-12 (a). De plus, la portée du réseau est passée à 600 m, et le réseau est devenu sans erreur. Lorsqu'un routeur a été ajouté au réseau, la force du signal s'est améliorée, et la perte de paquets a été réduite (Figure III-12 (b)), contribuant ainsi à stabiliser le réseau. Cette approche peut être bénéfique pour étendre la distance couverte par le réseau.

Les réseaux DigiMesh se révèlent être un outil utile pour prévenir la perte de données et la détérioration du signal en offrant plusieurs chemins pour que les signaux transitent par les

routeurs. Cette optimisation se traduit par une capacité de survie et une efficacité améliorées sur l'ensemble du réseau.

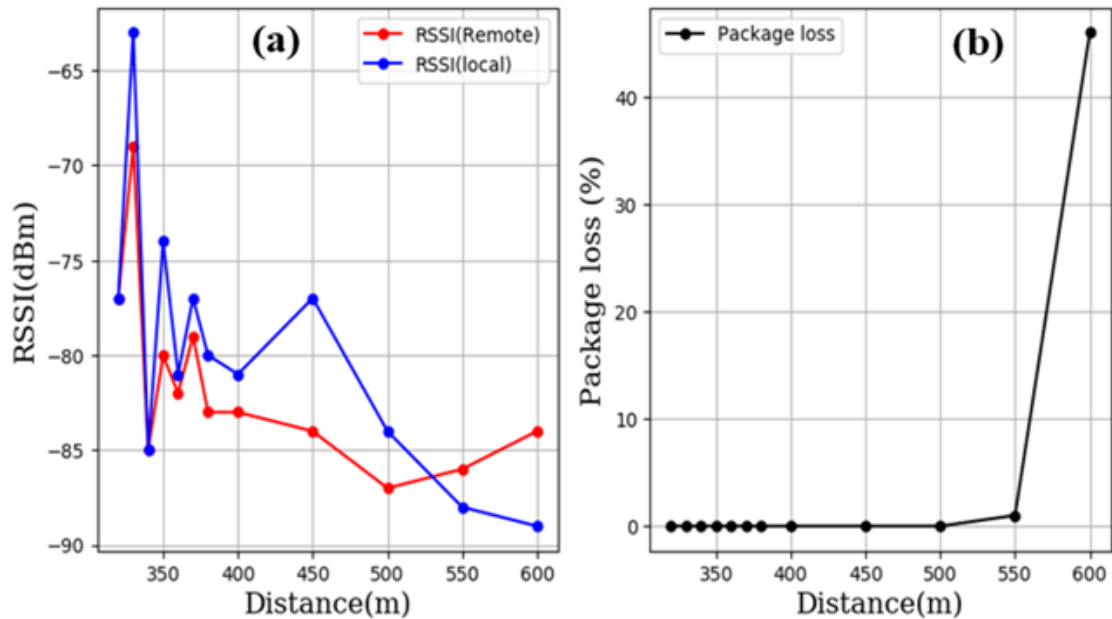


Figure III-12 : (a) Courbe de variation de la force du signal local (en bleu) et à distance (en rouge) en fonction de la distance avec un routeur, (b) Courbe de variation de la perte de paquets après addition d'un routeur en fonction de la distance avec un routeur.

III.5.1.2 Expérimentation dans un environnement avec obstacles

Un autre aspect crucial à évaluer est la portée effective du module XBee 3 DigiMesh dans un environnement avec des obstacles. Pour évaluer les performances du réseau dans cet environnement, nous avons réalisé une série de tests dans des salles de classe et à différents niveaux d'étages au sein de notre faculté de technologie. La valeur RSSI de chaque transmission a été enregistrée, accompagnée du pourcentage de paquets reçus avec succès, en fonction des variations des salles de classe et des niveaux d'étages. Les résultats obtenus sont représentés dans les Figure III-13 (a, b, c, d), illustrant les valeurs mesurées du RSSI et le pourcentage de paquets reçus en fonction des variations des salles de classe et des niveaux d'étages. Le coordinateur était positionné au niveau 0 et à la salle 0, tout en variant systématiquement le périphérique final à différents niveaux d'étages et de salles. À chaque niveau, les valeurs correspondantes du RSSI et le pourcentage de paquets reçus étaient enregistrées.

Conformément aux attentes, les valeurs du RSSI ont montré une diminution linéaire avec l'augmentation des étages et des salles, comme le montre la Figure III-13 (a, c). Cette

diminution du RSSI coïncidait avec une diminution du pourcentage de paquets reçus, comme illustré dans la Figure III-13 (b, d), observée notamment au niveau 2 et à la salle 5. Pour remédier à cela, le déploiement d'un routeur supplémentaire, en particulier Router 1 positionné au niveau 2 et à la salle 5, a été jugé nécessaire pour étendre la couverture du réseau. L'introduction de Router 1 a permis au RSSI d'atteindre le niveau 4 et la salle 10, améliorant ainsi le pourcentage de paquets reçus. Cet emplacement a permis au réseau d'englober plus de 4 étages et plus de 10 salles.

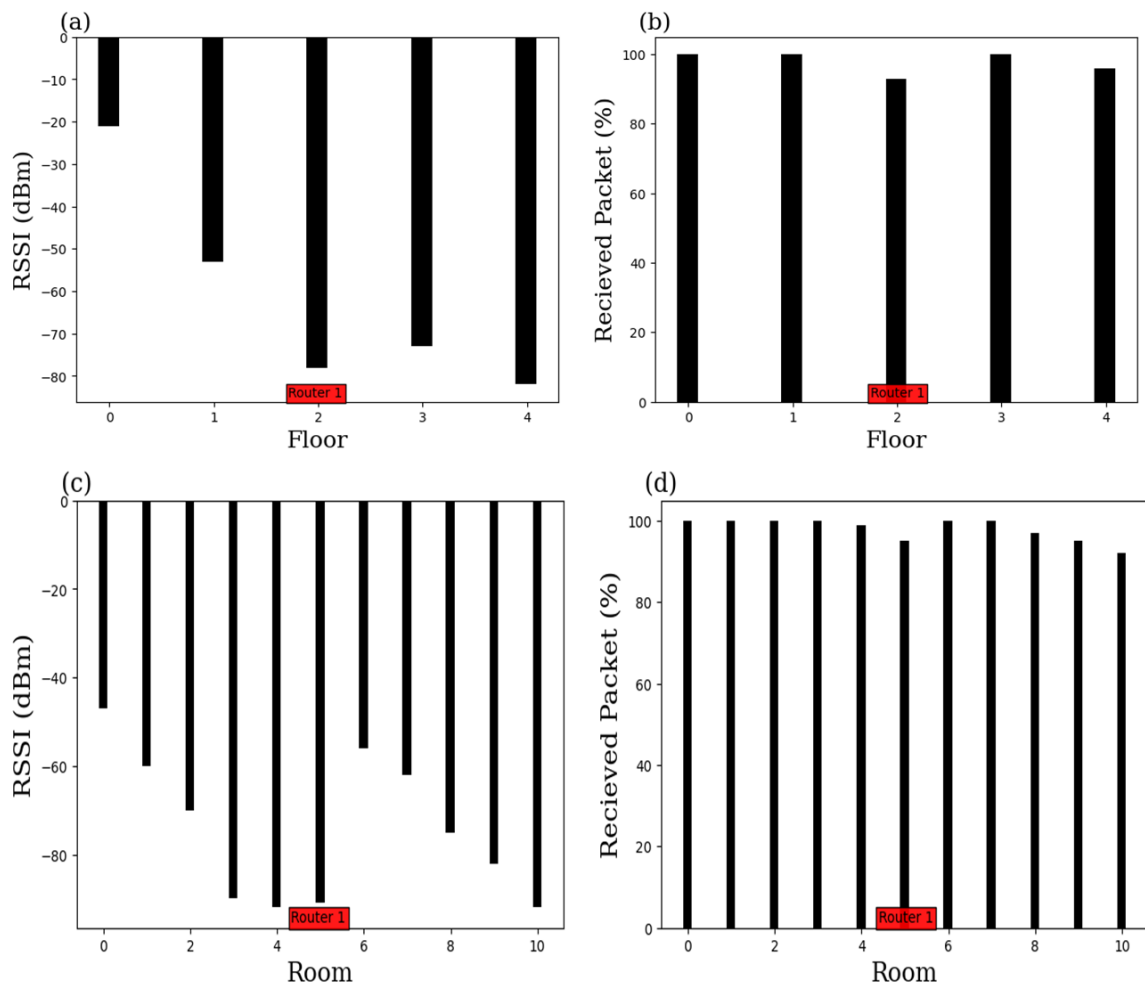


Figure III-13 : (a) Les valeurs mesurées du RSSI en fonction de la distance dans les étages, (b) Les valeurs du pourcentage de paquets reçus en fonction de la distance dans les étages, (c) Les valeurs mesurées du RSSI en fonction de la distance dans les salles, (d) Les valeurs du pourcentage de paquets reçus en fonction de la distance dans les salles.

III.5.2 Mesure du débit et délai

III.5.2.1 Mesure du débit dans une liaison point-à-point à différentes vitesses de bauds

Dans cette expérience, notre objectif est d'évaluer l'impact de la vitesse de baud sur le débit et le délai du protocole DigiMesh. Plus précisément, nous visons à mesurer le débit et le délai en fonction de la taille des paquets et de la vitesse de baud. Pour mener l'expérience, le module XBee 3 DigiMesh est configuré en tant que périphérique final et chargé de transmettre des paquets au nœud coordinateur. À travers une série de mesures, nous cherchons à évaluer les performances du protocole DigiMesh pour différentes combinaisons de tailles de paquets et de vitesses de baud.

La Figure III-14 (a) présente la relation entre le débit et la taille des paquets, en considérant différentes vitesses de baud. On peut observer l'impact de la taille des paquets et de la vitesse de baud sur le débit atteint. L'augmentation du débit du réseau avec des vitesses de baud plus élevées peut être attribuée à la vitesse de transmission de données plus rapide obtenue. Avec une vitesse de baud plus élevée, plus de données peuvent être transmises dans une période de temps donnée, entraînant une augmentation globale du débit. Conformément à la norme DigiMesh, un débit de transmission de données garanti de 250 kbps est spécifié. Cependant, les résultats expérimentaux obtenus indiquent que les performances réelles du réseau sont significativement en deçà de ce niveau attendu. Le débit atteint, en utilisant la charge utile maximale offerte par DigiMesh, atteint seulement 9,36 kbps à une vitesse de baud de 115200 bps. Cette observation souligne l'importance de sélectionner une vitesse de baud appropriée pour optimiser les performances du réseau et améliorer l'efficacité de la transmission de données.

La Figure III-14 (b) illustre la relation entre le délai et la taille des paquets, en considérant différentes vitesses de baud. On peut observer comment le délai varie en fonction de la taille des paquets et de la vitesse de baud pour chaque protocole. Pour la charge utile maximale offerte par le protocole DigiMesh, le délai moyen est rapporté à 1 seconde, à une vitesse de baud de 115200 bps. Ces valeurs représentent le temps moyen nécessaire à un paquet pour se déplacer de la source à la destination dans le réseau. Les résultats soulignent l'importance de prendre en compte la vitesse de baud dans l'évaluation des performances de ces protocoles. Les résultats expérimentaux indiquent qu'une vitesse de baud de 115200 bps présente un débit amélioré et un délai réduit dans les scénarios testés pour le protocole DigiMesh.

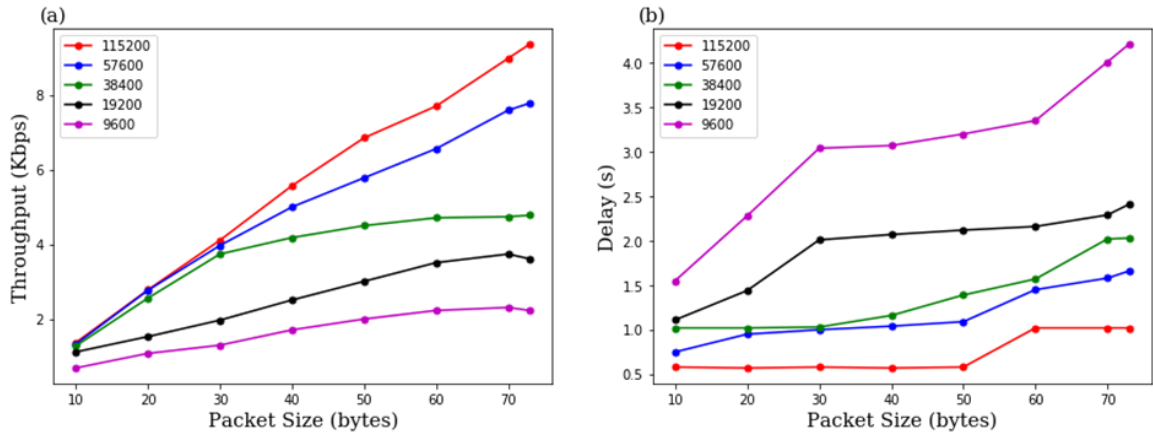


Figure III-14 : (a) Variation du débit en fonction des taux de baud et des tailles de paquets dans le réseau DigiMesh, (b) Variation du délai en fonction des taux de baud et des tailles de paquets dans le réseau DigiMesh.

III.5.2.2 Mesure du débit et du délai dans un réseau multi-sauts

L'objectif de ce test est d'évaluer le débit et le délai du protocole DigiMesh en analysant sa performance par rapport à des variables telles que la taille des paquets et le nombre de sauts. En examinant différentes configurations réseau, nous pouvons obtenir des informations précieuses sur la relation entre le nombre de sauts et le débit résultant. Pour explorer davantage les caractéristiques de performance, nous avons réalisé des expériences supplémentaires en utilisant des configurations réseau avec un saut, deux sauts, trois sauts et quatre sauts. Cette expérience visait à évaluer la performance du réseau au fur et à mesure que la complexité du routage augmentait. La Figure III-15 (a) montre comment le nombre de sauts affecte la performance du débit du protocole DigiMesh. Les courbes de débit montreraient une croissance linéaire avec plus de sauts dans un scénario parfait sans défaillances ni collisions. Cependant, les résultats révèlent que la présence de routeurs a un impact substantiel tant sur le débit de données que sur le débit global du réseau.

Une autre mesure importante pour évaluer la performance d'un réseau maillé sans fil est le délai de paquet. Dans cette expérience, l'objectif est d'évaluer la latence du protocole DigiMesh en tenant compte de la taille des paquets et du nombre de sauts. La Figure III-15 (b) montre les délais mesurés pour le protocole DigiMesh. En considérant le protocole DigiMesh avec sa capacité maximale de charge utile, les valeurs moyennes de délai observées étaient de 1.25 seconde pour un seul saut, 1.54 seconde pour deux sauts, 2 secondes pour trois sauts et 2.1 secondes pour quatre sauts. Dans des scénarios multi-sauts,

l'analyse expérimentale démontre que le réseau DigiMesh surpasse les protocoles alternatifs en présentant un débit plus élevé et un délai réduit.

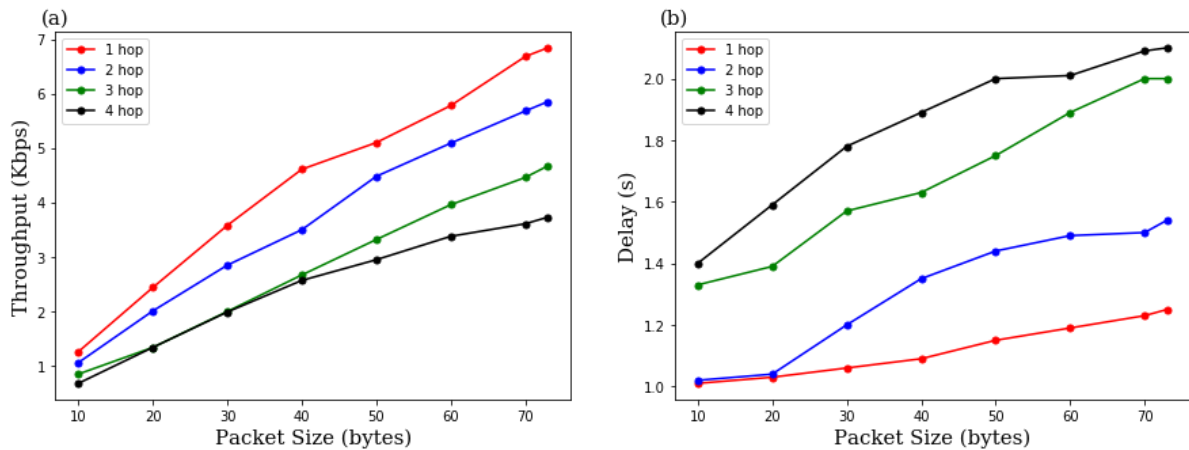


Figure III-15 : (a) Résultats du débit en fonction de la taille du paquet pour des réseaux avec un nombre variable de sauts, (b) Résultats du délai en fonction de la taille du paquet pour des réseaux avec un nombre variable de sauts.

III.5.3 Discussion

Les résultats de nos expérimentations révèlent les performances du protocole DigiMesh dans divers environnements, mettant en évidence la fiabilité des modules XBee3 DigiMesh dans un réseau réellement déployé via le logiciel X-CTU.

Après avoir mené les expériences, incluant les mesures de RSSI, de perte de paquets, de débit et de délai, nous sommes en mesure de tirer des conclusions sur les performances du protocole DigiMesh à la fois en zone ouverte et en présence d'obstacles.

Dans une zone ouverte, la portée maximale du XBee 3 DigiMesh est de 300 mètres en présence de divers obstacles tels que les arbres ou les personnes. L'utilisation d'un routeur permet d'étendre cette portée à 600 mètres, comme confirmé par nos mesures. Dans les environnements avec obstacles, la portée maximale est observée au deuxième étage et dans la salle 5, avec une perte de paquets négligeable entre les niveaux et les salles consécutifs. Ainsi, l'utilisation d'un routeur peut également étendre la portée du XBee 3 DigiMesh.

Concernant le débit, celui du protocole DigiMesh est plus élevé dans divers environnements, avec un délai réduit. Cependant, la présence de routeurs a un impact significatif sur le débit, pouvant entraîner une augmentation du délai.

En somme, les expériences ont montré que les réseaux DigiMesh bénéficient d'une portée accrue en fonction de la distance entre les nœuds adjacents, avec un débit plus élevé et un délai réduit. Cela facilite la transmission et la réception des paquets, contribuant ainsi à éviter la perte de données.

Cette constatation souligne l'avantage de l'utilisation du réseau DigiMesh, car il transmet efficacement des données à travers plusieurs nœuds intermédiaires, entraînant une amélioration du débit et une réduction du délai. Ces avantages de performance font du réseau DigiMesh un choix optimal pour des applications médicales telles que la surveillance de l'ECG, surtout dans des scénarios où une communication multi-sauts est nécessaire.

III.6 Conclusion

L'étude des paramètres de performance d'un réseau de capteurs sans fil revêt une importance cruciale. Avant de déployer tout réseau, il est essentiel d'analyser son fonctionnement dans des conditions spécifiques. Ce chapitre a présenté une analyse approfondie des performances du protocole DigiMesh.

Les résultats soulignent la supériorité du protocole en termes de RSSI, de débit et de retard, mettant en évidence son efficacité et sa fiabilité dans la transmission fluide des données dans divers environnements.

Cette étude nous a également fourni un aperçu complet des paramètres clés du protocole DigiMesh avant son implémentation réelle sur la plateforme matérielle. Elle offre des perspectives précieuses sur les configurations optimales des paramètres, nous incitant à utiliser ce protocole pour la surveillance précise et en temps réel des signaux physiologiques, tels que l'ECG.

Dans le chapitre suivant, nous détaillerons l'implémentation de ce protocole pour la transmission en temps réel du signal ECG à distance et la réalisation de la plateforme médicale.

III.7 Bibliographies

- [1] ZigBee Digi Mesh [online]. https://www.vikacontrols.com.br/wp-content/uploads/produtos/catalogos/digi_xbee3/artigo_-_wp_zigbeevsdigimesh.pdf
- [2] 2008 Digi International Inc, "Wireless Mesh Networking ZigBee Vs. DigiMesh" http://www.digi.com/pdf/wp_zigbeevsdigimesh.pdf
- [3] Salah Haya, et al. "Performance evaluation of DigiMesh and ZigBee wireless mesh networks." 2018 International Conference on Wireless Communications, Signal Processing and Networking (WiSPNET). IEEE, 2018.
- [4] 2013 Digi International Inc, "XBee DigiMesh product manual" http://ftp1.digi.com/support/documentation/90000991_F.pdf
- [5] Gandhi Aditya. Automated vehicle guidance system for parking structures. Diss. California State University, Northridge, 2012.
- [6] Sahraoui Halima, Dahani Amour, Tigrine Abdelkader et al. "Design and implementation of a medical platform for real-time and remote ECG monitoring using DigiMesh wireless sensor network technology." Research on Biomedical Engineering (2023): 1-18.
- [7] Digi International. XBee User Manual. ed: Digi International. 2012; pp. 1–155. <https://www.digi.com/resources/documentation/digidocs/pdfs/90000976.pdf>
- [8] Understanding rssi. <https://www.metageek.com/training/resources/understanding-rssi.html>. Accessed: 2019-04-03
- [9] Ghimire, Ritesh. "Study on the Link Sensitivity of ZigBee." (2020).
- [10] Zayani Mohamed-Haykel, Vincent Gauthier, and Djamal Zeghlache. "A joint model for IEEE 802.15. 4 physical and medium access control layers." 2011 7th International Wireless Communications and Mobile Computing Conference. IEEE, 2011.
- [11] Piyare, Rajeev, and Seong-ro Lee. "Performance analysis of XBee ZB module based wireless sensor networks." International Journal of Scientific & Engineering Research 4.4 (2013): 1615-1621.
- [12] XBEE[online]. <http://projet.eu.org/pedago/sin/ICN/1ere/8-Xbee.pdf>
- [13] Digi XBee 3 DigiMesh 2.4 RF Module. User Guide about the XBee 3 DigiMesh RF Module. 2021. <https://www.digi.com/resources/documentation/Digidocs/90002277>
- [14] Next Generation Configuration Platform for XBee/RF Solutions. <https://www.digi.com/products/embedded-systems/digi-xbee/digi-xbee-tools/xctu>
- [15] Ghimire Ritesh. "Study on the Link Sensitivity of ZigBee." (2020).
- [16] Digi XBee ZigBee Mesh Kit. User Guide about the XBee 3 ZigBee RF Module. 2018. <https://www.digi.com/resources/documentation/digidocs/pdfs/90001942-13.pdf>.
- [17] Lian Kuang-Yow, Sung-Jung Hsiao, and Wen-Tsai Sung. "Intelligent multi-sensor control system based on innovative technology integration via ZigBee and Wi-Fi networks." Journal of network and computer applications 36.2 (2013): 756-767.
- [18] Configuration, X. C. T. U. "Test utility software." URL http://ftp1.digi.com/support/documentation/90001003_A.pdf (2008).

Chapitre IV

Conception et implémentation de la plateforme médicale

Chapitre IV

Conception et Implémentation de la Plateforme Médicale de Surveillance de l'ECG utilisant le protocole DigiMesh

IV.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous présenterons l'implémentation de la plateforme médicale permettant le monitoring et la surveillance en temps réel et à distance des signaux d'électrocardiogramme (ECG) en utilisant le protocole DigiMesh.

La plateforme médicale conçue pour la surveillance des signaux ECG se compose d'un ensemble de nœuds d'acquisition des signaux ECG (nœuds capteurs 1, 2 et 3) ainsi que d'un nœud collecteur final (Nœud Sink). Une topologie en étoile est déployée, où chaque capteur est directement connecté au nœud Sink via le protocole DigiMesh, comme illustré dans la Figure IV-1.

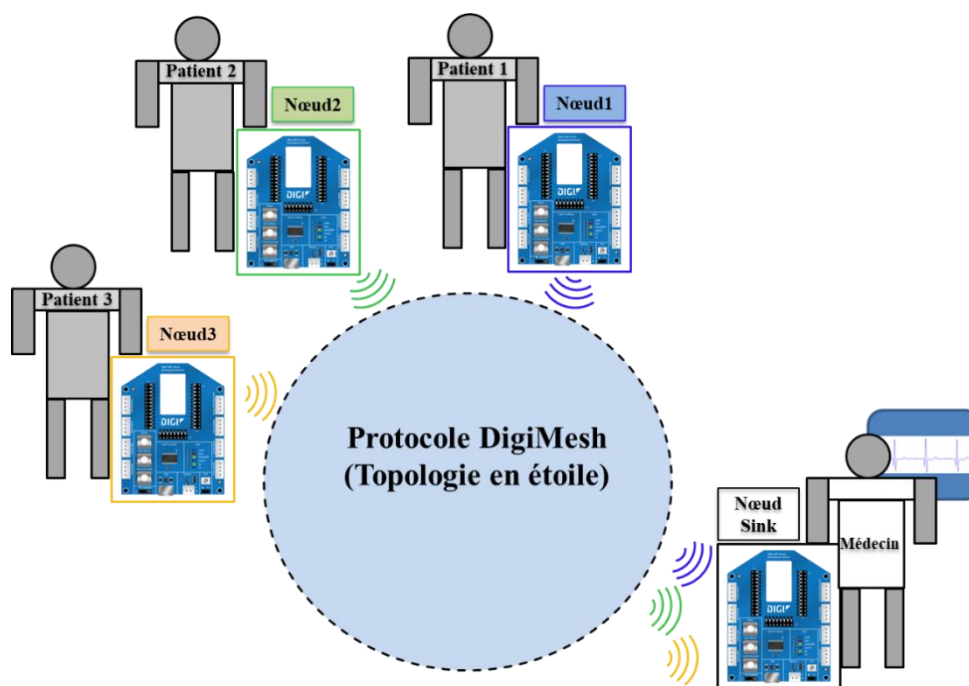


Figure IV-1 : Architecture générale de la plateforme médicale utilisant le protocole DigiMesh.

IV.2 Le schéma bloc de la plateforme médicale

La conception et l'implémentation de la plateforme médicale repose sur la création d'un réseau de capteurs sans fil (WSN) utilisant le protocole DigiMesh pour surveiller les signaux ECG. Comme le montre le schéma bloc de la Figure IV-2, divers nœuds sont déployés pour acquérir les signaux ECG des patients (nœuds capteurs) et les transmettre au nœud récepteur (Nœud Sink).

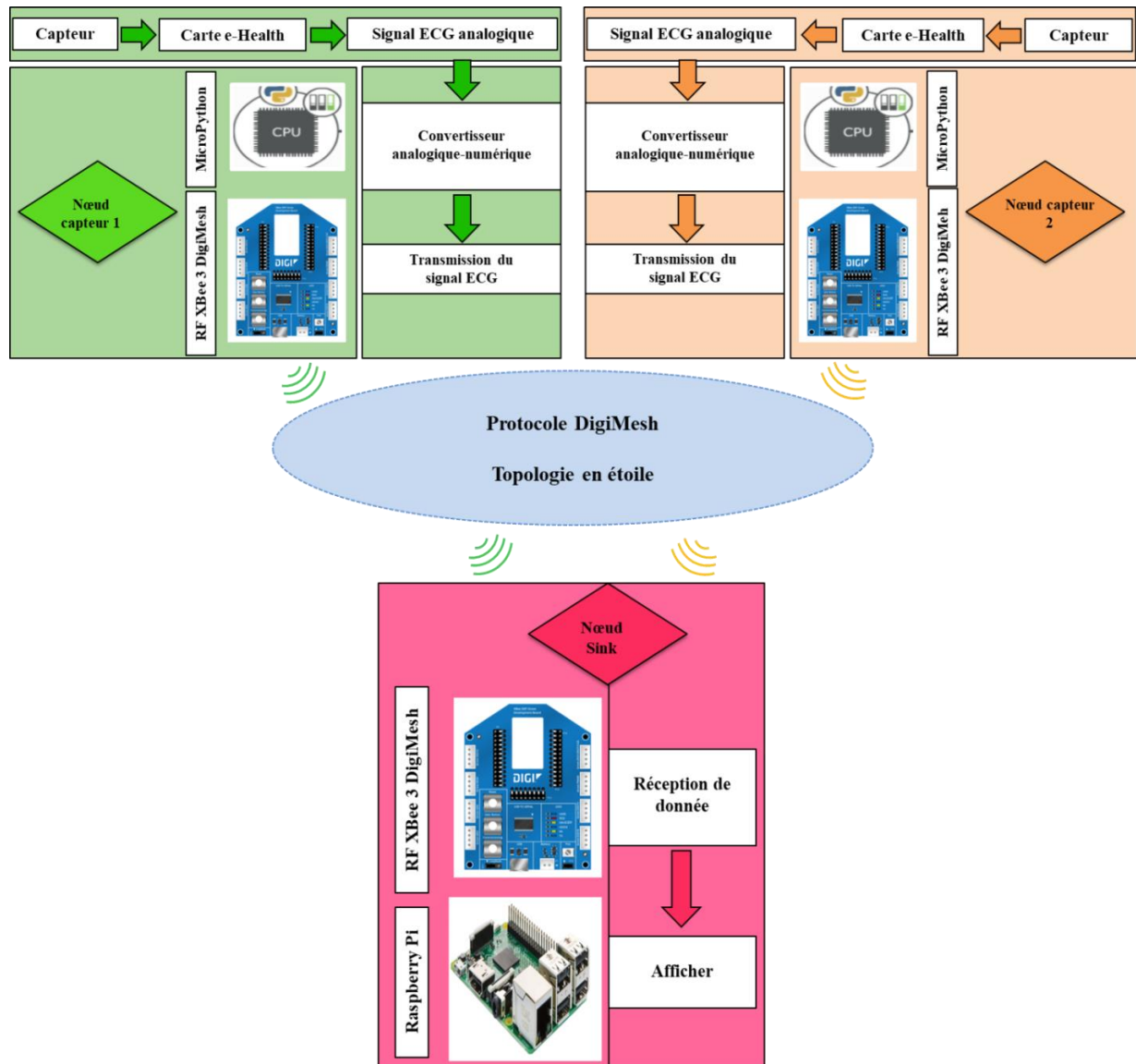


Figure IV-2 : Schéma bloc de la plateforme médicale.

IV.2.1 Différents blocs dans la plateforme médicale

IV.2.1.1 Nœud capteur (module émission des données)

Le nœud capteur est un système embarqué léger, portable et alimenté par batterie. Il est équipé de capteurs biomédicaux, tels que des électrodes, qui sont connectés à une carte

électronique appelée carte e-Health via son entrée ECG. Cette configuration permet d'acquérir en temps réel le signal ECG d'un patient.

Le signal de sortie analogique du capteur e-Health est directement connecté aux modules RF XBee 3 DigiMesh. En conséquence, une fois que le signal ECG analogique est chargé dans le module RF XBee DigiMesh, le programme MicroPython intégré effectue sa conversion en numérique. Après cette conversion, nous passons à l'étape de codage des échantillons. Enfin, le module RF XBee DigiMesh transmet les données échantillonnées au module RF XBee 3 DigiMesh du nœud Sink pour l'enregistrement et l'affichage (voir Figure IV-3).

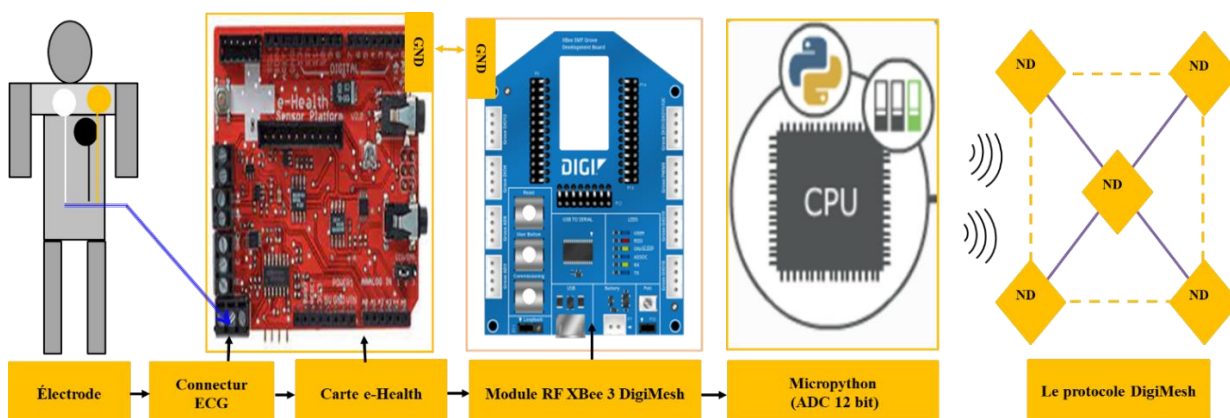


Figure IV-3 : Nœud capteur (module émission des données).

IV.2.1.2 Nœud Sink (module réception des données)

Le nœud Sink collecte les informations émises par les nœuds capteurs et est responsable de la réception des données (Figure IV-4). Après avoir reçu les données, il extrait les échantillons du signal ECG. Les étapes inverses de la transmission sont ensuite entreprises, comprenant le décodage, la reconstitution du signal ECG, et la sauvegarde des données.

Ensuite, le signal peut être exploité de différentes manières : soit en étant stocké et visualisé localement en vue d'une analyse médicale, soit en étant transmis à une base de données hébergée sur le Cloud via le réseau Internet. Cela permet au médecin d'effectuer des analyses et de surveiller ses patients à distance, que ce soit à partir d'un ordinateur (PC) ou d'un microcontrôleur Raspberry Pi. Cette approche offre une plus grande flexibilité dans la gestion et le suivi des données médicales des patients, améliorant ainsi la qualité des soins.

Les méthodes utilisées pour l'émission et la réception, ainsi que les résultats obtenus, seront discutées plus en détail dans la section consacrée à l'implémentation des algorithmes au niveau des nœuds.

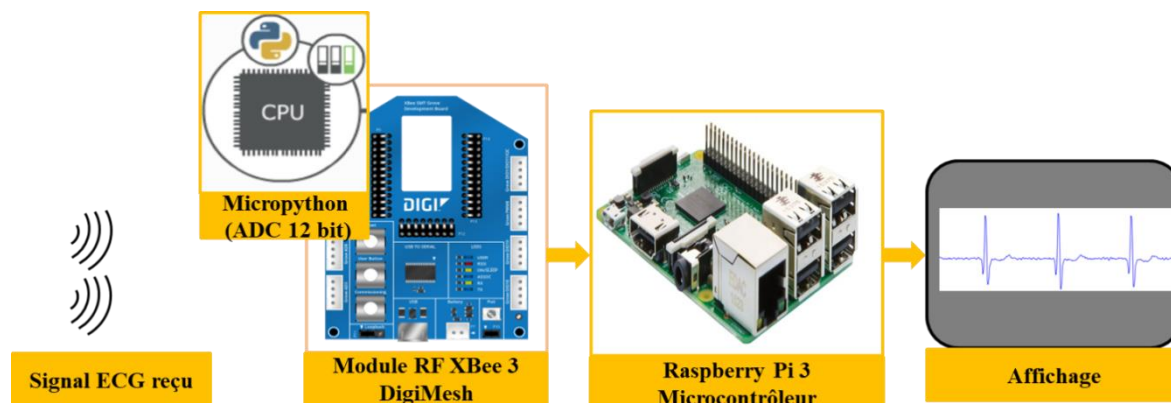


Figure IV-4 : Nœud Sink (module réception des données).

IV.3 Détermination des matériels et logiciels adéquats pour la plateforme médicale

Dans cette partie, On présente le matériel et le logiciel nécessaire à l'implémentation de la plateforme médicale.

IV.3.1 Partie Matériel

Un système de surveillance continue de la santé des patients repose fréquemment sur l'utilisation de capteurs fixés au corps du patient, comme illustré dans la Figure IV-5. Ce réseau est connu sous le nom de réseau de capteurs corporels (BSN, pour "Body Sensor Network").

D'autres dispositifs, tels que le microcontrôleur Raspberry Pi, la carte e-Health, et le module RF XBee 3 DigiMesh, sont employés pour transmettre sans fil et en temps réel les données détectées vers le nœud récepteur (nœud Sink), où elles seront supervisées et traitées par le personnel médical.

La plateforme utilisé dans le cadre de cette recherche se compose des éléments matériels suivants (Raspberry Pi, la carte e-Health et kit XBee Mesh).

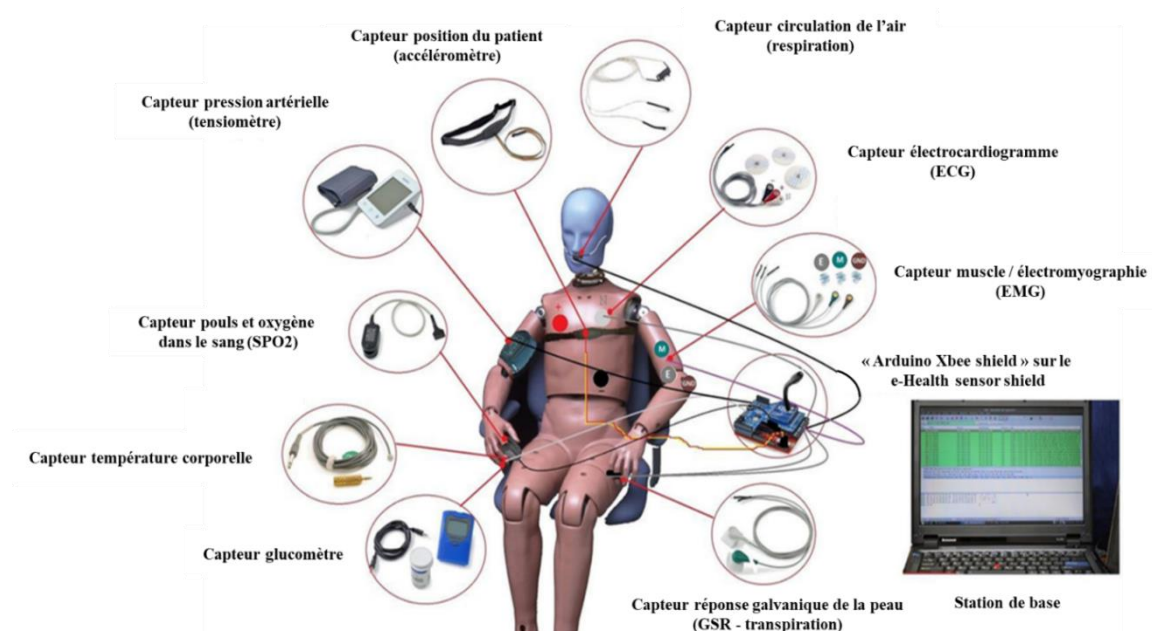


Figure IV-5 : Surveillance en temps réel de l'état de santé : positionnement des capteurs sur le corps humain.

IV.3.1.1 La carte Raspberry Pi

La carte Raspberry Pi est un nano-ordinateur compact de la taille d'une carte de crédit, conçu pour être connecté à un écran et utilisé comme un ordinateur standard. Son format compact et son prix abordable en font un produit idéal pour expérimenter différentes applications, notamment la création d'un serveur Web à domicile. Bien sûr, en raison de sa taille, il ne faut pas s'attendre à des performances exceptionnelles, mais il offre amplement de capacités pour mettre en ligne des projets à présenter aux clients ou pour expérimenter avec Linux [1].

La carte Raspberry Pi utilisée dans ce projet est le modèle Raspberry Pi 3 Model B+, comme illustré dans la figure IV-6. Ce modèle repose sur un processeur ARM Cortex-A53 quad-core 64 bits cadencé à 1,4 GHz, possède 1 Go de mémoire RAM, une interface Wi-Fi, une interface Bluetooth, 4 ports USB, un port Ethernet, un port HDMI, un port micro-SD, et un connecteur GPIO avec 40 broches d'E/S. Ce microcontrôleur puissant est utilisé au niveau du nœud récepteur (nœud Sink) pour la collecte, le traitement et la visualisation des signaux ECG reçus en provenance des différents nœuds du réseau de capteurs sans fil [2,3].

Le Raspberry Pi offre une prise en charge native pour de nombreux périphériques d'entrée/sortie et des fonctionnalités de communication réseau. Il constitue donc la plateforme idéale pour interagir avec une variété de dispositifs. Sa polyvalence est illustrée dans la

Figure IV-6, où il est utilisé dans une multitude d'applications [1].



Figure IV-6 : Raspberry Pi 3 Model B.

IV.3.1.2 La carte e-Health

La carte e-Health est une carte électronique conçue par Cooking Hacks pour la recherche biomédicale et l'exécution d'applications biométriques et médicales [4]. Cette carte peut surveiller les paramètres et signaux vitaux les plus importants du corps humain en utilisant ses dix capteurs biométriques (Figure IV-7) : l'oxygène dans le sang (SPO2), la pression artérielle (sphygmomanomètre), le pouls, le débit d'air (respiration), la température corporelle, le glucomètre, la réponse galvanique de la peau (GSR - transpiration), l'électrocardiogramme (ECG), la position du patient (accéléromètre) et le capteur d'électromyographie/musculaire (EMG). Les patients peuvent être surveillés en transférant leurs données médicales dans l'environnement du réseau.

Dans notre travail, nous nous sommes concentrés sur l'utilisation exclusive des capteurs ECG, comme le montre la Figure IV-8. Le capteur ECG se compose de trois capteurs biométriques (positif, négatif et neutre). Avant d'acquérir le signal ECG, il est nécessaire de suivre plusieurs étapes. Tout d'abord, il faut veiller à respecter le signe de chaque électrode lors de sa connexion à la carte. Ensuite, il convient de placer un patch sur chaque électrode et d'enlever la protection en plastique pour les positionner sur des parties spécifiques du corps. Le placement des électrodes doit suivre le triangle d'Einthoven, comme expliqué dans le chapitre II.

Le signal ECG analogique est recueilli par la broche de sortie A0 de la carte e-Health, puis injecté dans la broche d'entrée D3 du module RF DigiMesh XBee 3 pour effectuer la conversion analogique-numérique.

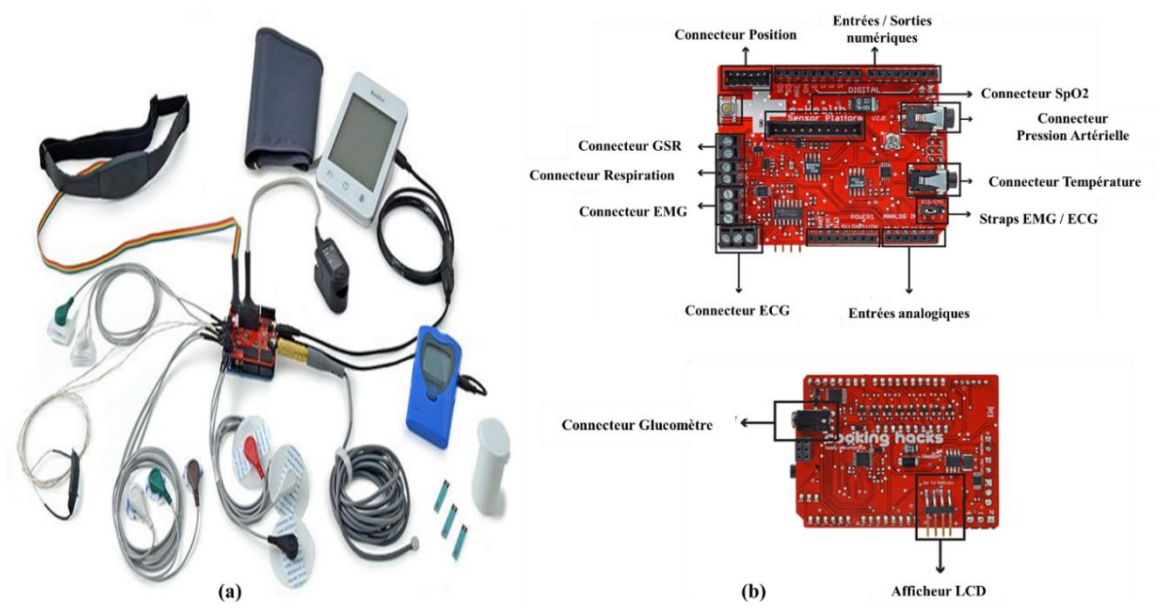


Figure IV-7 : Les caractéristiques de la carte E-health, (a) Différents capteurs, (b) Carte électronique.

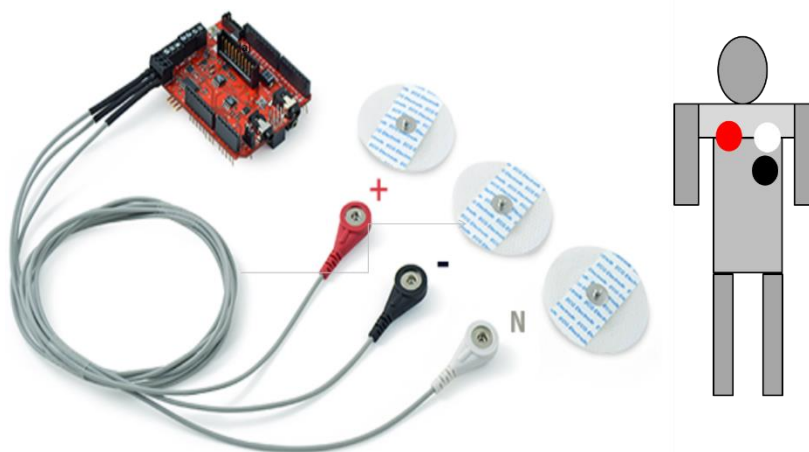


Figure IV-8 : Préparation de la carte E-Health avant l'acquisition d'ECG [4].

IV.3.1.3 Module Xbee 3 Digi Mesh

Une description détaillée de ce module est présentée dans le chapitre III.

IV.3.2 Partie Logiciel

Dans cette section, nous allons détailler l'ensemble des logiciels qui sont employés pour faire fonctionner la partie matérielle que nous avons décrite précédemment.

IV.3.2.1 Python

Python est un langage de programmation open source largement reconnu pour son caractère interprété. Son interpréteur permet l'exécution du code Python sur pratiquement n'importe quel type d'ordinateur, offrant ainsi une grande portabilité et la possibilité d'observer rapidement les résultats des modifications apportées au code. Cependant, cette approche interprétée implique généralement que Python est moins rapide qu'un langage compilé tel que le C, car il ne traduit pas directement le code en langage machine [5].

Python a puisé son inspiration dans plusieurs autres langages de programmation, notamment le C, le C++, Java, Perl et Lisp. Une partie de sa syntaxe est héritée du langage C, étant donné que Python a été initialement implémenté en C.

La bibliothèque standard de Python offre un large éventail de fonctions qui sont fournies avec Python dès son installation. Cela permet aux développeurs d'accéder à de nombreuses fonctionnalités courantes sans avoir à les implémenter eux-mêmes.

Python est largement utilisé dans divers domaines, notamment le développement web, la programmation scientifique et la programmation réseau. Sa simplicité, sa lisibilité et sa polyvalence en font un choix populaire parmi les développeurs pour une variété de projets et d'applications.

IV.3.2.2 Logiciel MicroPython

MicroPython représente une implémentation presque complète de Python 3, spécialement conçue pour les microcontrôleurs, les modems cellulaires et les systèmes embarqués, tels que le XBee, et est accompagnée d'un ensemble de cartes électroniques compatibles [6]. Cette combinaison offre aux utilisateurs la possibilité de programmer dans leur langage favori pour la réalisation de leurs projets embarqués.

En raison des ressources limitées disponibles sur les plateformes ciblées par MicroPython, notamment en termes de RAM et de stockage, seule une sélection restreinte de modules de la bibliothèque standard Python est implémentée, souvent avec des fonctionnalités réduites à l'essentiel [7]. Cela permet aux développeurs ayant des besoins plus avancés d'installer uniquement les modules nécessaires à leur application. L'aspect le plus notable de MicroPython réside dans ses bibliothèques dédiées au contrôle matériel.

Par conséquent, MicroPython a été l'un des outils privilégiés par les chercheurs pour ce travail. Il a facilité le développement de programmes simples, bien spécifiés et faciles à comprendre pour le contrôle du matériel associé au module XBee, la lecture des capteurs, l'envoi de données à d'autres nœuds, et bien d'autres fonctionnalités. Il convient de noter que MicroPython est compatible uniquement avec les modules Digi XBee 3 de dernière génération. Son utilisation sur ces modules XBee requiert un débit de transmission de 115200 ou plus, ce qui contribue à minimiser les risques de perte de données [8].

IV.4 Conception pratique des nœuds de la plateforme médicale

Dans cette section, nous détaillons chaque conception effectuée à chaque niveau, à savoir le nœud capteur (module émission des données) et le nœud Sink (module réception des données).

IV.4.1 Nœud capteur

Le nœud capteur est le dispositif porté par le patient, représentant le périphérique final d'un Réseau de Capteurs Sans Fil (RCSF). Il est chargé de l'acquisition du signal ECG, de son traitement, et de l'envoi des données dans le réseau.

L'acquisition du signal ECG physiologique se fait à l'aide de la carte e-Health, équipée de capteurs biométriques placés sur la peau du patient. Le signal de sortie analogique (pin A0) de la carte e-Health est directement connecté aux broches d'entrée/sortie (pin D3) du Module RF XBee 3 DigiMesh. Ce module peut être programmé à l'aide de MicroPython, ce qui accélère et facilite le développement. Ainsi, une fois que le signal ECG analogique est chargé dans le Module RF XBee 3 DigiMesh, le programme MicroPython intégré assure la conversion analogique-numérique sur 12 bits (ADC 12 bits). Après la numérisation du signal ECG, le module XBee transmet les données échantillonnées au Module RF XBee 3 DigiMesh du nœud Sink lors de la réception.

La Figure IV-9 présente les principaux composants et dispositifs utilisés pour l'acquisition du signal ECG au niveau du nœud capteur.

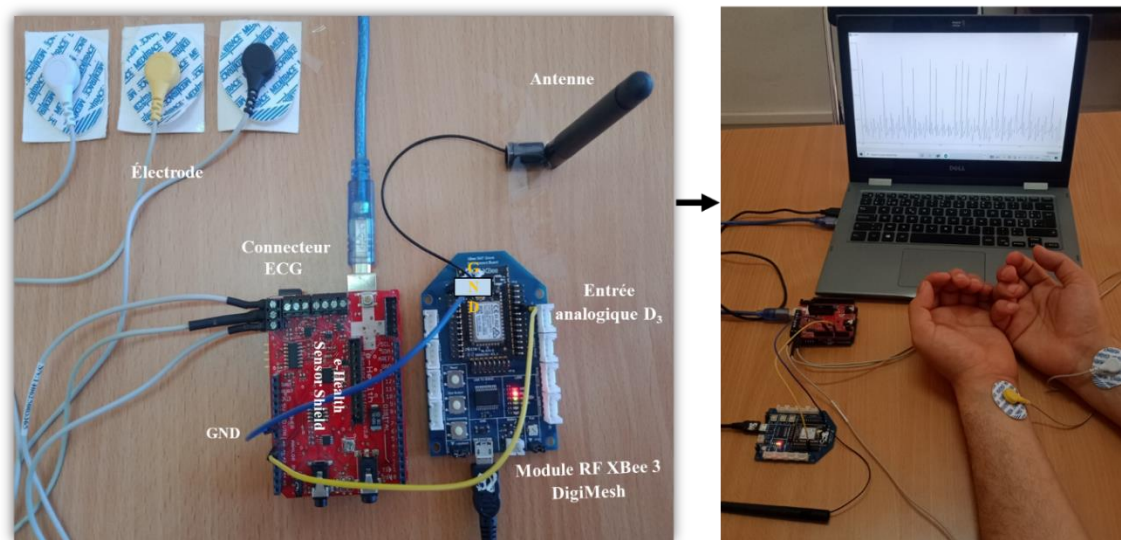


Figure IV-9 : Photo du nœud capteur conçu.

IV.4.2 Nœud Sink

Le rôle du nœud Sink est de collecter toutes les données provenant des nœuds capteurs du réseau. Les données du signal ECG sont collectées par le Module RF XBee 3 DigiMesh, connecté au microcontrôleur Raspberry Pi 3 via un câble USB (voir la Figure IV-10 (a)). Ces données sont transmises sous forme de trames et nécessitent d'être séparées au niveau du serveur à l'aide du logiciel MicroPython, permettant ainsi de visualiser de manière distincte les signaux ECG provenant des divers nœuds capteurs. L'adresse source de chaque nœud capteur est utilisée à des fins d'identification, ce qui permet de différencier les données provenant des différents nœuds du réseau de capteurs sans fil. En conséquence, les données du signal ECG collectées des nœuds capteurs du réseau sans fil sont affichées en temps réel de manière indépendante grâce au logiciel MicroPython implémenté dans le microcontrôleur Raspberry Pi 3. Les résultats sont visualisés sur le moniteur connecté au Raspberry Pi 3 via un câble USB (voir la Figure IV-10 (b)).

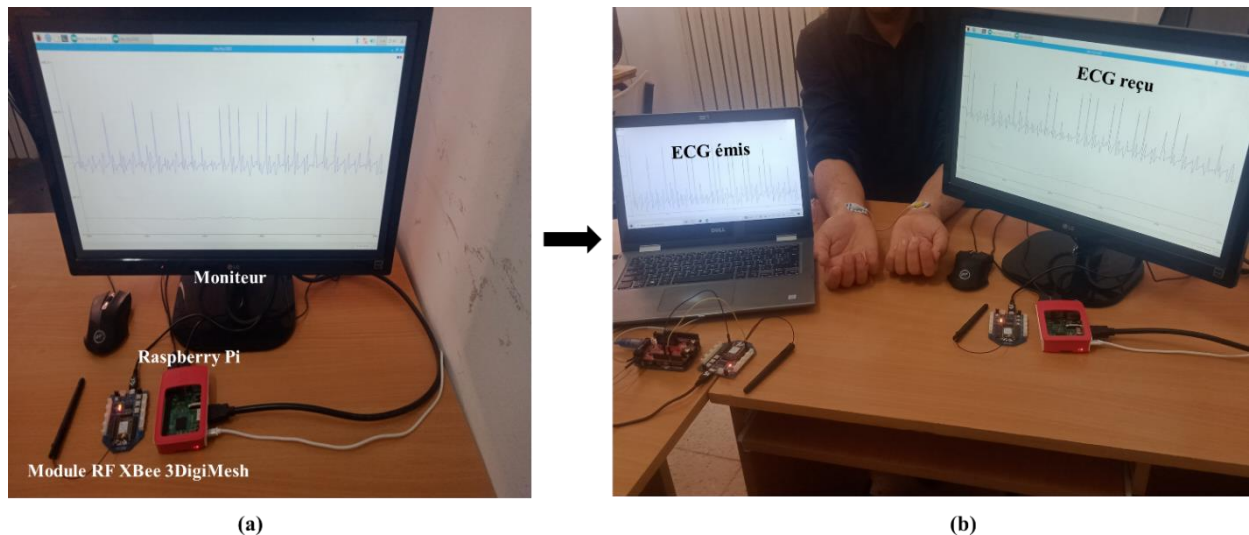


Figure IV-10 : Nœud Sink : (a) Photo du nœud collecteur conçu, (b) Photo du signal ECG reçu et émis.

IV.5 Implémentation et expérimentation des algorithmes de la plateforme médicale

Avant d'entamer l'explication des divers tests visant à valider le fonctionnement de notre plateforme médicale, cette section se consacrera à la description des différents algorithmes implémentés au sein de chaque composant de la chaîne de transmission. Cette chaîne inclut le nœud capteur et le nœud Sink.

IV.5.1 Fonctionnement du nœud capteur

Lors de la transmission, le signal ECG des capteurs est directement transmis via la sortie analogique du la carte e-Health (pin A0) aux broches d'entrée/sortie (pin D3) du dispositif RF XBee 3 DigiMesh. Une fois que le signal ECG analogique sera chargé dans le dispositif RF XBee 3 DigiMesh, le programme MicroPython implémenté à ce dispositif effectue sa conversion analogique-numérique sur 12 bits (ADC 12 bits). Ainsi, une fois le signal ECG numérisé, le module XBee transmet les données ECG numériques au module XBee du nœud Sink. Pour acheminer le signal ECG numérique vers le nœud Sink ou d'autres nœuds récepteurs, MicroPython utilise la fonction "transmit()".

La Figure IV-11 ci-dessous présente l'organigramme de l'acquisition du signal ECG sur le nœud capteur.

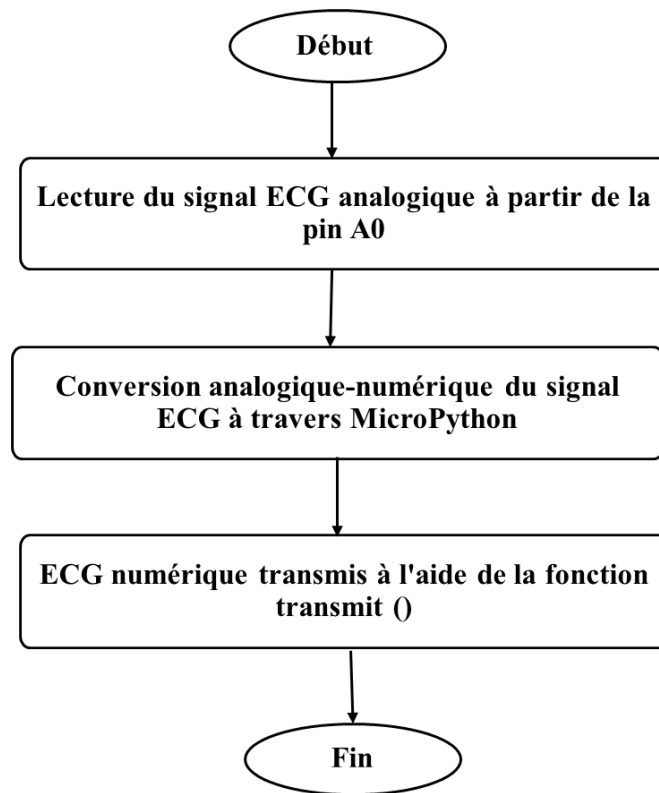


Figure IV-11 : Organigramme de l'acquisition du signal ECG au niveau du nœud capteur.

IV.5.2 Fonctionnement du nœud Sink

À la réception, les données du signal ECG sont reçues sous forme de trames en provenance de différents nœuds capteurs. Au niveau du nœud Sink, ces données doivent être séparées à l'aide d'un programme MicroPython implémenté afin de visualiser séparément les signaux ECG.

Le logiciel MicroPython utilise des bibliothèques Python spécialisées, y compris la fonction "receive()", pour extraire des informations concernant l'adresse source, les données du signal ECG et l'indicateur de force du signal reçu (RSSI) en décibels milliwatts (dBm).

L'adresse source de chaque nœud capteur est utilisée comme moyen d'identification. Une fois séparées, les données du signal ECG correspondant à chaque nœud d'acquisition peuvent être facilement visualisées, traitées et stockées selon les besoins.

La

Figure IV-12 ci-dessous présente l'organigramme de réception au niveau du nœud Sink.

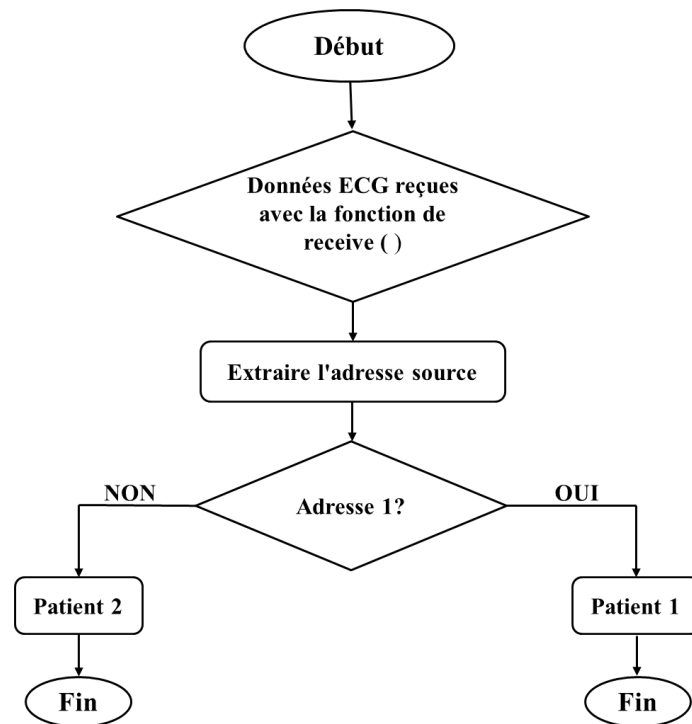


Figure IV-12 : Organigramme de réception au niveau du nœud Sink.

IV.6 Expérimentation et implémentation de la plateforme

Afin de confirmer le bon fonctionnement de la plateforme matérielle conçue pour la transmission des données ECG du patient à son médecin via la technologie DigiMesh, nous avons réalisé des tests pratiques. Dans ces tests expérimentaux, nous avons mis en place des réseaux sans fil en mode point à point (single-hop) et en mode étoile (multi-hop) en utilisant des Module Digi Mesh XBee 3 RF.

IV.6.1 Expérience point à point (single-Hop)

La première expérience point à point vise principalement à tester le fonctionnement du réseau de capteurs sans fil dans une zone ouverte. Nous avons transmis le signal ECG du nœud capteur au nœud Sink. Les équipements expérimentaux conçus pour le nœud capteur et le nœud Sink de ce réseau sont illustrés dans les figures IV-9 et IV-10. Le moniteur connecté au nœud Sink affiche le signal ECG reçu en tant que résultat de la transmission.

IV.6.2 Expérience multi-sauts (Étoile)

Afin de tester le réseau de capteurs sans fil multi-sauts, nous avons ajouté un nouveau nœud capteur (nœud 2) à la plateforme médicale. Cette addition a permis la collecte des signaux ECG d'un autre patient. Le réseau sans fil multi-sauts est testé dans un environnement avec des obstacles et pour plusieurs niveaux de hauteur au sein de notre faculté de

technologie. Le nœud Sink est placé dans notre laboratoire situé à l'étage B, tandis que les deux autres nœuds capteurs (nœud 1 et nœud 2) sont positionnés à l'extérieur du laboratoire, dans différents endroits, créant ainsi plusieurs scénarios de positionnement (comme indiqué dans le Tableau IV-1). Dans le premier scénario, les deux nœuds étaient situés à environ 60 mètres du nœud Sink. Ensuite, les capteurs Nœud 1 et Nœud 2 ont été progressivement déplacés vers les étages A, C, D et E, selon les scénarios indiqués dans le Tableau 1.

Cette expérience a été menée dans un environnement réel où tous les facteurs potentiels pouvant influencer la force du signal, tels que les obstructions des murs, les routeurs Wi-Fi dans le bâtiment et les téléphones sans fil, étaient présents. Pour réduire la consommation d'énergie de la plateforme médicale, le module RF XBee 3 DigiMesh a permis aux nœuds capteurs 1 et 2 d'être placés en mode veille, ce qui a contribué à économiser de l'énergie.

Tableau IV-1 : Différents scénarios ont été adoptés pour tester la plateforme multi-sauts en présence d'obstacles et à différentes hauteurs, avec leurs coefficients de corrélation correspondants (CC).

	Nœud capteur 1	Nœud capteur 2	Nœud Sink
Scénario 1	Étage (B)	Étage (B)	Étage (B)
CC	+1.0	+1.0	
Scénario 2	Étage (A)	Étage (B)	Étage (B)
CC	+1.0	+1.0	
Scénario 3	Étage (A)	Étage (C)	Étage (B)
CC	+1.0	+1.0	
Scénario 4	Étage (D)	Étage (C)	Étage (B)
CC	+1.0	+1.0	
Scénario 5	Étage (D)	Étage (E)	Étage (B)
CC	+1.0	-0.054709	
Scénario 6	Étage (E)	Étage (E)	Étage (B)
CC	-0.145083	-0.054709	

IV.7 Résultats et discussion

IV.7.1 Résultat de l'expérience point à point (single-Hop)

Dans cette expérience, nous évaluons la surveillance du signal ECG dans un réseau de capteurs sans fil dans une zone ouverte. Le nœud récepteur (nœud Sink) est positionné à un emplacement fixe, tandis que le nœud émetteur (nœud capteur) du signal ECG est progressivement éloigné. Pour chaque distance, nous mesurons le RSSI en fonction de la distance. Les mesures sont effectuées sur des distances allant de 10 m à 380 m en espace ouvert.

Les signaux ECG émis par le nœud capteur sont reçus en temps réel et sans erreurs par le nœud Sink pour des distances allant de 10 m à 380 m. La Figure IV-13 illustre des signaux ECG effectués à des distances de 10 m (Figure IV-13 (a)), 150 m (Figure IV-13 (b)), 300 m (Figure IV-13 (c)), et 330 m (Figure IV-13 (d)). Il est à noter que les signaux transmis et reçus en temps réel restent identiques pour des distances de 10 m, 150 m et 300 m. Le RSSI est évalué à -36 dBm et -74 dBm pour des distances de 10 m et 150 m respectivement, puis il varie de -84 dBm à -85 dBm pour une distance de 300 m. Cependant, à partir de 330 m, des erreurs de transmission commencent à apparaître sur les signaux ECG reçus (Figure IV-13 (d)), et le RSSI est évalué à -95 dBm.

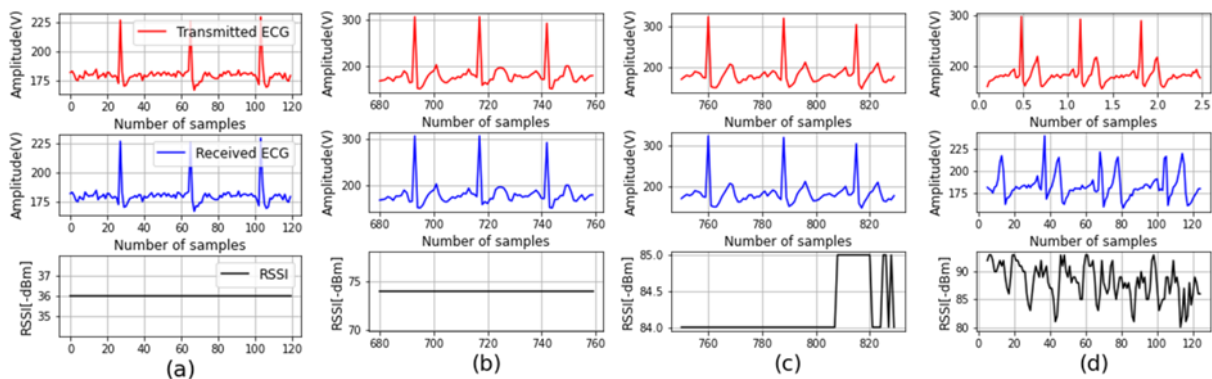


Figure IV-13 : Tracés des signaux ECG émis (en rouge) et reçus (en bleu) ainsi que leur RSSI (en noir) lors de l'expérience de surveillance en temps réel du signal ECG, lorsque le nœud capteur et le nœud Sink sont distants de 10 m (a), 150 m (b), 300 m (c) et 330 m (d) en utilisant un réseau de capteurs sans fil à saut unique avec un dispositif RF DigiMesh XBee 3 dans une zone ouverte.

Pour évaluer la similarité entre les signaux transmis et reçus, nous utilisons le coefficient de corrélation (CC). Le CC est une mesure du degré de relation linéaire entre deux variables, variant de -1.0 à +1.0. Une corrélation de -1.0 indique une corrélation négative

parfaite, tandis qu'une corrélation de +1.0 indique une corrélation positive parfaite. Une valeur de zéro indique l'absence de relation entre les deux variables [9]. Un coefficient de corrélation élevé indique une forte similarité entre les variables. Dans notre cas, le coefficient de corrélation calcule l'indice de similarité entre les signaux ECG transmis et reçus.

Le Tableau IV-2 présente les coefficients de corrélation entre les signaux ECG transmis et reçus pour différentes distances entre les deux nœuds (10 m, 150 m, 300 m et 330 m). Pour des distances jusqu'à 300 m, le coefficient de corrélation est de +1.0, ce qui signifie une corrélation parfaite entre les signaux ECG transmis et reçus, sans erreur de transmission. Cependant, au-delà de 310 m jusqu'à 380 m, le coefficient de corrélation diminue progressivement vers zéro, indiquant une perte de similarité entre les signaux ECG. Cette disparition de similarité est probablement due à des erreurs de transmission. Pour des distances supérieures à 380 m, le coefficient de corrélation devient nul, indiquant une perte totale du signal ECG transmis.

Malgré des tentatives d'amplification du signal transmis avec des gains de 10 et 100, la distance n'a été que peu améliorée. Pour augmenter la portée, il pourrait être nécessaire d'installer des nœuds routeurs supplémentaires entre le nœud capteur et le nœud Sink.

Tableau IV-2 : Coefficient de corrélation

Distance des nœuds (m)	1	150	300	330	380
Coefficient de corrélation	+1.0	+1.0	+1.0	0.03121	- 0.053471

IV.7.2 Résultats de l'expérience multi-sauts (Étoile)

Initialement, nous avons installé le nœud Sink dans notre laboratoire au niveau (B) et nous avons déplacé les deux nœuds capteurs (1 et 2) à différentes positions dans les niveaux A, B, C, D et E du bâtiment de la faculté selon les scénarios indiqués dans le Tableau IV-1. À la réception, le nœud Sink a reçu en temps réel et sans erreurs de transmission les deux signaux ECG émis par les deux nœuds capteurs des scénarios 1, 2, 3 et 4. Pour chacun des scénarios 1, 2, 3 et 4, les deux signaux ECG reçus par le nœud Sink en provenance des deux nœuds (1 et 2) sont parfaitement similaires à ceux enregistrés à chaque nœud d'émission 1 ou 2 (Figure IV-14 S1, S2, S3 et S4) avec un coefficient de corrélation de +1,0 (Tableau IV-1).

Dans le scénario 5, le signal ECG émis par le nœud capteur 1 situé au niveau (D) par rapport au nœud Sink (B) est parfaitement similaire au signal ECG enregistré à ce nœud de

l'étage, mais celui du nœud 2 est reçu avec perte d'informations du signal ECG, ce qui entraîne une différence entre les signaux ECG reçus et transmis (Figure IV-14 S5).

Dans le scénario 6, les deux signaux ECG des deux nœuds capteurs sont reçus avec des erreurs de transmission (Figure IV-14 S6).

En fin de compte, le réseau de capteurs sans fil basé sur les modules XBee 3 DigiMesh transmet les signaux ECG sans erreurs jusqu'au deuxième niveau de hauteur, à une distance d'environ 66 mètres du nœud Sink, dans un environnement avec des obstacles. Dans les zones ouvertes, cette distance peut atteindre jusqu'à 300 mètres.

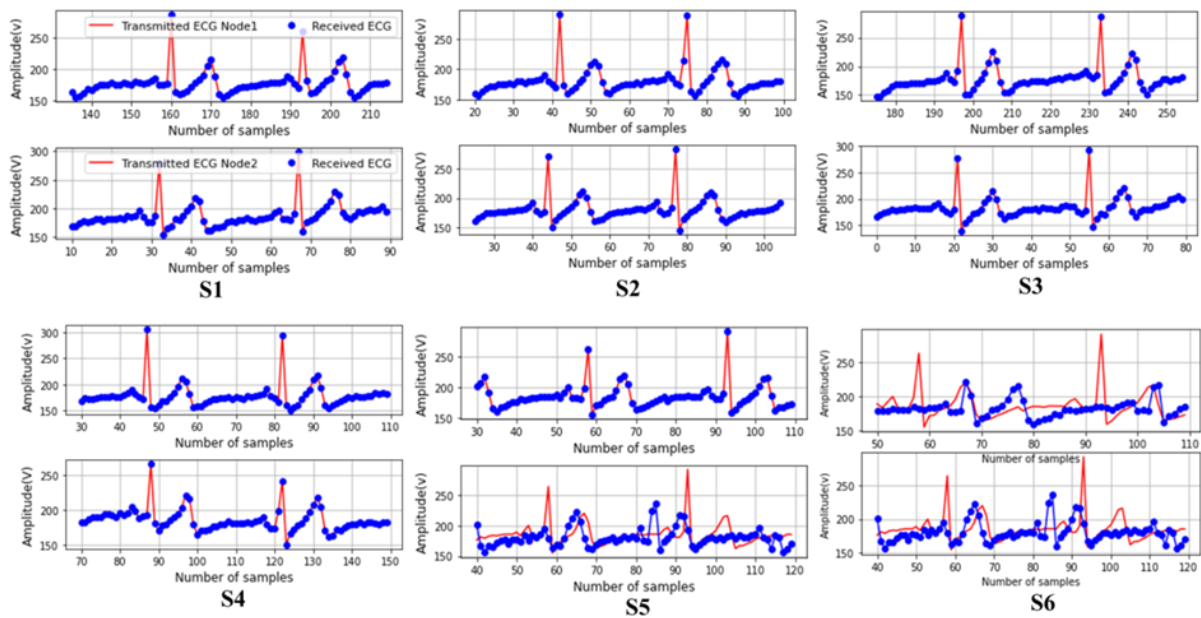


Figure IV-14 : Tracés des signaux ECG reçus (en bleu) et émis (en rouge) du nœud Sink et des nœuds capteurs (Nœud 1 et 2) pris lors de l'expérience de surveillance en temps réel du signal ECG en utilisant un réseau de capteurs sans fil multi-sauts avec un dispositif RF DigiMesh XBee 3 dans un environnement avec des obstacles. S1 (Scénario 1), S2 (Scénario 2), S3 (Scénario 3), S4 (Scénario 4), S5 (Scénario 5) et S6 (Scénario 6).

IV.7.3 Discussion

Le nombre de travaux théoriques et expérimentaux liés aux réseaux de capteurs sans fil (RCSF) a considérablement augmenté au cours de la dernière décennie, en particulier au cours des cinq dernières années. Cette tendance à la croissance est également observable dans les travaux dédiés aux RCSF dans le domaine de la santé, comme illustré dans la Figure IV-15.

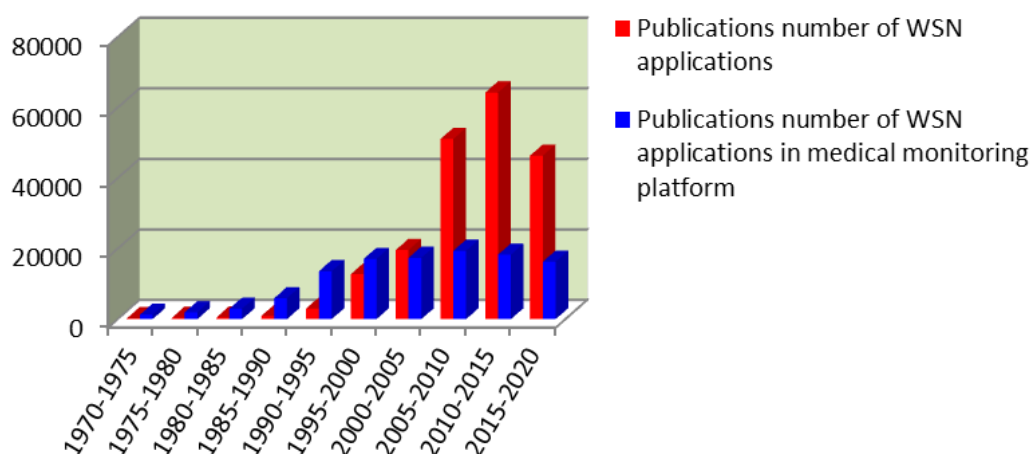


Figure IV-15 : Une analyse des réseaux de capteurs sans fil dans la surveillance médicale : Une analyse de Google Scholar de 1970 à aujourd'hui.

Dans cette étude, une plateforme médicale a été développée, mise en œuvre et testée pour la surveillance en temps réel des signaux ECG à l'aide du protocole DigiMesh pour les réseaux de capteurs sans fil. Cette plateforme permet au personnel médical de surveiller à distance la santé des patients en observant en temps réel leurs signaux ECG émis.

Des travaux antérieurs ont exploré l'utilisation de réseaux de capteurs sans fil pour la surveillance des signaux ECG et des paramètres physiologiques. Plusieurs études ont utilisé la technologie ZigBee pour surveiller divers paramètres de santé. Certains systèmes se sont concentrés sur la surveillance des signes vitaux, tandis que d'autres ont intégré des capteurs biométriques pour mesurer des paramètres tels que le rythme cardiaque, la température, le taux d'oxygène dans le sang, la pression artérielle, le pouls et les signaux ECG.

Diverses limitations ont été identifiées dans ces systèmes, telles que des coûts accrus dus à l'utilisation de smartphones, une consommation d'énergie plus élevée et une applicabilité limitée dans les zones avec des réseaux faibles. Les limitations de la portée et de la vitesse des technologies comme le Bluetooth ont également été mises en évidence.

Cette étude introduit une plateforme médicale basée sur le protocole DigiMesh, répondant aux défis posés par les systèmes précédents. Le module Digi XBee 3 RF a été choisi pour son processus de configuration simple, sa faible consommation d'énergie et sa compatibilité avec le protocole DigiMesh. La plateforme mise en œuvre a démontré une transmission fiable et en temps réel des signaux ECG dans des scénarios en point à point et en multi-sauts, surmontant les obstacles et maintenant l'intégrité du signal.

La plateforme médicale conçue dans cette étude offre une solution prometteuse pour la surveillance en temps réel et à distance des signaux ECG, aussi bien pour les patients hospitalisés que pour ceux qui ne le sont pas. Elle fournit un cadre flexible et extensible pour la transmission de divers paramètres physiologiques et signaux vitaux dans le domaine de la santé.

IV.8 Implémentation des applications Web et fonctionnalités

Nous avons examiné en détail la conception et le développement de la plateforme médicale permettant la surveillance en temps réel des signaux ECG à l'aide du protocole DigiMesh pour les réseaux de capteurs sans fil. Dans cette section, nous aborderons la gestion de cette plateforme par le développement d'une application web et des principales interfaces utilisateur.

IV.8.1 Conception globale de l'application web

Dans notre cas, la conception d'une application permet la gestion, l'organisation de la plateforme médicale, ainsi que la surveillance des données du patient par le médecin à distance et en temps réel. La

Figure IV-16 offre un aperçu de la conception fonctionnelle du nouveau système. Le nœud capteur est connecté au nœud Sink de notre plateforme médicale. Par exemple, prenons un nœud capteur. Les données ECG obtenues à partir de ce nœud capteur sont transférées vers la base de données. Cette base de données, tel que MySQL, est un moyen pratique et essentiel pour le stockage local des données ECG collectées.

Afin de visualiser et de lire les données ECG stockées, une application Web peut être utilisée via un PC pour y accéder. Ces applications Web sont conviviales car elles reposent sur une interface utilisateur graphique (GUI). Cette application Web offre au personnel de santé une flexibilité dans le processus de surveillance des ECG des patients à partir des nœuds capteurs. Toutes les données ECG et autres informations sur les patients sont accessibles via cette application Web.

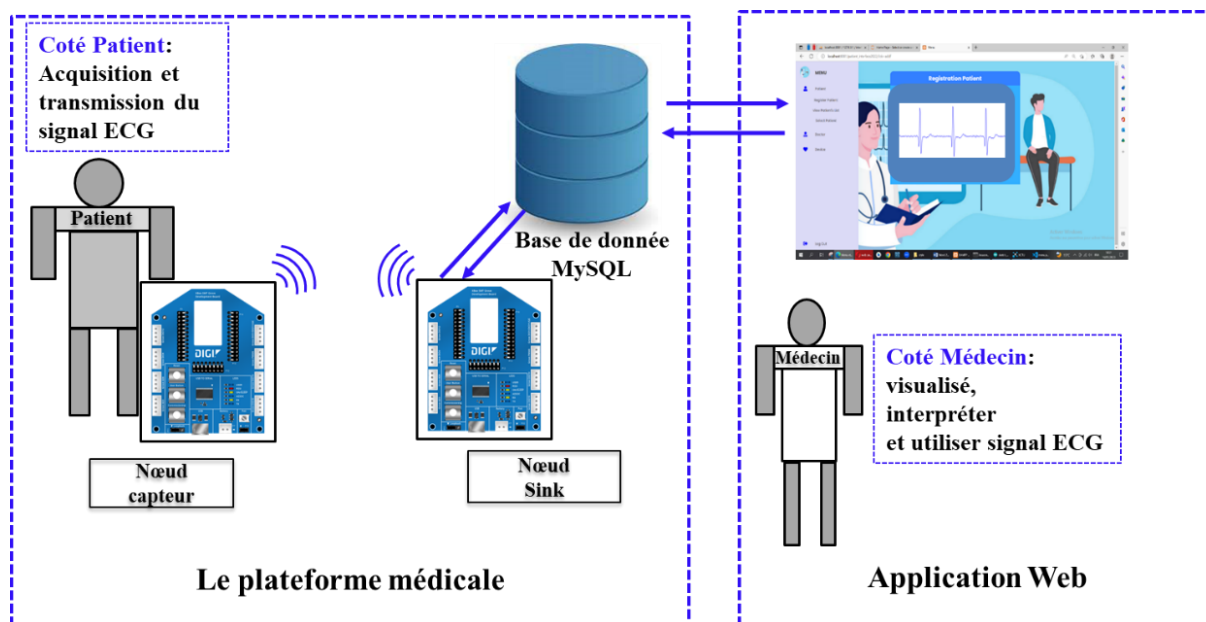


Figure IV-16 : Gestion de la plateforme médicale par l'application web.

IV.8.2 Les outils de développement de l'application Web

Pour la réalisation de l'application Web, nous avons choisi un langage qui permet de générer des pages dynamiques à la demande, disposant d'une bibliothèque riche et de fonctionnalités réseau, tout en offrant des caractéristiques similaires aux logiciels traditionnels installés sur un ordinateur. Le langage de programmation PHP s'est avéré le plus adapté à notre contexte.

Pour la gestion des données, nous avons utilisé le Système de Gestion de Base de Données (SGBD) MySQL, qui regroupe toutes les fonctionnalités requises.

Concernant la partie Web, nous avons utilisé un ensemble de langages conçus pour représenter les pages Web, structurer sémantiquement le contenu et mettre en forme les éléments tels que les images et les formulaires. A cet effet, nous avons employé les langages HTML5 et CSS3.

IV.8.2.1 PHP

PHP (Personal Home Page) est un langage de script exécuté côté serveur, indépendant du navigateur utilisé. Il permet d'ajouter des commandes dans une page HTML pour accéder à une base de données, offrant une grande facilité d'utilisation et une intégration aisée avec différents Systèmes de Gestion ou de Bases de Données (SGBD) [10, 11].

IV.8.2.2 MySQL

MySQL est un système de gestion de base de données (SGBD) parmi les plus utilisés au monde, offrant des performances élevées et une grande fiabilité. Il est adapté à diverses applications, aussi bien grand public que professionnelles, offrant une gestion efficace des données relationnelles SQL [10, 11].

IV.8.2.3 HTML5

HTML (Hyper Text Markup Language) est un langage de balisage utilisé pour décrire la structure et le contenu des documents Web. Il fonctionne en utilisant des balises pour organiser et formater le contenu, permettant ainsi la création de pages Web interactives et visuellement attrayantes. Grâce au protocole HTTP, HTML permet aux utilisateurs d'accéder à ces pages Web à partir de différentes machines via Internet, en utilisant des adresses uniques appelées URL (Uniform Resource Locator) [12, 13].

IV.8.2.4 CSS3

CSS (Cascading Style Sheets) est utilisé pour décrire la présentation d'un document HTML ou XHTML, permettant de contrôler l'apparence et le comportement graphique des contenus [12, 13].

Pour le déploiement de notre application web, nous avons choisi d'utiliser XAMPP, un ensemble de logiciels conçu pour simplifier la création d'un environnement de développement Web local. XAMPP, dont le nom est un acronyme signifiant Cross-platform (multiplateforme), Apache HTTP Server, MySQL (ou MariaDB), PHP et Perl, offre une solution complète pour les développeurs Web.

XAMPP est donc un outil polyvalent qui fournit un serveur Web Apache, une base de données MySQL (ou MariaDB), ainsi que les langages de programmation PHP et Perl. Il est largement utilisé par les développeurs Web pour créer, tester et déployer des sites et des applications Web sur leur propre ordinateur, sans nécessiter de connexion Internet [14].

En plus des composants principaux, XAMPP peut également inclure d'autres outils et services complémentaires, tels que PHPMyAdmin, FileZilla FTP Server, Mercury Mail Server, etc.

IV.9 Réalisation et validation de système web

IV.9.1 Collecte et sauvegarde les données

Dans ce module, les signaux ECG des patients provenant de la plateforme médicale sont collectés et stockés dans la base de données MySQL. Les données sont constamment mises à jour à partir du nœud Sink, assurant ainsi un stockage en temps réel des signaux ECG, accompagnés de leur date et heure d'enregistrement respectives.

Pour établir la connexion à cette base de données, un algorithme a été développé au niveau du nœud Sink. Cet algorithme est responsable de l'envoi des données à la base de données MySQL (voir la Figure IV-17), dont les étapes sont résumées comme suit.

1. Avant d'envoyer les données, une vérification de la connexion est effectuée. Si la connexion est fonctionnelle, les données sont alors envoyées à la base de données. On utilise la fonction `MySQLdb.connect()` de la bibliothèque `MySQLdb`, spécifiquement conçue pour le langage de programmation Python. Cette fonction nécessite plusieurs paramètres tels qu'un mot de passe, une adresse de serveur, un nom d'utilisateur, et des noms de table représentés sous forme de chaînes de caractères.
2. Une autre fonction, `Sql()`, est appelée pour l'envoi des données à la base de données. Dans notre cas, elle accepte des paramètres sous forme de chaînes de caractères : le NIN (Numéro d'Identification Nationale) du patient, la valeur de l'échantillon, son ordre, et l'heure de l'envoi. Ces paramètres sont utilisés pour correspondre à chaque champ de la table dans la base de données.

Nous pouvons ensuite vérifier si les données ont été correctement collectées dans la base de données en examinant chaque champ de la table, tels que le NIN du patient, la valeur et l'ordre de l'échantillon, ainsi que l'heure d'arrivée, comme le montre la Figure IV-18.

Pour simplifier l'accès aux données ECG stockées, nous avons développé une Interface Graphique Utilisateur (GUI). Le personnel médical peut utiliser cette interface pour récupérer et visualiser facilement les données ECG stockées dans la base de données MySQL.

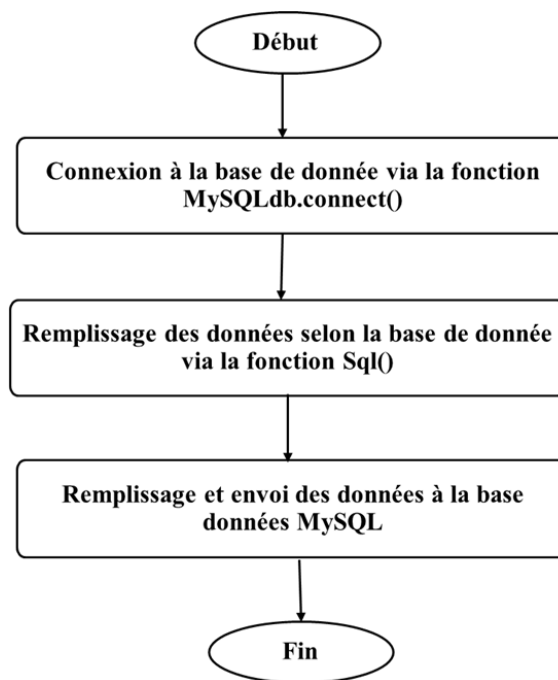


Figure IV-17 : Organigrammes de connexion et d'envoi des données à la base de données MySQL.

La capture d'écran montre l'interface phpMyAdmin. À gauche, l'arborescence des bases de données est visible, avec 'patient_medecin' sélectionnée et 'ecg_data' affichée. Le panneau principal affiche une requête SQL : `SELECT * FROM 'ecg_data'`. Une notification indique que la sélection courante ne contient pas de colonne unique. Le tableau de données est affiché avec les colonnes : `nin`, `ordre`, `ecg_valeur`, `d_time` et `h_time`. Les données sont paginées sur 25 lignes.

nin	ordre	ecg_valeur	d_time	h_time
1	1	204.45	2022-11-28	22:22:06
1	2	200.18	2022-11-28	22:22:06
1	3	192.52	2022-11-28	22:22:06
1	4	187.6	2022-11-28	22:22:06
1	5	180.67	2022-11-28	22:22:06
1	6	177.13	2022-11-28	22:22:06
1	7	171.41	2022-11-28	22:22:06
1	8	167.54	2022-11-28	22:22:06
1	9	160.53	2022-11-28	22:22:06
1	10	159.72	2022-11-28	22:22:06
1	11	157.71	2022-11-28	22:22:06
1	12	155.85	2022-11-28	22:22:06
1	13	150.53	2022-11-28	22:22:06

Figure IV-18 : Affichage de la table ECG.

IV.9.2 Description des interfaces et fonctionnalités de l'Application Web

Nous avons développé une application Web qui offre au médecin la possibilité de surveiller à distance les ECG de ses patients, offrant ainsi une flexibilité au personnel médical pour une surveillance en temps réel de l'état de santé des patients à distance. Cette solution améliore les conditions de soins à distance en fournissant un accès direct aux données des patients.

Le système assure une transmission rapide et précise des données ECG vers la base de données MySQL, assurant un stockage fiable pour l'analyse et la surveillance. L'application permet une lecture directe des données à partir de la base de données MySQL, facilitant ainsi l'accès aux informations pour le médecin une fois le patient identifié. La Figure IV-19 illustre la page d'accueil de l'interface utilisateur graphique de l'application web.

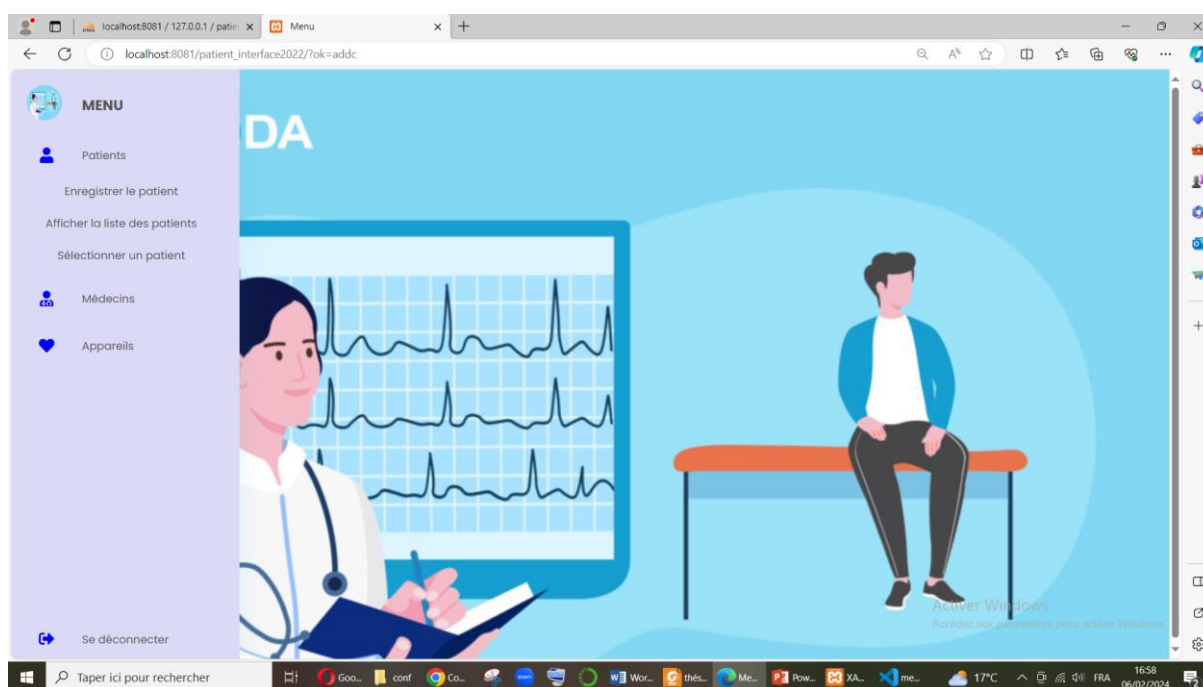


Figure IV-19 : Capture d'écran de la page d'accueil de l'interface utilisateur graphique (GUI) de l'application web.

Le système web offre au personnel médical la possibilité d'enregistrer de nouveaux patients et d'accéder à la liste des patients existants. Cette liste fournit des détails complets sur chaque patient et autorise des modifications ou des suppressions directes des données.

L'enregistrement des patients (voir Figure IV-20) permet la saisie des informations essentielles, tandis que la vue de la liste des patients (voir Figure IV-21) simplifie la navigation, la visualisation et la modification des données des patients.

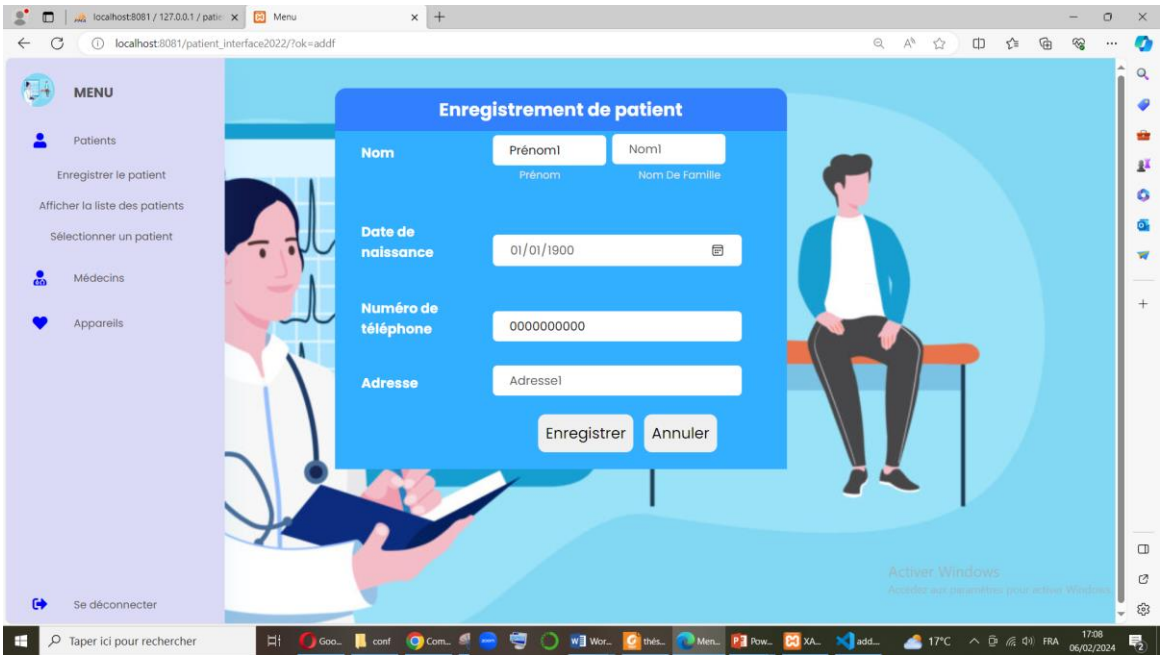


Figure IV-20 : Capture d'écran de la page d'enregistrement des patients.



Figure IV-21 : Capture d'écran de la page de la liste des patients.

Le système web offre aux professionnels de santé la possibilité de consulter à distance les signaux ECG et les informations relatives aux patients. En sélectionnant le nom et la date d'un patient (voir Figure IV-22), le système affiche le profil du patient ainsi que les données ECG associées. Les lectures ECG précédentes et actuelles, accompagnées des informations sur la date et l'heure de l'ECG, sont présentées (voir Figure IV-23), permettant ainsi un suivi des évolutions et des changements au fil du temps. De plus, le système web propose une vue d'ensemble de tous les patients et de leurs données ECG détectées.

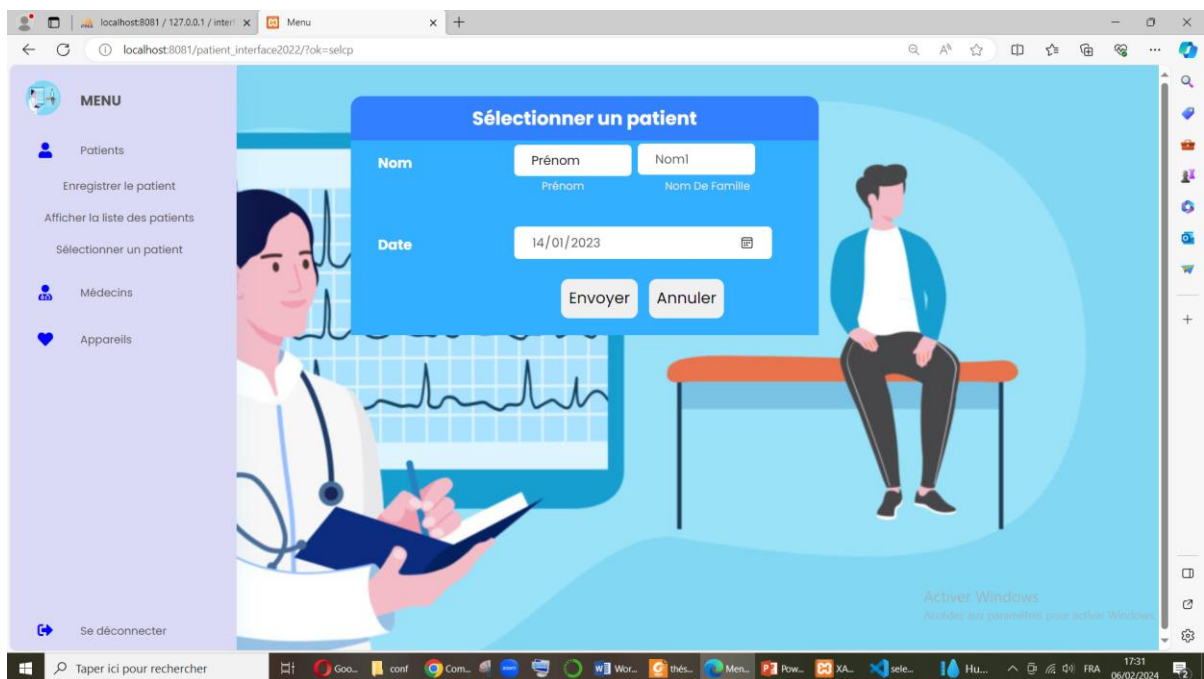


Figure IV-22 : Capture d'écran de la page "Sélectionner le patient".

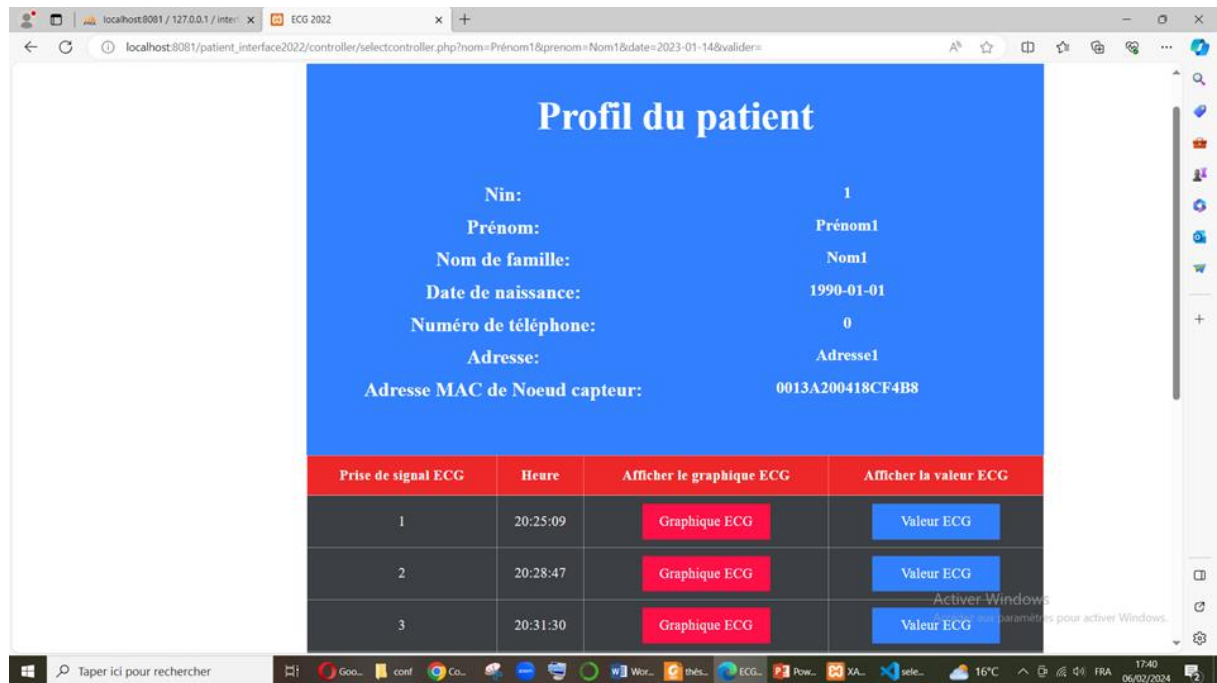


Figure IV-23 : Informations du patient et paramètres vitaux.

L'analyse visuelle des données ECG est facilitée grâce à l'utilisation de la bibliothèque Chart.js, ce qui améliore la compréhension et l'interprétation des informations. En cliquant sur l'option "Graphique ECG" (comme indiqué à la Figure IV-23), un graphique en temps réel est généré pour visualiser les données ECG (comme indiqué à la Figure IV-24), tandis que l'option "Valeur ECG" permet d'accéder aux valeurs numériques correspondantes (comme présenté à la Figure IV-25). Ces fonctionnalités renforcent la capacité à comprendre les lectures ECG, ce qui facilite l'analyse et l'évaluation de l'état de santé.

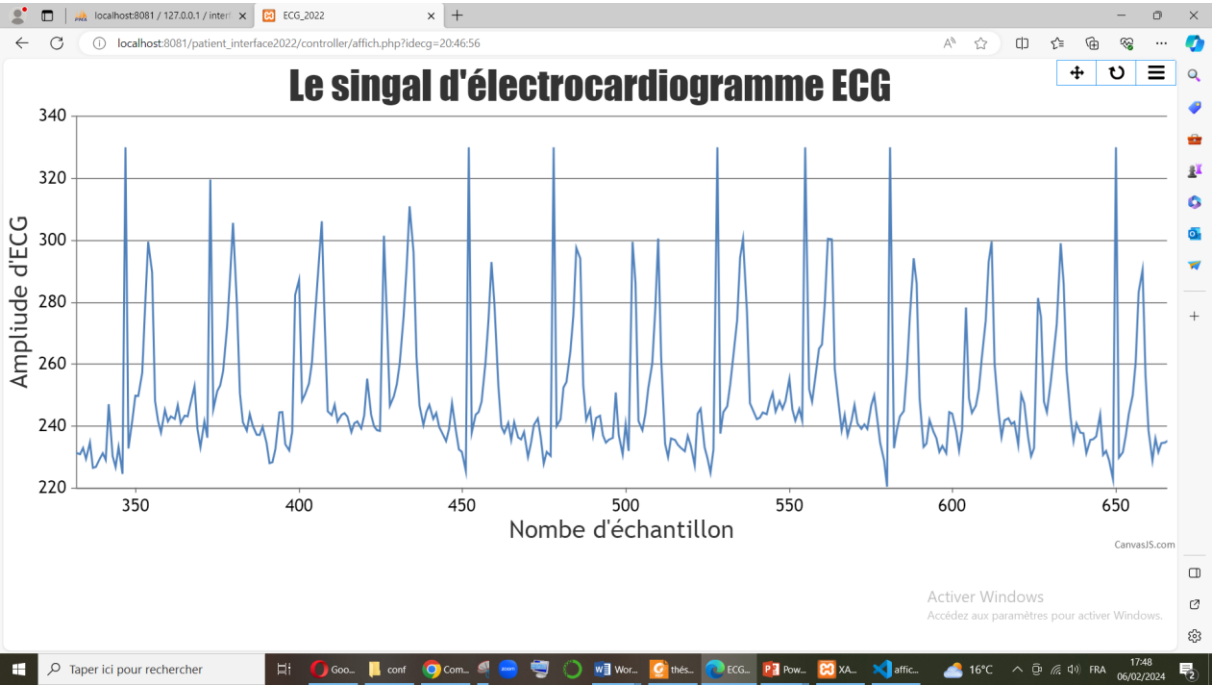


Figure IV-24 : Capture d'écran de la page "Graphique en direct des données ECG".

Ordre (X)	Amplitude de signal ECG (Y)
1	202.84
2	207.99
3	215.49
4	219.76
5	226.93
6	235.63
7	238.37
8	240.07
9	248.37
10	248.77
11	330
12	282.05
13	288.74

Figure IV-25 : Capture d'écran de la page "Valeur des données ECG".

Le système web développé assure la transmission en temps réel et le stockage précis des données ECG dans la base de données MySQL. Il simplifie l'inscription des patients, la gestion de la liste, la surveillance à distance et la représentation graphique des données ECG.

En offrant un accès efficace aux informations des patients, ce système permet au personnel médical de prendre des décisions éclairées pour les soins aux patients.

IV.10 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons d'abord exploré la conception et le développement de la plateforme médicale dédiée à la surveillance en temps réel des signaux ECG, en utilisant le protocole DigiMesh pour les réseaux de capteurs sans fil. Ensuite, nous avons examiné la gestion de cette plateforme à travers le développement d'une application web ainsi que des interfaces utilisateur principales.

La plateforme médicale intègre divers composants matériels, notamment Raspberry Pi, e-Health Sensor Shield et RF XBee 3 DigiMesh, ainsi que des composants logiciels comme le python. Nous avons commencé par établir un réseau de capteurs sans fil à point à point (peer-to-peer) composé de deux nœuds pour tester le fonctionnement initial de la plateforme. Ensuite, nous avons étendu le système à un réseau multi-sauts (étoile) comprenant trois nœuds, dont deux capteurs et un récepteur (Sink).

Les performances des expériences à point à point et multi-sauts ont été évaluées dans des zones ouvertes ainsi qu'en présence d'obstacles, en utilisant des mesures telles que la force du signal reçu (RSSI), la perte de paquets et le coefficient de corrélation (CC). Les résultats ont révélé une transmission sans erreur des signaux ECG jusqu'à une distance de 300 m dans une zone ouverte, avec un coefficient de corrélation parfait. Concernant l'expérience multi-sauts, la plateforme a démontré une transmission parfaite des signaux ECG jusqu'à une distance d'environ 66 m entre le nœud Sink et les capteurs, même en présence d'obstacles et sur plusieurs niveaux des étages.

Pour faciliter la surveillance efficace et l'analyse complète de la santé des patients, nous avons conçu et mis en œuvre un système basé sur le web. Ce système permet la récupération et l'affichage des données ECG stockées dans une base de données MySQL, offrant aux professionnels de la santé une interface conviviale pour surveiller et évaluer l'état de santé des patients à distance. En permettant un accès aux données des patients à tout moment, ce système web facilite la prise de décision opportune et informée, contribuant ainsi à des résultats de santé améliorés et à des soins de meilleure qualité.

Malgré les défis rencontrés lors des essais pratiques, notre plateforme a démontré sa capacité à répondre aux besoins médicaux et peut être utilisée pour différentes applications de

surveillance médicale à distance. Des travaux d'optimisation restent nécessaires pour améliorer les performances de la plateforme, ouvrant ainsi la voie à des améliorations futures.

IV.11 Bibliographies

- [1] Upton Eben, and Gareth Halfacree. Raspberry Pi user guide. John Wiley & Sons, 2016.
- [2] Pi Raspberry. "Raspberry pi 3 model b." [online] (<https://www.raspberrypi.org>) (2015).
- [3] Richardson Matt, and Shawn Wallace. Getting started with raspberry PI. " O'Reilly Media, Inc.", 2012.
- [4] Cooking hacks. e-Health Sensor Platform V1.0 for Arduino and Raspberry Pi [Biometric/Medical Applications], 2016. <https://www.cookinghacks.com/documentation/tutorials/ehealth-v1-biometric-sensor-platform-arduino-raspberry-pi-medical.html>
- [5] Van Rossum Guido. "Python Programming Language." USENIX annual technical conference. Vol. 41. No. 1. 2007.
- [6] Digi MicroPython, Programming Guide. 2023. <https://www.digi.com/resources/documentation/digidocs/PDFs/90002219.pdf>
- [7] Tollervey Nicholas H. Programming with MicroPython: embedded programming with microcontrollers and Python. " O'Reilly Media, Inc.", 2017.
- [8] Bell Charles. Beginning Sensor Networks with XBee, Raspberry Pi, and Arduino. Apress, 2020.
- [9] correlation. Akoglu, Haldun. "User's guide to correlation coefficients." Turkish journal of emergency medicine 18.3 (2018): 91-93.
- [10] Heurtel Olivier. "PHP y MySQL." Domine el desarrollo de un sitio web dinámico e interactivo. Barcelona : ENI (2014).
- [11] Welling Luke, and Laura Thomson. PHP et MySQL. Pearson Education France, 2009.
- [12] Enterprise Jubilee. pengenalan HTML dan CSS. Elex Media Komputindo, 2016.
- [13] Duckett Jon. HTML & CSS: design and build websites. Vol. 15. Indianapolis, IN, USA: Wiley, 2011.
- [14] Dvorski Dalibor D. "Installing, configuring, and developing with Xampp." Skills Canada 492 (2007).

Conclusion générale

Conclusion générale

Les avancées rapides dans le domaine des réseaux de capteurs sans fil (RCSF) ouvrent de nouvelles perspectives prometteuses, notamment dans le domaine médical. Leur faible consommation d'énergie, leur vaste portée et leur capacité à fonctionner en mobilité en font des composants clés du développement des dispositifs connectés. Cette évolution a engendré de nouveaux concepts, tels que la télémédecine et la télésurveillance médicale. Dans ce contexte, les recherches effectuées au cours de cette thèse ont été axées sur l'étude, la conception et l'implémentation d'une plateforme médicale permettant la surveillance à distance et en temps réel des signaux ECG des patients via un réseau de capteurs sans fil utilisant la technologie DigiMesh.

L'objectif de ce travail de recherche est de concevoir une plateforme médicale qui pourrait bénéficier grandement au domaine médical. Elle permettrait au personnel médical de surveiller en continu les patients en temps réel, même à distance, sans nécessiter la présence physique du patient. Cela pourrait contribuer à alléger la charge de travail du personnel médical et des structures hospitalières, tout en aidant à réduire les dépenses des patients et à améliorer la précision du suivi de leur traitement, que ce soit à l'hôpital ou à domicile. La plateforme est conçue pour permettre la surveillance en temps réel des signaux ECG des patients en utilisant le protocole DigiMesh. Le système comprend des composants matériels tels que le Raspberry Pi, la carte e-Health, le kit RF XBee 3 DigiMesh, ainsi que des composants logiciels tels que le programme MicroPython.

La structure de la plateforme médicale développée pour surveiller les signaux ECG des patients comprend un ensemble de nœuds capteurs pour l'acquisition des signaux ECG portés par les patients, ainsi qu'un nœud collecteur final pour la réception des données (Nœud Sink). Une topologie en étoile a été déployée, permettant à chaque capteur d'être directement connecté au nœud Sink via le protocole DigiMesh.

Dans le cadre de cette étude expérimentale, nous avons d'abord conçu un réseau de capteurs sans fil point à point (peer to peer) dans une zone ouverte, composé de deux nœuds : l'un en tant que nœud capteur et l'autre en tant que nœud récepteur (nœud Sink), afin de tester le fonctionnement de la plateforme. Ensuite, nous avons étendu le système à un réseau de capteurs sans fil à sauts multiples (étoile) dans un environnement avec obstacles, en utilisant trois nœuds, dont deux capteurs et un nœud récepteur (nœud Sink). La plateforme utilise la technologie DigiMesh avec les modules RF XBee 3 DigiMesh de dernière génération. Nous avons évalué les performances des expériences à saut unique et à sauts multiples dans des

zones ouvertes et en présence d'obstacles, en utilisant des mesures telles que l'indicateur de force du signal reçu (RSSI), le débit, le délai, la perte de paquets et le coefficient de corrélation (CC).

Les résultats de l'expérience point à point ont montré que la plateforme peut transmettre le signal ECG en temps réel sans perte d'information jusqu'à une distance de 300 m entre le nœud capteur et le nœud récepteur, dans une zone ouverte. De plus, un coefficient de corrélation de +1,0 indique une parfaite corrélation et similarité entre les signaux ECG transmis et reçus. Dans l'expérience du réseau de capteurs sans fil à sauts multiples, la fonctionnalité de la plateforme a été testée dans un environnement avec des obstacles tels que des obstructions murales, des routeurs Wi-Fi de bâtiments, des téléphones sans fil, ainsi que pour différentes hauteurs. Les résultats ont démontré une transmission parfaite et sans erreur des signaux ECG jusqu'à une distance d'environ 66 m entre le nœud récepteur et les autres nœuds capteurs, avec un coefficient de corrélation de +1,0. De plus, la plateforme peut fonctionner parfaitement même pour des hauteurs allant jusqu'à deux étages au-dessus et en dessous du nœud récepteur en présence d'obstacles.

Cette étude démontre que le protocole DigiMesh est un moyen réussi de transmettre des signaux physiologiques, y compris l'électrocardiogramme (ECG). Cette technologie pourrait fournir aux hôpitaux et centres médicaux un outil précieux pour surveiller à distance les signes vitaux des patients en temps réel, améliorant ainsi la qualité des soins de santé et potentiellement sauvant des vies. Bien que le modèle proposé se concentre principalement sur la surveillance de l'ECG, la plateforme peut être facilement étendue pour surveiller simultanément d'autres signaux physiologiques (tels que l'électromyogramme (EMG) et l'électroencéphalogramme (EEG)) et/ou des paramètres vitaux (tels que la température, le taux d'oxygène dans le sang (SpO2), la pression artérielle et la fréquence cardiaque).

Pour faciliter la surveillance efficace et l'analyse complète de la santé des patients, nous avons conçu et implémenté une application web. Cette application permet la récupération et l'affichage des données ECG stockées dans une base de données MySQL, offrant aux professionnels de la santé une interface conviviale pour surveiller et évaluer l'état de santé des patients à distance. En permettant un accès aux données des patients à tout moment, cette application web facilite la prise de décision opportune et informée, contribuant ainsi à des résultats de santé améliorés et à des soins de meilleure qualité.

Malgré les difficultés et les contraintes affrontés lors de la réalisation de cette plateforme, nous avons introduit plusieurs solutions techniques (logicielles et matérielles) pour assurer le

bon suivi du signal ECG à distance. Les résultats obtenus des expérimentations ont confirmé la fonctionnalité de la plateforme, notamment à travers la transmission du signal ECG à distance via le protocole Digi Mesh.

Ces résultats ouvrent de nouvelles perspectives de recherche, notamment la création d'une plateforme dédiée à la surveillance de plusieurs patients, répondant aux normes médicales avec des performances optimales pour une supervision à distance efficace. Les opportunités offertes par cette thèse incluent l'expansion du nombre de patients par l'ajout de nœuds capteurs, l'intégration d'autres paramètres physiologiques tels que SpO₂ et la température, l'extension du réseau par l'utilisation de retour, l'exploration de méthodes de compression et de codage adaptées, l'évaluation de la consommation électrique, le développement d'une application pour smartphone, l'exploration de nouvelles technologies de transmission sans fil, l'intégration du Cloud, l'analyse de l'impact du Big Data des données médicales sur le Cloud, la réalisation d'une étude exhaustive des performances de la plateforme, et l'exploitation de celle-ci pour une application de surveillance médicale à distance.

Les recherches menées dans le cadre de cette thèse ont donné lieu à une publication internationale ainsi qu'à une communication nationale, citées ci-dessous :

1. Revue internationale :

SAHRAOUI Halima, DAHANI Ameer, TIGRINE Abdelkader, et al. Design and implementation of a medical platform for real-time and remote ECG monitoring using DigiMesh wireless sensor network technology. Research on Biomedical Engineering, 2023, vol. 39, no 4, p. 959-976.

2. Communication nationale :

SAHRAOUI Halima, DAHANI Ameer, DOUMI Nouredin « Design and implementation of an ECG Monitoring System Utilizing Digi Mesh Technology » La première conférence nationale sur les avancées en intelligence computationnelle, systèmes et réseaux (ACISN'2023) 20 novembre 2023, Bouira – Algérie.