

TABLE DES MATIÈRES

Remerciements	1
Glossaire	12
Introduction Générale	15
Contexte	15
Objectifs	15
Organisation du manuscrit	16
1 WBAN et technologies sans fil	19
1.1 Introduction	19
1.2 Aperçu Général et Caractéristiques des réseaux WBAN	20
1.2.1 L'architecture des réseaux WBAN	20
a- Intra-WBAN	21
b- Inter-WBAN	22
c- Beyond-WBAN	22
1.2.2 La consommation d'énergie	22
1.2.3 La latence	23
1.2.4 Les interférences	23
1.2.5 La sécurité et l'intimité	23
1.2.6 Applications WBAN en temps réel et données critiques	25
1.3 Technologies sans fil	25
1.3.1 Normes IEEE.802	26
a- Bluetooth	26
b- Bluetooth Low Energy	26
c- ZigBee-IEEE 802.15.4	27
d- WiFi-IEEE 802.11	27
e- Li-Fi	28
1.3.2 Technologies LPWAN	28

a- LoRa	28
Couche physique	32
b- Sigfox	33
c- Ingenu RPMA	35
d- NB-IoT	35
e- WiFi HaLow	36
1.3.3 Technologies futures	39
a- les normes 5G et B5G	39
b- le norme 6G	39
1.3.4 Choix d'une technologie pour un système médicale	40
1.4 Conclusion	40
2 Applications médicales WBAN et leurs défis	41
2.1 Introduction	41
2.2 Applications médicales WBAN	42
2.2.1 Projets et travaux des recherches réalisés	42
a- Patients diabétiques	43
b- Surveillance de l'asthme	43
c- Surveillance de la fréquence cardiaque	43
d- Maladie de Parkinson	44
e- Surveillance de la température du corps humain	44
f- Surveillance de la dépression	45
g- Électrocardiogramme ECG	45
h- Saturation d'oxygène	45
2.2.2 Capteurs	46
2.3 Les défis des réseaux WBAN	51
2.3.1 La consommation d'énergie	51
2.3.2 La sécurité	52
2.3.3 L'absorption des radiations par le corps humain	53
2.3.4 Les protocoles des technologies LPWAN	53
2.3.5 les interférences	53
2.3.6 La fiabilité et la qualité de service	54
2.4 Conclusion	55

3	HeaLoRa : application médicale à faible consommation d'énergie utilisant la technologie LoRa	57
3.1	Introduction	57
3.2	Choix de LoRa	59
3.3	Le système EWS	59
3.4	Description et fonctionnement du système	60
3.4.1	Architecture	61
3.4.2	Mécanisme proposé	63
3.4.3	Système d'inférence floue	66
3.5	Matériels	67
3.6	Résultats et discussion	68
3.6.1	Nombre de transmissions	68
3.6.2	Etude énergétique	69
3.6.3	Transmetteur LoRa	70
3.6.4	Capteurs	74
3.6.5	Microcontrôleur	74
3.6.6	Batterie	75
3.6.7	Résultats numériques	75
3.7	conclusion	76
4	Sélection d'un facteur d'étalement pertinent pour des applications médicales	81
4.1	Introduction	81
4.2	Application WBAN médicale	82
4.3	Méthode de sélection	84
4.3.1	Taux d'erreur des paquets	84
4.3.2	La consommation d'énergie	85
4.3.3	La méthode TOPSIS	86
	étape 1 :	86
	étape 2 :	86
	étape 3 :	87
4.4	Simulation et analyse	91
4.5	Conclusion	100

Conclusions et Perspectives	101
Contributions	101
Perspectives	102
A Masque connecté avec prédiagnostic en temps réel	103
A.1 Description des fonctionnalités	103
A.2 Composants électroniques	105
A.3 Application sur téléphone	106
A.4 Réalisation d'un prototype	108
B Plateforme médicale	109
B.1 Description des fonctionnalités et composants électroniques	109
B.2 La fonctionnalité hétérogène de la plateforme médicale	111
B.3 Site near-care	112
Liste des publications	115
Bibliographie	117

LISTE DES FIGURES

1.1	Une représentation graphique globale du WBAN	20
1.2	Les trois niveaux de l'architecture du WBAN	21
1.3	interférence "Intra-WBAN" et "Inter-WBAN"	24
1.4	L'architecture de LoRa	29
1.5	Les classes A et B de LoRaWAN	30
1.6	Format de message de la couche physique de LoRaWAN [35] [41] . . .	34
1.7	Comparaison entre les caractéristiques de Bluetooth, BLE, ZigBee, WiFi, Sigfox, LoRa, Ingenu, NB-IoT et WiFi HaLow	38
3.1	Application médicale utilisant la technologie LoRa	58
3.2	L'architecture de <i>HeaLoRa</i>	62
3.3	Effet de l'intervalle du temps entre deux transmissions sur la durée de vie du système, en cas d'une situation normale	64
3.4	Le cycle de vie dynamique du système	65
3.5	Éditeur Mamdani FIS avec 4 entrées	67
3.6	Effet du SF et du BW sur le nombre de transmissions par jour	70
3.7	Les trois scénarios de transmissions A, B et C	72
3.8	Impact du facteur d'étalement sur la durée de vie du système	77
3.9	Impact de la bande passante sur la durée de vie du système	77
3.10	Impact du taux de codage sur la durée de vie du système	78
3.11	Effet des collisions sur la durée de vie du système	78
4.1	Sélection de SF pour des applications médicales	82
4.2	L'architecture du système médical	83
4.3	Variation du taux d'erreur des paquets en fonction du SF	85
4.4	Variation de l'énergie de transmission en fonction du SF	86
4.5	Sélection d'un SF en se basant sur les portées : R7, R8 R9, R10, R11 et R12	88
4.6	Sélection d'un SF pour R7	93

4.7	Sélection d'un SF pour R8	93
4.8	Sélection d'un SF pour R9	94
4.9	Variation de l'énergie moyenne consommée par une transmission de données de RL normal NRL, très faible TFRL, faible FRL, haut HRL et très haut THRL pour les portées R7, R8, R9 et R10	96
4.10	Variation de l'énergie moyenne consommée par une transmission de données en utilisant la méthode TOPSIS et en ne l'utilisant pas pour les portées R7, R8, R9 et R10	97
4.11	Variation du taux d'erreur des paquets moyen pour une transmission de données de RL normal NRL, très faible TFRL, faible FRL, haut HRL et très haut THRL pour les portées R7, R8, R9 et R10	98
4.12	Variation du taux d'erreur des paquets moyen pour une transmission en utilisant la méthode TOPSIS et en ne l'utilisant pas pour les portées R7, R8, R9 et R10	99
A.1	Masque connecté ; a : vue assemblée ; b : vue éclatée	104
A.2	Schéma de l'envoi des données à partir du masque	105
A.3	Vue éclatée du masque connecté avec ses composants	106
A.4	Écran de l'application	107
A.5	Écran d'affichage des données des capteurs	107
A.6	a : modélisation du masque ; b : mécanisme du respirateur ; c : schéma électrique de l'ensemble du masque ; d : masque avec l'électronique montée à l'intérieur	108
B.1	a : microprocesseur Bluno ; b : module LoRa ; c : capteur MPX4250AP ; d : capteur LM57 ; e : capteur MAX30105	110
B.2	Scénario de la transmission des données médecin-patient.	112
B.3	Schéma de fonctionnement du site web.	113
B.4	Accueil de l'espace médecin.	113

LISTE DES TABLEAUX

1.1	Classes A, B et C du protocole LoRaWAN	31
1.2	Les caractéristiques principales de ZigBee, Bluetooth, BLE, WiFi, Sigfox, LoRa, Ingenu, NB-IoT et WiFi HaLow.	37
2.1	Quelques capteurs du marché	47
3.1	Early Warning Score "EWS"	61
4.1	Classification de RL	87
4.2	Ensemble flou pour les pondérations des critères	89
4.3	Valeurs nettes des poids des critères	90
4.4	Pondération des critères pour chaque état de criticité	90

GLOSSAIRE

3GPP	Third Generation Partnership Project
BPSK	Binary Phase-Shift Keying
CHIRP	Compressed High Intensity Radar Pulse
CR	Coding Rate
CRC	Cyclic Redundancy Check
CSMA-CA	Carrier Sense Multiple Access with Collision Avoidance
CSS	Chirp Spread Spectrum
DSSS	Direct Sequence Spread Spectrum
FSK	Frequency-Shift Keying
GSM	Global System for Mobile Communications
IoT	Internet of Things
ISM	Industrial, Scientific and Medical
LAN	Local Area Network
LiFi	Light Fidelity
LPWAN	Low Power Wide Area Network
LTE	Long Term Evolution
M2M	Machine-to-Machine
MAC	Message Authentication Code
NB	Narrowband
NB-IoT	Narrow Band IoT
PER	Packet Error Rate
WBAN	Wireless Body Area Network
ED	End Device
BW	Band Width
RL	Risk Level
PD	Personal Device
PA	Point d'Accès
BLE	Bluetooth Low Energy
ToA	Time on Air
FDMA	Frequency Division Multiple Access
OFDMA	Orthogonal Frequency Division Multiple Access
EWS	Early Warning Score
MEWS	Modified Early Warning Score
FIS	Fuzzy Inference System
TOPSIS	Technique for Order Preference by Similarity to an Ideal Solution
NF	Noise Factor
MADM	Multiple-Attribute Decision Making

QoS	Quality of Service
SF	Spreading Factor
SNR	Signal Noise Ratio
UMTS	Universal Mobile Telecommunications Service
UNB	Ultra-Narrowband
WLAN	Wireless Local Area Network

INTRODUCTION GÉNÉRALE

Contexte

De nos jours, le monde est confronté à une croissance rapide de la population. Cette croissance est accompagnée d'une augmentation de la durée de vie moyenne des individus. Selon une étude présentée par l'organisation mondiale de la santé ("World Health Organization" WHO), la population au-delà de 60 ans serait d'environ 2,1 milliards d'ici 2050 [1]. Selon une autre étude de l'organisation WHO, le taux de mortalité dans les maladies chroniques (comme le diabète, la maladie de Parkinson, l'asthme, etc.) augmente et pourrait atteindre 66% des cas de maladie en 2030 [2]. Une des raisons de cette augmentation est le diagnostic tardif des patients. Une détection précoce et une surveillance efficace peuvent atténuer l'impact de ces maladies et peuvent réduire le coût des soins de santé. Outre le défi du vieillissement de la population, le mode de vie moderne soulève plusieurs mauvaises habitudes telles que l'alimentation inappropriée et la faible activité physique conduisant à plusieurs maladies chroniques coûteuses.

La surveillance à distance est devenue possible grâce aux avancées technologiques notamment dans le domaine des technologies sans fil. L'utilisation des systèmes à faible consommation énergétique qui permettent de minimiser le temps de présence du médecin et de réduire les frais d'hospitalisation demeure une approche sérieusement envisagée.

Contributions

Dans cette thèse, nous exploitons les réseaux WBAN (Wireless Body Area Network) pour des applications médicales. Une partie de notre travail est consacrée à faire un état de l'art sur les systèmes WBAN. Nous comparons les caractéristiques de plusieurs technologies sans fil qui sont utilisées pour communiquer entre les différents niveaux de l'architecture des réseaux WBAN. Cette comparaison permet de

sélectionner la technologie pertinente pour chaque application médicale.

Nous étudions LoRa en tant que technologie IoT (Internet of Things) pour la transmission des données médicales. Nous proposons des modèles analytiques pour étudier la consommation d'énergie et la probabilité d'erreur afin d'évaluer la performance de la transmission des données via la technologie LoRaWAN.

Dans l'objectif de minimiser la consommation énergétique du côté de l'utilisateur, nous proposons un système basé sur l'EWS (Early Warning Score) et utilisant la technologie LoRa pour la transmission des données médicales appelée *HeaLoRa*.

Nous basant sur le facteur d'étalement de la technologie LoRa qui fournit un compromis entre la consommation énergétique et la probabilité d'erreur, nous avons proposé une méthode de sélection pour choisir un facteur d'étalement pertinent suivant l'état critique d'un patient.

Enfin, pour la partie expérimentale, nous avons développé des applications médicales pour la détection précoce des symptômes pathologiques des patients. Nous avons développé un masque connecté qui est conçu pour le prédiagnostic en temps réel et une plateforme médicale pour la détection des situations médicales urgentes.

Organisation du manuscrit

Ce manuscrit est organisé en quatre chapitres et deux annexes.

Le **premier chapitre** présente un aperçu général sur l'architecture et les caractéristiques des réseaux WBAN. Nous discutons de la consommation d'énergie, la sécurité, l'interférence et autres. Nous avons recensé les différentes technologies sans fil candidates pour ces réseaux.

Dans le **deuxième chapitre**, nous présentons des applications médicales WBAN issues de travaux de recherche ainsi que des capteurs médicaux. Nous terminons ce chapitre par une présentation des défis des réseaux WBAN.

Dans le **troisième chapitre**, nous présentons une nouvelle application de surveillance à distance appelée *HeaLoRa*, visant à réduire la consommation d'énergie des systèmes WBAN basés sur le protocole LoRaWAN. Nous expliquons le fonctionnement et l'architecture de l'application *HeaLoRa*. Nous proposons ensuite un modèle

analytique pour étudier la consommation d'énergie de la transmission acquittée lors de l'utilisation de la technologie LoRa. Cette étude nous permet de comparer la performance de notre application avec d'autres applications.

Dans le **quatrième chapitre**, nous proposons une méthode pour sélectionner le facteur d'étalement pertinent pour la transmission de données médicales du patient à la passerelle LoRa. Nous présentons d'abord l'étude théorique de la consommation d'énergie et de la probabilité d'erreur lors de la transmission des données via LoRa. En se basant sur cette étude, nous expliquons les différentes étapes de la méthode de sélection proposée. Nous terminons par des résultats numériques qui présentent les facteurs d'étalements choisis pour des patients à différentes distances de la passerelle.

Dans le **dernier chapitre**, nous concluons ce manuscrit de thèse. Nous résumons les principales contributions et nous présentons quelques perspectives de travail pour le futur.

Dans les **annexes**, nous présentons des applications médicales pour le diagnostic des patients à distance. Ces applications sont développées pour la détection précoce des symptômes pathologiques des patients. Nous développons un masque connecté conçu pour un pré-diagnostic en temps réel. Nous présentons ensuite une plateforme médicale pour la collecte de paramètres médicaux du corps humain d'un patient pour détecter les situations médicales urgentes.

WBAN ET TECHNOLOGIES SANS FIL

1.1 Introduction

Récemment, l'évolution des technologies sans fil a permis le suivi à distance des patients. De nombreuses technologies ont émergé pour les systèmes médicaux assurant un suivi continu des patients et aidant les médecins à diagnostiquer et ainsi donner des directives médicales. Censé être confortable et non perturbant pour l'activité quotidienne, un réseau de capteurs est installé sous ou sur la peau du patient pour extraire certaines mesures liées aux maladies surveillées, formant les réseaux de capteurs sans fil médicaux WBAN.

La communication entre les différentes parties d'un réseau WBAN pour envoyer les données du patient au médecin et vice versa peut se faire par plusieurs technologies [3]. Du fait des nombreuses technologies disponibles, le choix de la technologie la plus appropriée, parmi celles existantes, est un défi qui n'est pas facile [4]. En effet, chacune de ces technologies a ses propres caractéristiques de fonctionnement et doit respecter certaines contraintes lorsqu'elle est utilisée pour des applications médicales. Une représentation graphique globale d'un réseau WBAN est présentée à la figure 1.1. Cette figure représente un système WBAN médical où les données médicales sont collectées par des capteurs. Ces données sont transmises via technologies sans fil puis via le réseau Internet vers le serveur médical.

Dans ce chapitre, nous faisons un état de l'art sur les réseaux WBAN. Nous visons à étudier les technologies sans fil utilisées dans les systèmes WBAN. La pertinence des technologies classiques, des technologies LPWAN (Low Power Wide Area Network) et des technologies du futur est détaillée.

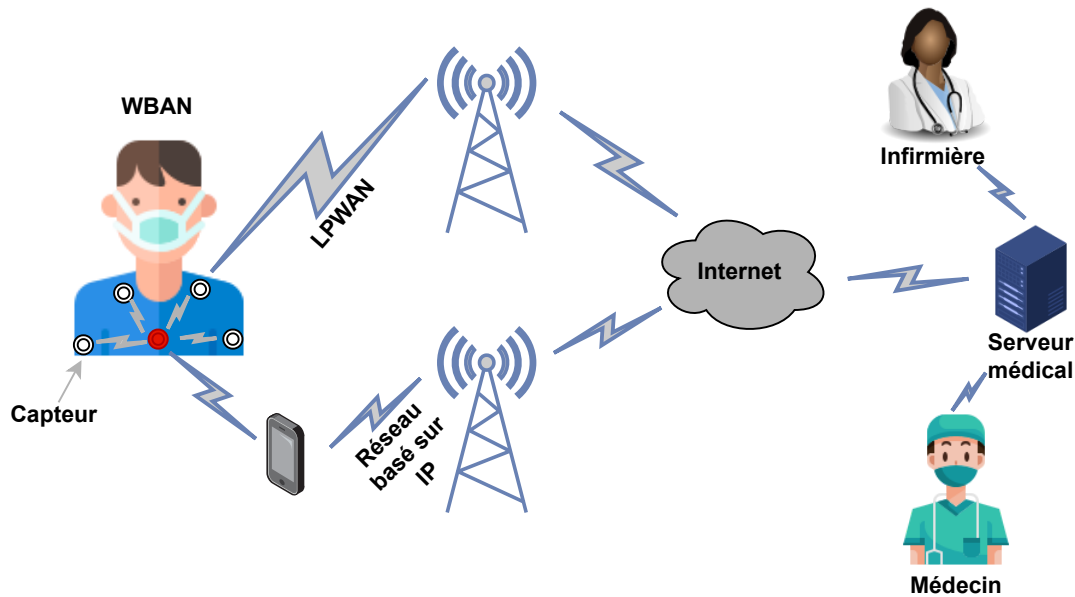


FIGURE 1.1 – Une représentation graphique globale du WBAN

1.2 Aperçu Général et Caractéristiques des réseaux WBAN

1.2.1 L'architecture des réseaux WBAN

Dans un réseau WBAN, les capteurs sont responsables de détecter les données physiologiques, de les convertir sous forme numérique et de les transmettre à un Point d'Accès (PA). Ils peuvent être placés sur le corps humain (capteurs sur le corps), près du corps (capteurs portables) ou implantés sous la peau (capteurs dans le corps). Il existe deux types de capteurs : le premier mesure et envoie les données [5], le deuxième type, appelé actionneur, peut ajuster les doses de médicaments en plus de la mesure et de l'envoi des données médicales.

Les données collectées sont envoyées via des technologies sans fil au serveur médical, où elles peuvent être analysées et enregistrées. Cela peut être appliqué sur deux, trois ou quatre niveaux selon l'architecture du système et selon les technologies utilisées [6]. L'architecture la plus populaire proposée dans la littérature pour les réseaux WBAN se compose de trois niveaux comme montre la figure 1.2 : "Intra-WBAN", "Inter-WBAN" et "Beyond-WBAN" [6].

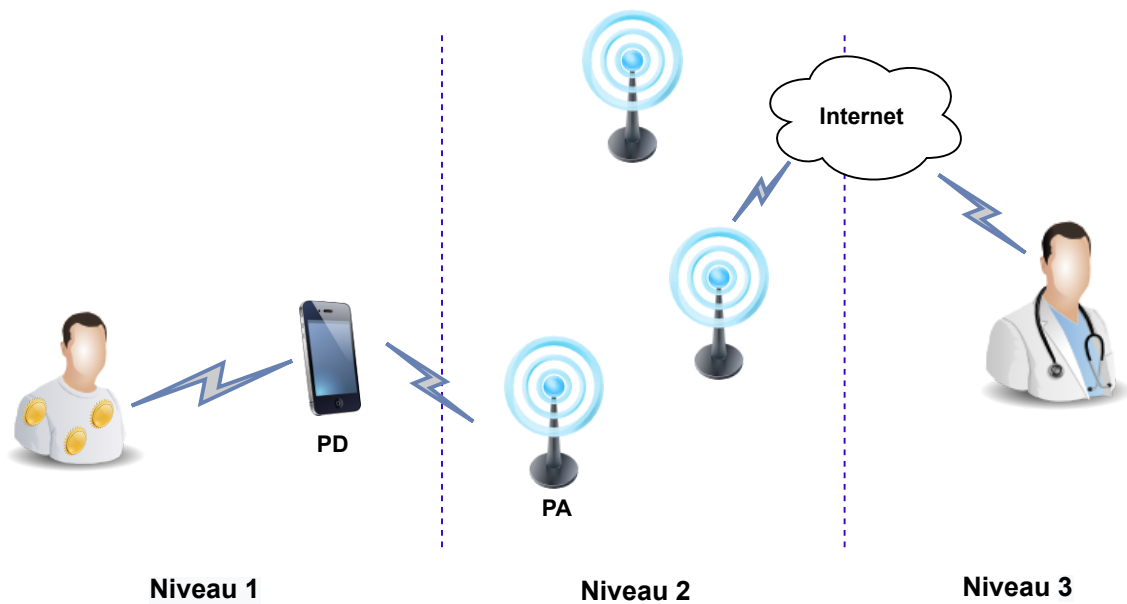


FIGURE 1.2 – Les trois niveaux de l'architecture du WBAN

a- Intra-WBAN

L'"Intra-WBAN" réfère d'abord à la communication entre les capteurs et l'appareil personnel "Personal Device" (PD), puis entre les capteurs eux-mêmes [5]. Certains schémas existants utilisent des câbles pour connecter les capteurs directement à un PD, évitant ainsi le besoin d'un réseau sans fil dans le premier niveau [6]. Dans d'autres schémas, les données peuvent être transmises sans fil à un coordinateur ou à un nœud maître pour les envoyer à un PD ("multi-hop WBAN") ou peuvent être transmises directement au PD ("single-hop WBAN") qui transmet les données après traitement à un point d'accès. Les scénarios "multi-hop WBAN" et "single-hop" WBAN sont décrits ci-dessous :

Multi-hop WBAN : ce type de topologie est adopté lorsque la portée des nœuds est courte. Ainsi, pour atteindre le PD, le message envoyé par un nœud peut être transité par les nœuds intermédiaires.

Single-hop WBAN : le PD reçoit les données directement des nœuds [6]. La puissance en "single-hop" est plus grande que celle du "multi-hop" et le délai est plus faible.

b- Inter-WBAN

"Inter-WBAN" réfère à la communication entre le PD et le PA via une technologie sans fil. Le niveau "Inter-WBAN" connecte les réseaux WBAN à d'autres réseaux qui sont accessibles par Internet. La communication "Inter-WBAN" a deux types d'architecture : l'architecture basée sur l'infrastructure, qui est utilisée dans la plupart des applications WBAN offrant une communication sécurisée et l'architecture basée sur ad-hoc permettant une disposition rapide et flexible [7].

c- Beyond-WBAN

"Beyond-WBAN" réfère à la communication entre le PA et le centre médical. Une passerelle est utilisée comme pont pour effectuer la communication via Internet ou réseaux cellulaires pour transmettre les données au centre médical. Après avoir reçu les données, les médecins spécialistes sont autorisés à les analyser pour surveiller le patient afin de fournir les conseils médicaux nécessaires [5]. Ce niveau permet également de récupérer les informations médicales du patient qui peuvent être nécessaires pour planifier un traitement approprié [7].

1.2.2 La consommation d'énergie

Des batteries de petite taille sont utilisées pour alimenter les capteurs dans les systèmes WBAN. Certaines de ces batteries, notamment pour les capteurs implantés, fonctionnent pour plusieurs années sans besoin de les recharger ou de les remplacer [5]. Par conséquent, il est indispensable d'avoir un système d'alimentation efficace dans les réseaux WBAN, tout en utilisant des batteries miniaturisées. Le premier point à considérer pour obtenir un système WBAN d'alimentation efficace est le choix d'une technologie sans fil économe en énergie. Deuxièmement, les appareils doivent être mis en mode de veille (sleep mode) durant pendant la majeure partie de la durée de fonctionnement. Troisièmement, il faut minimiser les interférences qui augmentent la consommation d'énergie d'un système WBAN [5].

1.2.3 La latence

La latence correspond au temps mis par les données pour aller d'un appareil à un autre [8]. Il varie de valeurs inférieures à la milliseconde pour la 5G/6G à quelques dizaines de millisecondes pour la 3G/4G, et peut dépasser une seconde pour les technologies LPWAN [9]. La faible latence de la transmission des données garantit la réussite de la transmission des données en temps réel au centre médical. Les applications WBAN médicales peuvent être vitales si elles ne peuvent pas tolérer les retards, notamment dans les situations d'urgence, où la réception tardive des données peut entraîner la mort du patient [8].

1.2.4 Les interférences

L'augmentation du nombre de capteurs ou de réseaux WBAN se traduit par une augmentation des interférences, ce qui est un grand défi [10]. Les interférences peuvent affecter la performance des réseaux et peut également affecter la consommation d'énergie des capteurs. En effet, les interférences empêchent les données d'arriver correctement à leur destination d'où le besoin de la retransmission fréquente et l'augmentation de la consommation d'énergie [10]. Comme le montre la figure 1.3, les interférences dans les systèmes WBAN peuvent être divisées en deux types. Premièrement, les interférences "Intra-WBAN", dues aux transmissions asynchrones entre les capteurs proches les uns des autres. Deuxièmement, les interférences "Inter-WBAN", où des sources externes fonctionnant sur les mêmes bandes de fréquences que les réseaux WBAN provoquent des interférences [11]. Les interférences "Inter-WBAN" peuvent également se produire lorsque les données de deux ou plusieurs systèmes WBAN sont envoyées simultanément. Pour assurer la qualité du signal, il est nécessaire d'éviter ou d'atténuer ces deux formes d'interférences [12].

1.2.5 La sécurité et l'intimité

L'intimité et la sécurité des données médicales du patient sont des besoins indispensables dans les réseaux WBAN. L'intimité signifie que les données médicales, qui sont une forme très sensible de données personnelles, ne doivent pas être divulguées à des personnes qui n'ont pas la permission de les utiliser ou de les consulter. En effet, les informations médicales des patients ne doivent pas être utilisées de manière abu-

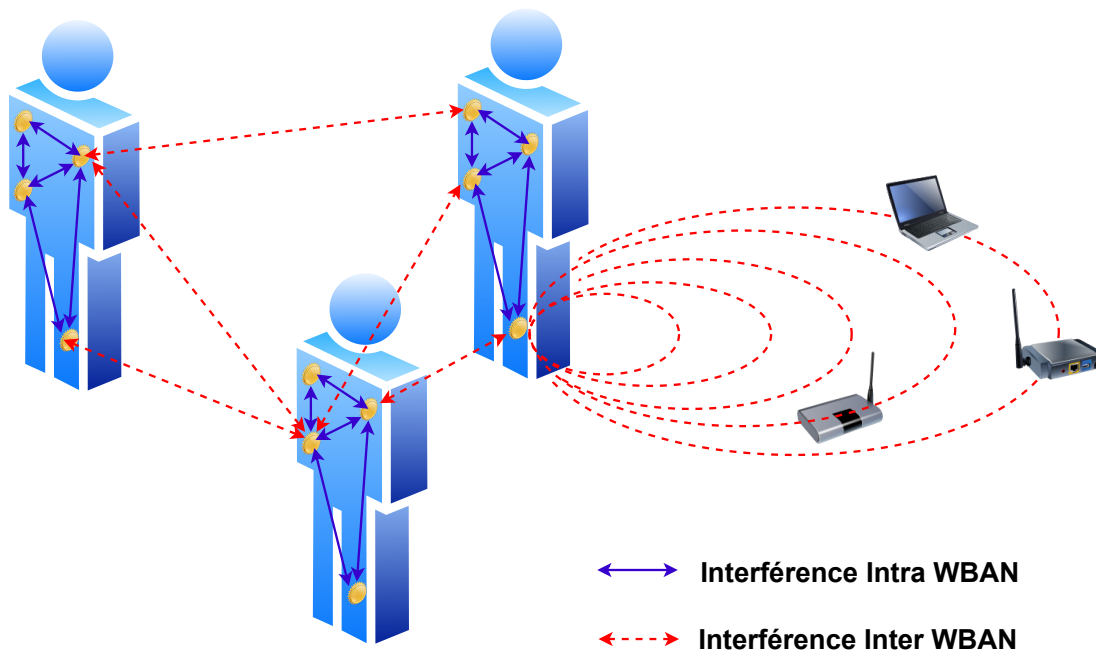


FIGURE 1.3 – interférence "Intra-WBAN" et "Inter-WBAN"

sive. La sécurité dans les réseaux WBAN est la protection des données médicales d'un patient pendant la collecte, la transmission et le stockage [8]. Toute donnée erronée reçue par le centre médical peut entraîner de mauvais traitements et ainsi entraîner la mort du patient. Plus que dans les réseaux traditionnels, les réseaux WBAN ont de nombreux besoins de sécurité [13], principaux sont les suivants :

Disponibilité : elle vise à garantir que les données du patient soient accessibles par le centre médical à tout moment. Surtout pour les données vitales qui peuvent entraîner des pertes de vie en cas de non disponibilité des données [7].

Confidentialité : elle correspond à la protection des données médicales contre la divulgation. Le cryptage des données médicales sur un canal sécurisé assure la confidentialité des données [14].

Authentication : elle permet de vérifier que les données sont envoyées par un appareil terminal "End Device" (ED) de confiance. Les ED en WBAN calculent un code d'authentification de message "Message Authentication Code" (MAC) pour les données en partageant une clé secrète qui permet au coordinateur de se rendre compte que les données sont reçues d'un ED de confiance [15].

Intégrité : elle vise à garantir que les données reçues n'ont pas été manipulées par un pirate qui utilise des protocoles d'authentification de données [14].

1.2.6 Applications WBAN en temps réel et données critiques

Pour certaines applications WBAN médicales, les données sont critiques et ne peuvent pas tolérer un long temps de réponse [16]. Par conséquent, une transmission en temps réel avec une performance garantie est bien demandée. Les capteurs des applications WBAN en temps réel doivent détecter et transmettre instantanément des commentaires au centre médical pour traiter les informations obtenues tout en obtenant une latence limitée. Avec les développements récents des systèmes WBAN, les applications en temps réel ont attiré l'attention de nombreux chercheurs [17].

Dans les applications WBAN en temps réel, les capteurs peuvent être dans différents degrés de criticité lors de la transmission de leurs données [17], où le degré de criticité pour chaque capteur dépend de son niveau d'urgence et de la nature des données mesurées [18]. La distinction de la criticité des capteurs est un problème important pour attribuer un niveau de priorité spécifique à chaque capteur dans un réseau WBAN. Cette distinction entre les données critiques et non critiques, par conséquent, entre haute priorité et basse priorité permet de programmer les données afin de minimiser les collisions. De plus, le même capteur peut être dans différents états critiques [19]. Si les données collectées par un capteur dépassent la valeur du seuil normal, cela indique que les données ont un niveau critique élevé et qu'elles doivent être transmises avec une priorité élevée. Un délai minimal et un niveau de fiabilité élevé sont deux conditions préalables pour les données de haute criticité, comme par exemple les données envoyées par une application de suivi des patients cardiaques âgés. De plus, en déterminant le niveau de criticité, les médecins peuvent examiner les patients en fonction de leur niveau de criticité, ce qui améliore la gestion du temps du médecin [20].

1.3 Technologies sans fil

L'utilisation des technologies sans fil pour l'échange d'informations collectées par les capteurs, élimine les besoins de câbles entre le capteur et le PA. Le choix de la technologie sans fil appropriée est une partie importante des systèmes WBAN. En effet, l'emploi d'une technologie inappropriée peut entraîner une perte de temps et d'énergie. Dans cette section, nous présentons les caractéristiques des technologies principales qui sont proposées pour les réseaux WBAN.

1.3.1 Normes IEEE.802

a- Bluetooth

Bluetooth a été conçu pour les communications sans fil à courte portée, où un certain nombre d'appareils Bluetooth forment un réseau personnel à courte portée connu sous le nom de piconet [16]. Un seul piconet comprend un appareil qui agit comme un maître et contrôle jusqu'à sept appareils appelés esclaves "slave". Un appareil esclave ne peut communiquer qu'avec un appareil maître "master" i.e. il ne peut pas communiquer directement avec d'autres appareils esclaves. Les appareils Bluetooth fonctionnent dans la bande ISM 2,4 GHz avec une portée de 1 à 10 m. Le débit de données maximal est de 3 Mbps et le temps nécessaire à la configuration de la connexion et au transfert de données est d'environ 100 ms [16]. Pour les systèmes WBAN, Bluetooth peut être utilisé généralement pour la communication entre les capteurs et le PD au premier niveau. Il est gratuit et implémenté dans la plupart des appareils (téléphones, ordinateurs portables, écouteurs...). Bluetooth peut être utilisé pour des capteurs qui nécessitent un débit de données relativement élevé, mais ce n'est pas un choix idéal en terme de la consommation énergétique [16].

b- Bluetooth Low Energy

Bluetooth Low Energy (BLE) a été conçu pour connecter sans fil des petits appareils à faible consommation d'énergie à des terminaux mobiles. La topologie du réseau BLE est l'étoile "star". L'appareil BLE peut faire partie de plusieurs piconets et peut fonctionner à la fois comme appareil maître ou esclave. Ainsi, ces appareils peuvent jouer plusieurs rôles en même temps, ce qui permet la communication entre les piconets [21] [22]. BLE offre un débit de données jusqu'à 1 Mbps [23], ce qui en fait un choix approprié pour les applications WBAN. En plus, grâce au faible cycle de service "duty cycle", le BLE consomme 90% moins que la puissance requise par Bluetooth. Cela conduit à prolonger la durée de vie de la batterie du capteur dans les systèmes WBAN. Par contre, BLE a une portée de 10 m, ce qui le rend difficile à utiliser autre part que dans le premier niveau du WBAN. La synchronisation peut être effectuée en quelques millisecondes, ce qui est très utile pour les appareils à latence critique utilisés dans les applications de surveillance médicale. BLE utilise une fréquence de 2,4 GHz et le temps nécessaire à la configuration de la connexion et au transfert des données est inférieur à 3 ms [24] [16].

c- ZigBee-IEEE 802.15.4

ZigBee est une technologie sans fil qui offre une longue durée de vie de la batterie, un faible débit de données et un réseau sécurisé [25]. ZigBee est un réseau facile à installer et à configurer, il peut supporter diverses topologies de réseau et un grand nombre de nœuds. Son équipement peut fonctionner quelques années avant la nécessité de remplacer la batterie. Par conséquent, ZigBee est une des technologies qui sont utilisées dans les nombreuses applications médicales WBAN. ZigBee est un réseau sécurisé qui offre trois niveaux de mode de sécurité pour empêcher les données d'être modifiées ou accessibles par des attaques [26]. Avec une portée de 100 m, ZigBee fonctionne sur les bandes de fréquences 2,4 GHz, 915 MHz et 868 MHz avec un débit de données de 250 Kbps, 40 Kbps et 20 Kbps pour chacune des fréquences respectivement. ZigBee cible les applications médicales qui nécessitent des mesures fréquentes et une transmission de données textuelle avec une faible consommation d'énergie comme les applications de la surveillance de la température du corps humain, la surveillance du rythme cardiaque et autres [26]. A cause de son faible débit de données, ZigBee est inadapté pour certaines applications médicales WBAN qui nécessitent un débit de données élevé et il est difficile de l'implémenter dans les hôpitaux pour un grand nombre de patients [27]. En plus, un autre inconvénient de ZigBee pour les applications WBAN est dû aux interférences dans la bande 2,4 GHz où de nombreux systèmes sans fil fonctionnent.

d- WiFi-IEEE 802.11

Le WiFi offre une communication fiable, sécurisée et rapide. Il est intégré dans tous les smartphones, tablettes et ordinateurs portables. Le WiFi est généralement livré avec quatre normes (802.11 a/b/g/n). Il peut fonctionner dans les bandes 2,4 et 5 GHz et a une couverture de 100 m [28]. Il est capable de fournir des débits de données allant jusqu'à 600 Mbps [16]. Il est parfait pour le transfert des données sans fil qui nécessitent un haut débit permettant les appels vocaux et les vidéos. Dans les systèmes WBAN, l'utilisation du WiFi n'est pas préférée dans le premier niveau à cause de sa forte consommation d'énergie [27]. Cependant, le WiFi est utilisé pour la communication entre le PD et les points d'accès du deuxième niveau dans certaines applications médicales WBAN. Le WiFi, comme Bluetooth et ZigBee, occupe les bandes ISM, où de nombreuses interférences peuvent se produire.

e- Li-Fi

La large utilisation du spectre sans fil présente quelques inconvénients tels que les interférences et l'absorption des rayonnements radio-fréquences [29]. Le "Light Fidelity" (Li-Fi) est une solution révolutionnaire qui est utilisée dans les espaces intérieurs afin de surmonter les problèmes mentionnés. Li-Fi offre un réseau de données à haut débit [30]. Les réseaux Li-Fi prennent en charge la transmission des données grâce à l'éclairage d'une ampoule LED. Il offre un débit de données élevé jusqu'à 1 Gbps avec un faible coût et une faible consommation d'énergie grâce à l'utilisation d'un éclairage LED. Du point de vue médical, la LED peut être disponible dans les maisons et les hôpitaux, ce qui rend le Li-Fi applicable aux applications médicales WBAN. De plus, le Li-Fi offre une connexion hautement sécurisée et privée, faibles interférences et des bandes passantes élevées [31]. Cela permet de protéger la vie privée du patient tout en assurant une communication fiable. En revanche, la limitation de l'utilisation du Li-Fi est due au besoin d'une source lumineuse. Cet inconvénient empêche les communications à travers les murs et impose une communication à courte portée [31].

1.3.2 Technologies LPWAN

Les technologies LPWAN deviennent très populaires dans les communautés d'industrie et de recherche grâce à leur communication à longue portée et à faible consommation d'énergie. Grâce à l'adoption de protocoles efficaces, la durée de vie des ED dans les technologies LPWAN s'expriment en années plutôt qu'en jours ou en mois [32]. Ci-après, nous montrons les principales caractéristiques de cinq technologies LPWAN populaires : LoRa, Sigfox, INGENU RPMA, NB-IoT et WiFi HaLow.

a- LoRa

La technologie LPWAN propriétaire de LoRa "Long Range" Alliance se compose de deux composants principaux, LoRa et le protocole LoRaWAN. LoRa est une technique de modulation de couche physique qui a attiré plusieurs travaux de recherches pour les systèmes médicaux de part son faible coût, sa grande portée et sa longue durée de vie du capteur [33]. La modulation LoRa utilise des facteurs d'étalement (SF pour Spreading Factor) orthogonaux qui varie entre 7 et 12 fournissant différents débits de données [34]. Cela permet l'existence simultanée de plusieurs paquets de différents

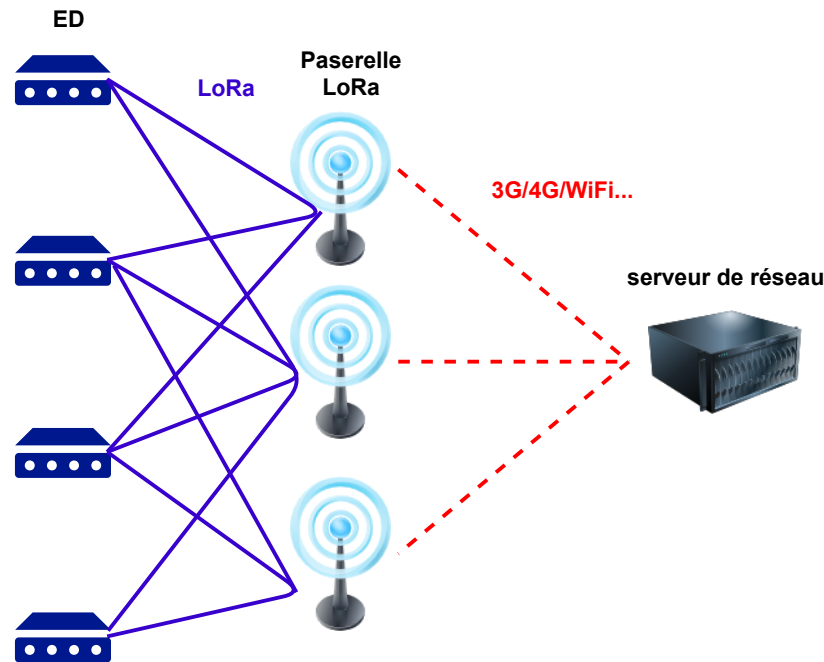


FIGURE 1.4 – L'architecture de LoRa

SF dans le même canal sans interférence [33]. Par contre, la passerelle peut recevoir des paquets sur différents canaux simultanément. LoRaWAN définit dix canaux pour l'Europe, dont 8 canaux sont multi débit de données de 250 bps à 5,5 kbps. Un canal peut fonctionner à un débit de données plus élevé de 11 kbps. Et, un canal FSK à 50 kbps. Le nombre de bits de données modulés dépend du SF utilisé, un SF plus élevé implique qu'il y a moins de données à coder par seconde par rapport à un SF plus faible. La transmission des mêmes données avec un SF plus élevé nécessite plus de temps.

À son tour, le protocole LoRaWAN est un protocole de communication sans fil développé par LoRa Alliance [35]. L'architecture d'un réseau a une topologie à deux niveaux (voir figure 1.4), elle est basée sur trois types d'appareils différents : les ED, la passerelle et le serveur du réseau. Une telle architecture est utile pour un réseau WBAN car les ED collectent des informations et les envoient directement aux passerelles en combinant les deux niveaux 1 et 2 et en éliminant l'utilisation d'un PD. Ensuite, les données sont transmises par des passerelles vers les serveurs du réseau en utilisant n'importe quel type d'infrastructure IP comme la 4G ou le WiFi comme le montre la figure 1.4 [36].

LoRaWAN utilise différentes classes A, B et C pour servir différentes applications

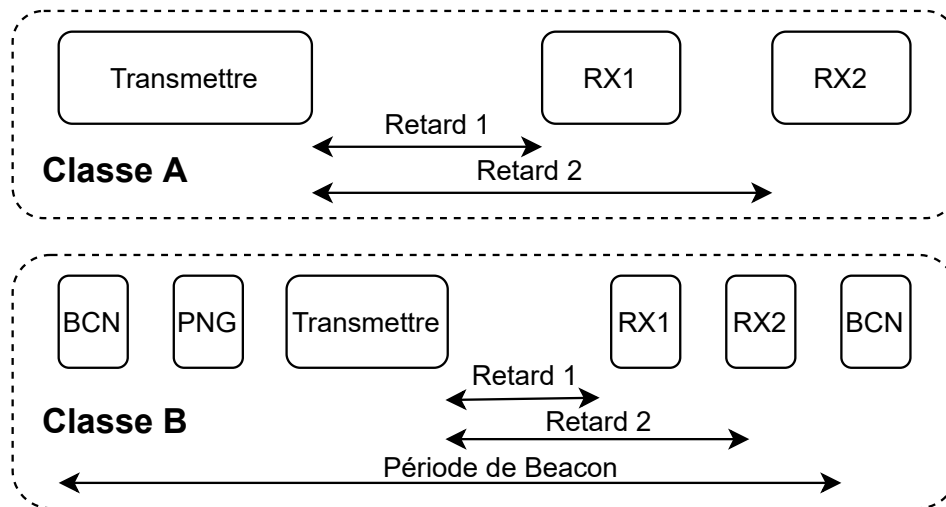


FIGURE 1.5 – Les classes A et B de LoRaWAN

[35]. Les ED peuvent basculer entre les classes en fonction des besoins de l'application.

Classe A : les ED de la classe A initient une transmission "uplink" en transmettant les données à la passerelle. L'intervalle de temps entre deux transmissions "uplink" consécutives est programmé par le ED en fonction de ses besoins. Après la transmission, le ED ouvre deux fenêtres de réception (RX1 et RX2) pour recevoir un acquittement de réception ou tout autre "downlink" de la passerelle comme le montre la figure 1.5. La durée d'une fenêtre de réception doit être au moins le temps nécessaire pour détecter efficacement un préambule "downlink". Après les fenêtres de réception, l'appareil de classe A se met en "sleep mode" pour économiser l'énergie. La passerelle n'a aucun contrôle sur le ED et toute communication en "downlink" nécessite une attente de la prochaine transmission "uplink" programmée.

Classe B : les ED de la classe B ouvrent des fenêtres de réception supplémentaires (appelées "ping slot"). La passerelle initie une transmission "downlink" en envoyant un "beacon". Les "beacons" de synchronisation sont transmis par les passerelles chaque 128 secondes. Pour acquérir le "beacon", l'ED doit garder son récepteur allumé pendant au moins une période de "beacon". A la réception du "beacon", l'ED initie les transmissions et ouvre sa fenêtre de réception (figure 1.5). Tous les ED démarrent et rejoignent le réseau en tant que ED de classe A. Après, l'application du ED peut décider de passer à la classe B. La décision de basculer entre les deux modes est laissée à la couche d'application du ED. Mais la réception des "beacons" de synchronisa-

tion et les "ping slots" ajoutent un surcoût de consommation d'énergie supplémentaire par rapport à un ED de classe A. Les ED doivent implémenter une communication de classe B lorsqu'il est nécessaire d'assurer une faible latence de la communication "downlink", tout en maintenant la consommation d'énergie aussi faible que possible.

Classe C : les ED de la classe C sont alimentés par le réseau et écoutent toujours le canal où les fenêtres de réception sont ouvertes d'une façon presque continue. Les ED peuvent recevoir des messages "downlink" à tout moment lorsqu'ils ne sont pas en état de transmission sans qu'ils attendent d'ouvrir une fenêtre de réception.

En conclusion, la classe A offre la plus faible consommation d'énergie, la classe C fournit aux ED la plus faible latence tandis que la classe B représente une solution modérée en termes de latence et d'énergie consommée. Le tableau 1.1 résume les caractéristiques des classes LoRaWAN.

TABLE 1.1 – Classes A, B et C du protocole LoRaWAN

	Durée d'activation de la communication	Alimentation électrique	Initialisation de la transmission	Degré de latence
Classe-A	Les nœuds ne se réveillent que pour envoyer des données	Alimenté par batterie, le plus économe en énergie	Le ED final initie la transmission	La latence la plus élevée
Classe-B	Ouvrir une fenêtre de réception supplémentaire à des heures programmées	Alimenté par batterie, une solution modérée en termes de puissance consommée	La passerelle peut initier la transmission à intervalles fixes	Faible latence
Classe-C	Toujours à l'écoute du canal	Alimentation par secteur, consommation d'énergie élevée	La passerelle peut initier la transmission à tout moment	La latence la plus faible

Compte tenu de la faible consommation d'énergie, où le système peut vivre jusqu'à 5-10 ans et de la couverture élevée, où une seule passerelle peut couvrir toute la ville (la couverture est d'environ 20 km dans les régions rurales et se réduit à environ 2 km en milieu urbain [33]), le WBAN basé sur LoRaWAN réduit le coût et limite la complexité du réseau permettant d'utiliser un réseau en étoile "star". Par exemple, le suivi des patients dans les hôpitaux ou dans les maisons peut être effectué par une seule station de base couvrant toute une ville. Par conséquent, LoRa devient l'une des technologies prometteuses pour les applications médicales dans le WBAN. La classe

A convient à des applications de surveillance non continue qui ne nécessite pas un débit de données élevé telle que la surveillance de la température du corps humain [37] à cause des réglementations strictes du cycle de service (pas plus de 1% cycle de service) et à cause du faible débit de données qui ne peut atteindre que 50 Kbps [33] [36]. Pour les applications continues, lorsque les capteurs fonctionnent comme actionneur, la classe B peut être appliquée mais aux conditions de respecter le cycle de service et d'admettre une certaine latence due au processus de synchronisation. En revanche, pour d'autres applications telles que la surveillance de la fréquence cardiaque et la surveillance de l'asthme, LoRaWAN devient un choix inapproprié due à la nécessité d'un débit de données de centaines de kbps qui ne peut pas être donné par la technologie LoRa. Pour la classe C, son application devient limitée à cause de sa consommation énergétique.

Couche physique

LoRa est la couche physique de LoRaWAN. Il s'agit d'une technique de modulation à étalement de spectre utilisant la technologie "Chirp Spread Spectrum" (CSS). Chaque symbole LoRa est composé de 2^{SF} chirps (2^{SF} bits par symbole). Les chirps sont les signaux dont la fréquence varie linéairement avec le temps dans la bande passante disponible. Cet attribut rend les signaux chirps résistants au bruit et aux interférences. Chaque chirp peut moduler plusieurs bits de données. Le nombre de bits de données modulés dépend du paramètre SF. Par exemple, neuf bits peuvent être codés dans un chirp en utilisant un facteur d'étalement SF9. Un message envoyé avec un SF plus élevé prend plus de temps à l'antenne et réduit le débit de données mais améliore la résistance au bruit [33]. En plus du SF, LoRa a deux paramètres de couche physique configurables, qui sont la bande passante "Band Width" (BW) et le taux de codage "Coding Rate" (CR). Le module LoRa SX1276 utilisé dans le chapitre suivant a trois bandes passantes optionnelles : 125, 250 et 500 KHz où la plus petite est demandée principalement pour une couverture de plus longue distance et pour une meilleure sensibilité du récepteur, tandis que la plus élevée est généralement utilisée lorsqu'une transmission plus rapide est requise [38]. Le CR est utilisé pour la correction d'erreurs comme il est utilisé dans tout module de communication sans fil et de traitement du signal [38]. L'expression du taux de codage est $CR=4/(4+n)$, n varie de 1 à 4. Plus le taux de codage est faible, plus le "Time on Air" (ToA) pour transmettre les données est élevé.

LoRa a un débit de données variable en fonction des paramètres mentionnés ci-dessus. L'expression du débit de données de LoRa est donnée par :

$$R_b = SF \times \frac{BW}{2^{SF}} \times CR \quad (1.1)$$

Dans la figure 1.6, le format du message de la couche physique est détaillé. Il commence par un préambule de symboles (généralement huit symboles), utilisé pour synchroniser le récepteur avec l'émetteur. Le champ en-tête "header" comprend des informations sur CR, SF, etc. Le champ en-tête contient également un champ de Contrôle de Redondance Cyclique (CRC) qui permet au récepteur d'ignorer les paquets avec un en-tête invalide. Après l'en-tête, LoRaWAN définit un message MAC transporté dans le champ de la charge utile "payload" physique. Le message MAC contient un en-tête MAC qui définit si le message est une donnée ou un acquittement, la version du protocole et si la direction est "uplink" ou "downlink". Il contient également la charge utile MAC qui comprend un champ d'en-tête contenant l'adresse du ED et d'autres informations, un champ de port "port field", et enfin un champ de "frame payload" qui comprend la charge utile réelle de l'application. Notez que l'en-tête a un bit pour l'acquittement du dernier message de données confirmé reçu. Enfin, le message MAC comprend un Message de Contrôle d'Intégrité (MIC) qui est la signature numérique de la charge utile. L'en-tête MAC a une taille minimale de 13 octets et une taille maximale de 28 octets. A la fin, un CRC optionnel de détection d'erreur est envoyé dans le cas de transmissions "uplink" seulement [38][39][40].

b- Sigfox

Sigfox est un réseau de communication sans fil qui appartient à la catégorie des technologies LPWAN à deux niveaux [42]. Les premières versions de la technologie Sigfox ne prenaient en charge que la communication "uplink". Plus tard, elle a été transformée en une technologie bidirectionnelle [43]. La communication "downlink" peut seulement suivre la communication "uplink", où le ED doit attendre pour recevoir une réponse de la station de base [43]. Sigfox a été conçu pour réaliser une communication à longue portée (la couverture est d'environ 50 km dans les régions rurales et se réduit à environ 10 km dans les régions urbaines) avec un faible coût, une connectivité facile, une faible consommation d'énergie et un faible rayonnement électromagnétique sur le corps des patients [43]. En revanche, l'application de Sigfox dans les systèmes WBAN

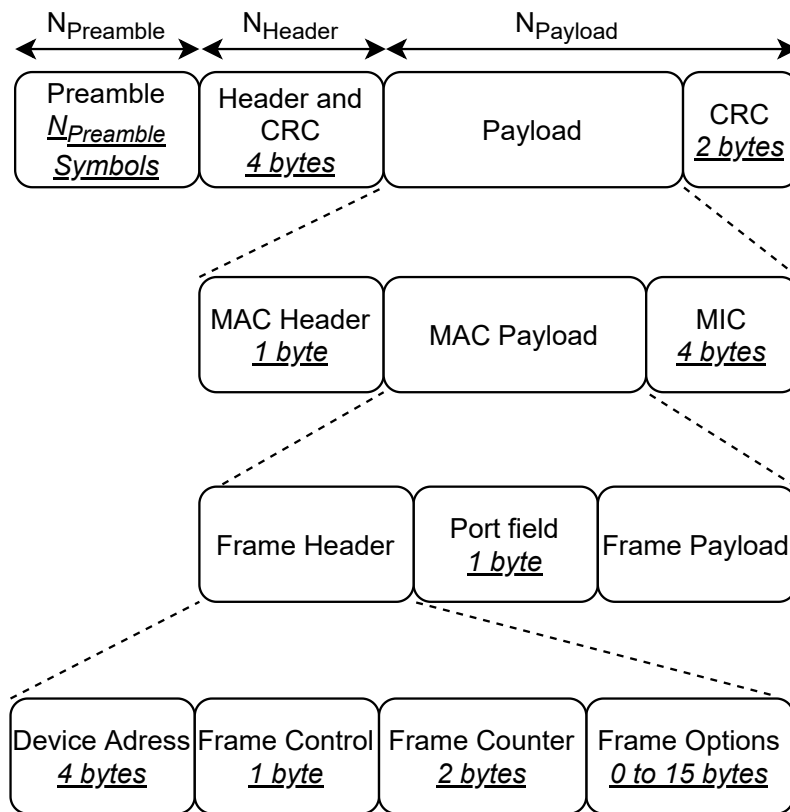


FIGURE 1.6 – Format de message de la couche physique de LoRaWAN [35] [41]

est limitée à cause de plusieurs contraintes [44]. En fait, Sigfox n'offre qu'un débit de 100 bps, ce qui n'est pas adapté avec nombreuses applications médicales telles que la surveillance de l'asthme, la surveillance des patients diabétiques et beaucoup d'autres. De plus, il existe un problème de fiabilité où la présence de tout appareil à proximité peut brouiller le réseau Sigfox. Il est à noter que des résultats dans la littérature ont montré que Sigfox a moins de collisions et de taux d'erreur de paquets par rapport à LoRa [45]. Par conséquent, malgré sa faible consommation d'énergie et sa longue portée, le protocole Sigfox nécessite encore quelques modifications pour s'adapter aux applications médicales WBAN.

c- Ingenu RPMA

Ingenu utilise un schéma multiple physique appelé "Random Phase Multiple Access" (RPMA) basé sur la technique "Sequence Spread Spectrum" [46]. Il s'agit d'une technologie conçue pour fournir une capacité de réseau plus élevée que celles de LoRa et Sigfox. En effet, chaque point d'accès peut gérer des centaines de milliers d'ED, ce qui serait avantageux pour les applications médicales [46]. La portée d'Ingenu est courte par rapport à LoRa et Sigfox [47]. De plus, Ingenu garantit une robustesse pour traiter l'effet Doppler, ce qui le rend approprié pour travailler avec un capteur dans des scénarios de mobilité dans WBAN [48]. Contrairement à la plupart des technologies LPWAN, Ingenu fonctionne dans la bande ISM 2,4 GHz. Par conséquent, les interférences sont plus probables car la bande ISM 2,4 GHz est largement utilisée par de nombreuses autres technologies comme le WiFi et le Bluetooth, ce qui peut affecter l'efficacité du RPMA pour les applications médicales dans WBAN en termes de fiabilité et d'efficacité énergétique [46]. Ingenu permet d'utiliser une puissance de transmission et un gain d'antenne plus élevés, mais cela utilise plus de puissance ce qui n'est pas idéale pour un système WBAN [47].

d- NB-IoT

NB-IoT est une technologie à bande étroite développée pour une longue durée de vie de la batterie (plus de 10 ans), un faible coût, une capacité élevée (jusqu'à 100 000 appareils par cellule), une couverture élevée (environ 10 km dans les régions rurales et réduite à environ 1 km dans les régions urbaines), un débit de données jusqu'à 230 kbps pour le "downlink" et 250 kbps pour le "uplink" et un besoin de faible bande

passante (nécessite seulement 200 kHz) [49] [50]. Pour la consommation d'énergie, MIKHAYLOV et al. [51] indiquent que NB-IoT consomme en moyenne plus de 200 mW pour maintenir la synchronisation du réseau et près de 350 à 700 mW lors de la transmission. Cependant, la latence de la technologie NB-IoT est inférieure à 10 secondes, elle ne peut donc pas être utilisée pour les applications de surveillance urgentes et continues dans WBAN. En effet, la latence élevée la rend plus applicable aux applications tolérantes aux délais. NB-IoT utilise le "Frequency Division Multiple Access" (FDMA) en "uplink" et le "Orthogonal FDMA" (OFDMA) en "downlink". La performance de coexistence est excellente avec Global System for Mobile Communications (GSM) et Long Term Evolution (LTE) dans les bandes de fréquences licenciés [52]. De plus, il y a un problème de fiabilité puisque seulement la moitié des messages sont acquittés dans NB-IoT à cause de la capacité limitée du "downlink", ce qui n'est pas convenable pour les applications médicales WBAN [53].

e- WiFi HaLow

Une nouvelle version de faible consommation et de longue portée de la norme WiFi IEEE 802.11 s'appelle HaLow. WiFi HaLow devrait jouer un rôle important dans l'Internet of Things (IoT) et pourrait être utile pour les connexions entre les petits appareils de faible puissance dans les systèmes WBAN. Contrairement au WiFi classique, le WiFi HaLow fonctionne sur la bande 900 MHz non licenciée, offrant une portée plus longue que le WiFi classique (environ 1 km), une grande capacité (jusqu'à 8 000 appareils connectés à un PA), une grande capacité de pénétration des murs, un débit jusqu'à 300 Mbps et une faible consommation d'énergie nécessaire pour les appareils portables dans les réseaux WBAN (la durée de vie de la batterie peut aller jusqu'à 10 ans). Afin de réduire la consommation d'énergie, les appareils utilisant HaLow se réveillent à un intervalle de temps défini [54] [55] [56].

Il existe différents paramètres et caractéristiques qui sont offerts par chaque technologie aux systèmes médicaux WBAN. Ces caractéristiques peuvent inclure la consommation d'énergie, la portée, le débit de données, la bande de fréquence, la latence et d'autres présentés dans le tableau 1.2. Le tableau 1.2 résume les caractéristiques principales de ZigBee, Bluetooth, BLE, WiFi, Sigfox, LoRa, Ingenu, NB-IoT et WiFi HaLow où la préférence d'une technologie par rapport à une autre peut être faite en se basant sur les facteurs indiqués ci-dessus.

TABLE 1.2 – Les caractéristiques principales de ZigBee, Bluetooth, BLE, WiFi, Sigfox, LoRa, Ingenu, NB-IoT et WiFi HaLow.

Caractéristiques	Bluetooth	BLE	ZigBee	WiFi	LoRaWAN	Sigfox	Ingenu	NB-IoT	WiFi HaLow
Fréquence	2400 MHz	2400 MHz	2400, 868, 915 MHz	2400 MHz, 5000 MHz	433 MHz, 868 MHz, 915 MHz	915 MHz, 868 MHz	2400 MHz	bandes licenciés (ex., 700, 800, and 900 MHz)	900 MHz
Débit	3 Mbps	1 Mbps	20 Kbps (868 MHz), 40 Kbps (915 MHz), 250 Kbps (2400 MHz)	600 Mbps	jusqu'à 50 kbps	100 bps	230-250 kbps	200 kbps	jusqu'à 300 Mbps
Portée	10-100 m	10 Mètres	100 Mètres	100 Mètres	2-20 km	10-50 km	4.6km en zone urbaines	1-10 km	jusqu'à 1 km
Topologie de réseau	Ad-hoc, star, mesh	Ad-hoc piconets	Ad-hoc piconets	star	star	star	star, tree	star	star
Consommation d'énergie/durée de vie de la batterie	100 mW	10 mW	30 mW	Le plus haut	Jusqu'à 10 ans	10 μ W-100 mW/ Jusqu'à 10 ans	Jusqu'à 15 ans	200 mW-700 mW/Jusqu'à 10 ans	Jusqu'à 10 ans
Bande passante	1 MHz	2 MHz	2 MHz	20 MHz, 40 MHz, 80 MHz, 160 MHz	125KHz, 250KHz et 500KHz	100 Hz	1 MHz	200 kHz	1,2,4,8,16 MHz
Technologie à spectre étalé	FHSS	FHSS	DSSS	DSSS	CSS	BPSK	BPSK	QPSK	DPSK and QPSK
Latence	Moins que 100 ms	Moins que 3 ms	Moins que 16 ms	Moins que 3 ms	dépendent de la classe, faible latence pour la classe C	400 ms	Moins que 10 s	Moins que 10 s	-

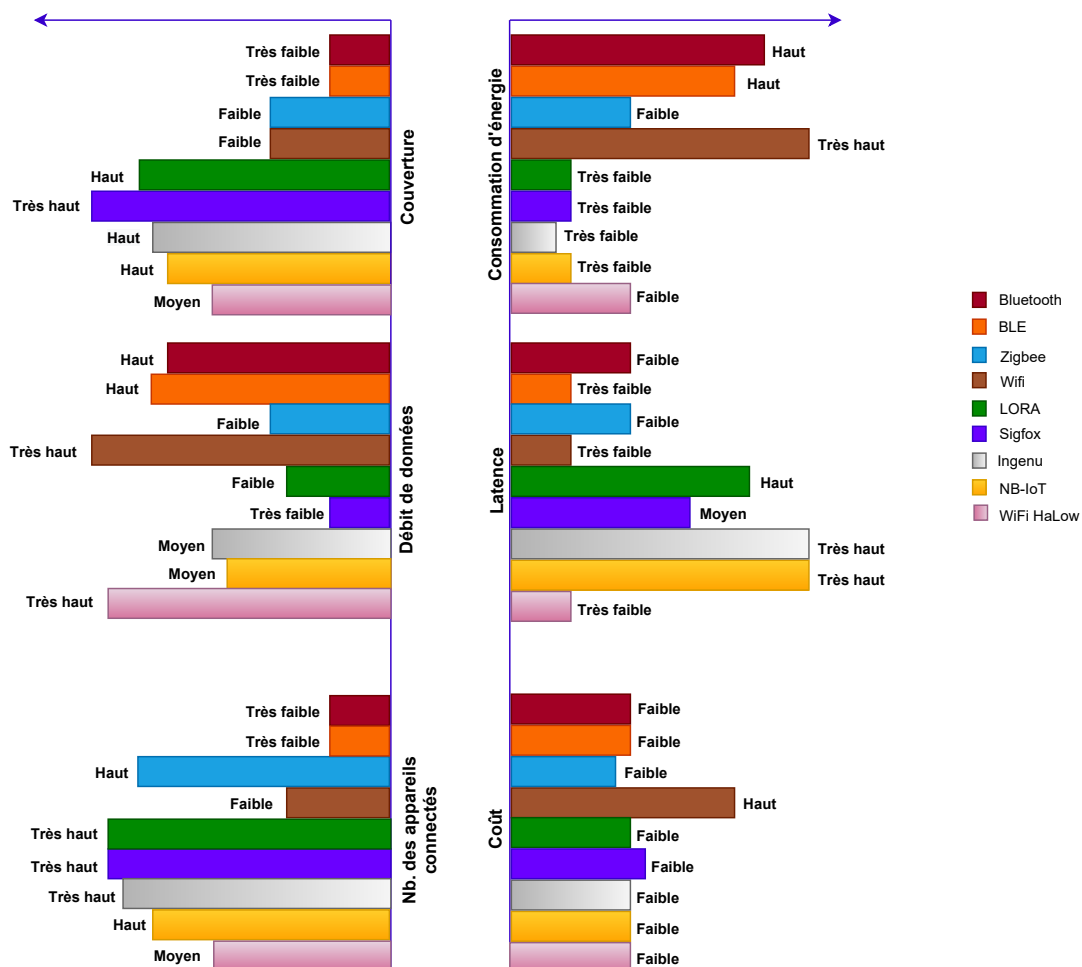


FIGURE 1.7 – Comparaison entre les caractéristiques de Bluetooth, BLE, ZigBee, WiFi, Sigfox, LoRa, Ingenu, NB-IoT et WiFi HaLow

Le diagramme de la figure 1.7 résume les avantages et les inconvénients des technologies Bluetooth, BLE, ZigBee, WiFi, Sigfox, LoRa, Ingenu, NB-IoT et WiFi HaLow selon une série de critères incluant la consommation d'énergie, le débit de données, la portée, le coût [57] [50], la latence et le nombre maximal d'appareils qui peuvent être connectés en même temps [58].

1.3.3 Technologies futures

a- les normes 5G et B5G

La technologie du réseau cellulaire de cinquième génération (5G) devrait fournir un débit de données très élevé jusqu'à 10 Gbps, une faible latence proche d'une milliseconde, une fiabilité élevée, une large bande passante de plus de 100 MHz, une capacité élevée, une atténuation des interférences, un grand nombre d'appareils connectés et un réseau sécurisé [59].

Dans les systèmes WBAN, la 5G pourrait générer des améliorations significatives pour les applications médicales, en particulier pour les applications urgentes et critiques qui nécessitent une transmission de données en temps réel et un débit de données élevé. La 5G peut apporter une très grande amélioration pour la téléchirurgie en utilisant des plateformes robotiques [60]. Elle est également une solution efficace pour la surveillance continue précise en temps réel des patients, et pour détecter la position du patient en cas de situations anormales et elle peut être utilisée pour la transmission rapide d'images et de vidéos médicales [61]. Cependant, la consommation d'énergie de la 5G reste un problème important dans les systèmes WBAN surtout pour les capteurs miniaturisés qui doivent fonctionner pour plusieurs années [62]. Pour les communications mobiles "Beyond 5G" (B5G), un système de capacité plus de 100 fois supérieur aux réseaux 5G est attendu, un débit de données élevé de l'ordre de téraoctets par seconde, une faible latence, une fiabilité élevée. Cela pourrait être très prometteur dans le domaine médical, notamment pour les téléconsultations et la téléchirurgie [63].

b- le norme 6G

La 6G va utiliser le signal térahertz pour la transmission, ce qui va augmenter la bande passante et le débit de données. Les besoins de la technologie de communication 6G pour les futurs systèmes médicaux sont un débit de données élevé (plus de 1 Tbps), une faible latence (moins de 1 ms), une fiabilité élevée, une prise en charge élevée de la mobilité (plus de 1000 km/h) et une bande passante élevée (trois fois plus élevée que 5G) [64].

La 5G et la B5G fournissent une communication 2D, tandis que la 6G va passer aux services 3D utilisant la communication holographique, ce qui va révolutionner les systèmes de santé intelligents, notamment pour la téléchirurgie qui nécessite un débit de données très élevé. D'autres applications telles que le diagnostic à distance des

patients et la supervision des traitements médicaux seront également possibles, où les médecins peuvent diagnostiquer à distance à l'aide de la communication holographique, ce qui peut réduire la charge économique et physique des patients [65].

1.3.4 Choix d'une technologie pour un système médicale

Comme conclusion de cette section, on peut dire que le choix d'une technologie dépend des besoins des capteurs, des besoins du système et de sa capacité à fournir de l'énergie. Par exemple, pour les capteurs qui nécessitent une transmission continue, LoRaWAN devient une option inappropriée mais c'est un choix convenable pour surveiller les patients utilisant des capteurs à faible débit de données qui nécessitent une faible consommation d'énergie. Le tableau 1.2 et la figure 1.7 présentés précédemment nous aident à choisir la technologie adaptée à un système médical suivant les cas d'usage.

1.4 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté un état de l'art sur les réseaux WBAN où nous avons montré leur efficacité dans le domaine médicale afin d'améliorer la qualité de vie humaine.

Après une introduction générale, nous avons introduit les principales caractéristiques des systèmes WBAN telles que l'architecture, la consommation d'énergie, les interférences, la latence, la sécurité et la fiabilité qui sont bien détaillés dans ce chapitre.

En outre, nous avons présenté l'état de l'art de plusieurs technologies de communication sans fil pour déterminer leur pertinence pour les applications WBAN médicales, y compris les nouvelles technologies de communication LPWAN. Le rôle à jouer par la 5G, la B5G et la 6G et leur impact sur les systèmes de santé sont également évoqués.

APPLICATIONS MÉDICALES WBAN ET LEURS DÉFIS

2.1 Introduction

Les réseaux WBAN comprennent généralement plusieurs petits capteurs et un hub central. Selon la maladie à surveiller et selon le cas du patient, les capteurs peuvent avoir différents rôles, différents besoins de débit de données, différentes consommations énergétiques et différentes tailles. Ces capteurs mesurent les données et les transmettent au centre médical via une technologie sans fil. Normalement, cette transmission est assurée par un appareil personnel "Personal Device" (PD) ayant une capacité de calcul très grande par rapport aux capteurs [44]. La surveillance continue offerte par les capteurs permet au médecin de mettre l'état du patient à jour. Par conséquent, ils peuvent laisser les patients se déplacer librement puisqu'ils ne sont pas maintenus au lit [66]. De plus, les réseaux WBAN permettent aux patients de réduire leur séjour à l'hôpital, réduisant ainsi l'inconfort des patients et le risque d'infection dû au long séjour dans les hôpitaux [67] [68]. En particulier, dans le cas d'une pandémie infectieuse comme Covid-19 où la distanciation sociale est nécessaire pour empêcher la propagation de la maladie [69]. En outre, un réseau WBAN peut collecter et traiter en temps réel des données médicales d'une façon sécurisée au moment où les hôpitaux n'étaient plus en mesure de recevoir plus de patients [70].

Dans ce chapitre, les applications médicales dans WBAN sont discutées en présentant leurs méthodologies, les technologies sans fil adoptées et les capteurs utilisés. Étant donné que chaque application médicale nécessite un ensemble de capteurs approprié pour extraire les données, nous mettons en évidence une large gamme de capteurs utilisés dans les systèmes médicaux. Enfin, les défis et les contraintes des réseaux WBAN médicaux sont présentés.

2.2 Applications médicales WBAN

Un réseau WBAN prend en charge plusieurs applications et présente de grands avantages dans la vie quotidienne. Dans le domaine de santé, ces systèmes offrent une surveillance à distance. Avec ce type de surveillance, il sera plus facile d'identifier les situations urgentes. En plus, la surveillance à distance peut diminuer la présence physique des patients dans les hôpitaux et dans les cliniques et ensuite réduit le coût des services médicaux. Ils offrent une surveillance en temps réel ce qui aide à identifier les situations urgentes comme les crises cardiaques, les difficultés respiratoires et les accidents vasculaires cérébraux. Ils offrent une liberté de mouvement, notamment pour les patients ayant des maladies chroniques. Ils offrent une surveillance permanente de l'état physiologique des patients. Cette surveillance est importante pour les dispositifs d'intervention comme les pompes à insuline et les stimulateurs cardiaques.

En plus, les applications WBAN sont également utilisées dans les domaines du divertissement, de l'armée, de la sécurité publique, du sport et dans d'autres domaines [19]. La classification des applications WBAN est la suivante : applications portables non médicales, applications médicales portables et applications médicales implantées. Dans le domaine militaire, les applications WBAN sont utilisées pour améliorer la performance des soldats. Dans ce cas, il est important de surveiller les signes vitaux et les niveaux de stress des soldats [71]. De plus, dans les applications de surveillance sportive, les données physiologiques des athlètes collectées durant un match telles que la température, la fréquence cardiaque et la position du corps peuvent éviter des situations critiques [72].

2.2.1 Projets et travaux des recherches réalisés

Ci-après nous présentons de nombreux travaux concernant quelques applications médicales WBAN, où nous nous concentrons sur la méthodologie de chaque système, sur les technologies et sur les capteurs employés. Nous présentons des systèmes pour surveiller quelques maladies, comme la surveillance des patients de diabète, la surveillance de l'asthme, la surveillance de la maladie de Parkinson et la surveillance de la dépression. Nous présentons encore des systèmes pour surveiller des signes vitaux comme la surveillance de la température du corps humain et la surveillance de la saturation d'oxygène.

a- Patients diabétiques

Le réseau WBAN proposé dans [42] se compose de trois niveaux. Pour le premier niveau, le glucomètre OneTouch Ultra de LifeScan (capteur invasif) ou le glucomètre Combo (capteur non invasif) sont utilisés pour mesurer la glycémie. Après, les données sont transférées via ZigBee ou Bluetooth vers un téléphone intelligent qui agit comme une passerelle pour transmettre des données au point d'accès en utilisant le IEEE 802.11, WiFi ou GPRS. Dans [43], les médecins peuvent surveiller à distance la glycémie du patient à l'aide d'un capteur de glucomètre intégré. ZigBee est utilisé pour envoyer les données sans fil du capteur au système d'application. Le WBAN proposé dans [44] se compose de trois niveaux. La maison du patient suivi est couverte par un réseau ZigBee, les données sont collectées et traitées puis transmises au "service cloud".

b- Surveillance de l'asthme

Le système présenté dans [73] se compose de trois couches comme suit : la couche capteur, la couche réseau personnel et la couche réseau global. L'emplacement de l'utilisateur est surveillé par le GPS "Qstarz BT-Q1000P", l'activité physique par un capteur de mouvement triaxial et la pollution de l'air est surveillée par le compteur de particules Aerocet 531. Pour connecter les capteurs, le réseau personnel (PAN) est fait en utilisant USB, Bluetooth, ZigBee et rs-232. Dans [74], le Bluetooth est utilisé pour envoyer les données du capteur vers le téléphone intelligent, la transmission des données ne se fait que lorsqu'une respiration sifflante est détectée. Dans [75], les données collectées sont transmises d'un bracelet numérique et d'un capteur acoustique via un réseau LoRaWAN. Le bracelet numérique est utilisé pour détecter la présence de nitrite tandis que le capteur acoustique est utilisé pour détecter le sifflement provenant de la poitrine du patient.

c- Surveillance de la fréquence cardiaque

Le système décrit dans [76] est conçu à l'aide de la technologie sans fil ZigBee. Les données sont collectées par un capteur infrarouge et traitées à l'aide d'un microcontrôleur Arduino qui utilise le réseau XBee pour transmettre les données à un ordinateur. Les données collectées par les capteurs dans [77] sont traitées par un microcontrô-

leur, puis envoyées via WiFi. Pour une surveillance efficace, un message est envoyé aux médecins spécialistes dans le cas où les données collectées envoyées au microcontrôleur sont anormales. Le capteur "Polar" dans [78] transmet les données à un PD via ZigBee ou Bluetooth. Le PD fournit à l'utilisateur une interface graphique et audio et utilise le WiFi ou les réseaux mobiles pour transférer les données vers le serveur médical. Dans [79], le patient est surveillé par le capteur de rythme cardiaque TCRT1000 qui est interfacé avec le microcontrôleur méga Arduino. Pour une surveillance efficace, un message est envoyé via GSM au médecin dans le cas où la valeur mesurée dépasse la valeur normale.

d- Maladie de Parkinson

Le système de [80] utilise un certain nombre de capteurs sans fil portables miniatures (basés sur la plate-forme SHIMMER) pour surveiller les patients qui présentent de graves fluctuations de mouvement. Les passerelles telles que les téléphones intelligents sont utilisées pour envoyer les données sur Internet. Le système de [81] se compose d'une montre intelligente portable pour mesurer le mouvement d'un patient et envoyer les données à un serveur de base de données via un téléphone intelligent qui communique via Bluetooth ou WiFi avec la montre intelligente tandis que la communication avec le serveur se fait via des requêtes HTTP.

e- Surveillance de la température du corps humain

Le capteur NTC dans [82] transmet les données au PD sans fil via ZigBee, le PD collecte, traite et télécharge les données via GPRS. Le réseau WBAN proposé dans [83] se compose de trois niveaux, où un appareil Raspberry Pi connecte de nombreux patients et utilise Bluetooth pour recevoir en continu les messages du capteur, puis le Raspberry Pi transmet les données via des câbles au serveur principal. Dans [84], le capteur DS18B20 est utilisé pour surveiller la température. Les auteurs utilisent un microcontrôleur Arduino pour créer un système portable de surveillance médicale. Le système est équipé d'une carte SD, d'un écran et d'un module WiFi 2,4 GHz pour transmettre les données au serveur. Le capteur de température LM35 de [85] envoie les données collectées à un microcontrôleur via la technologie sans fil ZigBee, puis le système envoie ses données en temps réel via un réseau local sans fil à une base de données de surveillance médicale. Les données collectées par des capteurs dans [86]

sont envoyées à une passerelle LoRa via un réseau LoRaWAN, la passerelle transmet les données via des liens 3G/4G à un serveur.

f- Surveillance de la dépression

Une application a été conçue dans [87] en utilisant une plateforme Android, l'application est installée sur un téléphone intelligent pour avertir le médecin en cas d'une situation anormale en générant une alarme. Les capteurs utilisés sont les accéléromètres et les capteurs de pression barométrique.

g- Électrocardiogramme ECG

Le système présenté dans [88] utilise la technologie sans fil ZigBee pour le transfert des données. Le système se compose de deux plates-formes mobiles, la première pour l'acquisition du signal tandis que la seconde pour la surveillance basée sur l'analyse du signal ECG. Dans [89], un système de surveillance à distance WBAN est présenté où une stratégie de gestion de l'alimentation est proposée pour améliorer la durée de vie du système. Un algorithme est également proposé dans cette étude pour classer les signaux ECG en deux catégories : signaux stables et signaux non-stables. L'article [90] présente une approche pour les systèmes de surveillance ECG basés sur les réseaux WBAN. Cette approche vise à identifier les signaux critiques et non critiques à l'aide de l'apprentissage automatique afin de minimiser les erreurs de classification.

h- Saturation d'oxygène

Dans [91], la spectroscopie infrarouge "Near InfraRed Spectroscopy" (NIRS) est utilisée pour mesurer la saturation d'oxygène dans le sang, puis les données sont envoyées du PD au médecin via les réseaux GPRS/WiFi/ZigBee. Dans [92], un oxymètre de pouls digital est utilisé pour lire la saturation d'oxygène SpO2. L'unité de traitement du signal reçoit les lectures via Bluetooth pour prendre la décision d'envoyer ou non un SMS d'alarme. Le système de [93] utilise le capteur de saturation d'oxygène "My signal SPO2 sensor", où les données sont envoyées à un PD en utilisant le réseau LoRaWAN.

Les exigences de débit de données des capteurs médicaux varient de moins de 1 kbps à plus de 100 kbps, cela dépend de la nature des données à envoyer. Par exemple, le rythme cardiaque doit être surveillé en continu tandis que la température doit être envoyée une fois de temps en temps. Pour les patients diabétiques, le débit de données demandé est de quelques kbps, pour la température du corps humain, un débit de données très faible (moins de 1 kbps) est exigé, une centaine de kbps sont nécessaires pour le suivi et le traitement des patients asthmatiques et parkinsoniens et pour la surveillance de la fréquence cardiaque. De plus, l'électrocardiogramme ECG nécessite une centaine de kbps tandis que le débit de données requis pour la surveillance de la saturation d'oxygène est de quelques kbps. La consommation d'énergie dépend fortement du débit de données et de la technologie sans fil utilisée où le choix de la technologie sans fil pour chaque niveau est l'un des facteurs les plus importants dans les systèmes WBAN. Ce choix dépend des besoins de chaque système en termes de besoins de débit de données, de besoins de couverture, de niveau de sécurité requis et d'autres. Pour le coût, la plupart des applications médicales mentionnées ci-dessus sont à faible coût, ce qui constitue l'une des caractéristiques les plus importantes des systèmes WBAN. En revanche, nous avons remarqué l'utilisation du téléphone intelligent dans la majorité des recherches, notamment celles de trois niveaux. Les téléphones intelligents peuvent collecter, analyser et afficher les données via des applications mobiles. Leur utilisation réduit le coût des systèmes de santé où de plusieurs applications (telles que les caméras et les accéléromètres) sont gratuites. Cependant, ils ne sont pas efficaces pour les patients malvoyants ou les personnes âgées qui ne maîtrisent pas la technologie.

2.2.2 Capteurs

Le choix du capteur est un élément très important dans les réseaux WBAN. Il est défini par son rôle, son besoin d'énergie, sa taille et sa durée de vie. Une large gamme de capteurs commerciaux est utilisée afin de mesurer les paramètres physiologiques pour les systèmes WBAN. L'objectif de cette section est de présenter quelques-uns des nombreux capteurs disponibles sur le marché pour la surveillance du glucose, la surveillance de la température, la surveillance de l'asthme, la surveillance du rythme cardiaque et la surveillance de la pression artérielle. Le tableau 2.1 représente la position, la technique de travail et la classification des besoins en débit de données pour

chacun des capteurs.

Les accéléromètres/gyroscopes sont utilisés pour surveiller les mouvements physiques. Les glucomètres sont utilisés pour mesurer la quantité de glucose dans le sang. Récemment, cela peut être fait grâce à la technologie infrarouge et à la détection optique. Les capteurs de température sont utilisés pour mesurer la température du corps et certains d'entre eux peuvent envoyer des signaux en cas de situations anormales. Les capteurs du rythme cardiaque mesurent le nombre de battements par minute. Ils sont utilisés pour surveiller le rythme cardiaque d'un patient afin de diagnostiquer les maladies cardiaques. Les capteurs de pression artérielle sont utilisés pour diagnostiquer et surveiller l'hypertension artérielle qui est un facteur de risque commun pour les crises cardiaques et pour les accidents vasculaires cérébraux. Les caractéristiques importantes à considérer dans le choix des capteurs dans un réseau WBAN sont la consommation d'énergie, la taille, la masse, le coût et le degré de précision. Il est important de maintenir l'équilibre entre ces caractéristiques car certaines d'entre elles sont contradictoires.

TABLE 2.1: Quelques capteurs du marché

Champ d'application/ Maladie	Débit	Ref.	Capteur	Année	Position	Technique
surveillance de la glycémie	Moyen	[94] [95]	Guardian Real-Time	2006	Sous peau	La durée de vie du capteur est de 7 jours. Les résultats du capteur sont rapportés avec un intervalle de 5 minutes et les données sont enregistrées pour l'analyse rétrospective.
	Moyen	[94] [95]	MiniMed 530G	2007	Sous peau	La durée de vie du capteur est de 7 jours. Le glucose est rapporté à un intervalle de 5 min. Les données de glucose sont enregistrées pour une analyse rétrospective.

	Moyen	[94] [95]	FreeStyle	2008	Sous peau	5 jours est le temps d'insertion du capteur, mais la concentration de glucose n'est pas signalée pendant les 10 premières heures. La concentration de glucose est mise à jour toutes les minutes et enregistrée toutes les 10 minutes pour une analyse rétrospective.
	Moyen	[96]	Eyeglasses biosensor	2017	Portable	La surveillance en temps réel de lactate est assurée à l'aide des capteurs intégrés dans les coussinets du pont nasal des lunettes. Les données sont envoyées sans fil à un mobile pour être analysées et visualisées.
	Moyen	[97]	SwEatch	2016	Portable	Le capteur transmet des données en temps réel à l'aide de la technologie Bluetooth à une station de base pour être enregistrées et visualisées. Le capteur peut fonctionner en continu jusqu'à trois heures.
	Moyen	[98]		2016	Portable	Le capteur est intégré dans un bracelet qui utilise la technologie Bluetooth. Le capteur peut fonctionner en continu jusqu'à deux heures.
	Très faible	[99]	Smart-contact lens	2014	Sur peau	Il s'agit d'une lentille de contact intelligente développée par le laboratoire Google[X]. L'utilisateur est averti à l'aide d'une petite LED lorsque la glycémie est inférieure ou supérieure à une valeur moyenne.
Surveillance de la température	Très faible	[100] [101]	IFever	2018	Portable	Il s'agit d'un thermomètre de type montre qui transmet les données via Bluetooth à un téléphone intelligent. le capteur peut fonctionner en continu jusqu'à 648 h grâce à une batterie de 3 V. Sa longueur est de 14 à 19 cm et sa précision est de $\pm 0,1^{\circ}\text{C}$.
	Très faible	[100] [102]	ISense	2018	Portable	Thermomètre de type montre avec une batterie rechargeable permettant un fonctionnement continu de 40 h. La précision est de $\pm 0,1^{\circ}\text{C}$.
	Très faible	[100]	Ran's Night	2018	Portable	Le capteur a une taille de $17 \times 41 \times 84$ mm, une masse de 59 g et une précision de $\pm 0,5^{\circ}\text{C}$. Il mesure la température chaque 10 minutes.

	Très faible	[100] [103]	Thermomètre FeverFrida	2018	Sur peau	Patchs électriques jetables qui alertent l'utilisateur en cas de forte fièvre. Il transmet les données à des intervalles de 4 s et permet une surveillance continue jusqu'à 48 h.
	Très faible	[100] [102]	Capteur STEMP	2018	Sur peau	Patchs rechargeables d'une taille de 33 mm×20 mm×6 mm et d'une précision de $\pm 0,2^{\circ}\text{C}$.
	Très faible	[104]	Thermomètre médical Aranet	2020	Portable	Le capteur est connecté à un émetteur sans fil par un câble. Le capteur peut envoyer ses mesures une fois par minute et a une précision de $\pm 0,1^{\circ}\text{C}$.
Surveillance de l'asthme	Élevé	[105]	Propeller	2016	Portable	Les capteurs Propeller se fixent aux inhalateurs des patients. Les capteurs suivent automatiquement où, quand et à quelle fréquence le patient utilise ses médicaments, et ils envoient ces informations à une application sur le téléphone.
	Élevé	[106]	AirSonea	2013	Portable	Le moniteur d'asthme se synchronise avec les téléphones intelligents pour permettre à un patient de surveiller facilement et à tout moment les symptômes de respiration sifflante. L'appareil est placé sur le cou et il est permis d'enregistrer les sons émis par la respiration. Les données sont transmises via Bluetooth à un téléphone intelligent pour être analysées et enregistrées.
	Élevé	[107]	Wing	2015	Portable	Le capteur mesure la vitesse et le volume maximal qu'un patient peut expirer pendant une seconde. Un téléphone intelligent est utilisé pour afficher les résultats.
Surveillance du rythme cardiaque	Élevé	[108]	BH1790GLC	2019	Portable	Capteur de rythme cardiaque conçu pour donner des informations sur le rythme cardiaque lorsque l'utilisateur place son doigt au dessus. Ces informations peuvent être connectées directement afin de mesurer le rythme cardiaque via un microcontrôleur.

	Élevé	[109]	TCRT 1000		Portable	Un capteur de poignet portable où les données sont envoyées à l'ordinateur via Bluetooth pour le traitement
	Élevé	[109]	Capteur Smart QHeart Rate		Portable	Il se compose d'une LED IR incrustée dans un clip fixé au lobe de l'oreille ou au doigt et d'une partie détecteur fixée sur le corps.
	Élevé	[110]	BH1790GLC	2017	Portable	Capteur de faible puissance de taille 2,8x2,8x1 mm. Il est utilisé pour surveiller le rythme cardiaque. Il intègre un LED et une photodiode de détection de lumière verte.
	Élevé	[111]	Polar H10	2017	Portable	Capteur très précis, fonctionne pour environ 400 heures. Le capteur utilise Bluetooth pour transmettre les données à un téléphone intelligent.
	Élevé	[112]	Pulse sensor	2011	Portable	Il s'agit d'un capteur de fréquence cardiaque pour Arduino. Il a un diamètre de 16 mm et une épaisseur de 3 mm et une consommation électrique de 20 mW. il a un câble de 24 terminé par un connecteur mâle standard.
Accéléromètres et gyroscopes	Élevé	[113]	MPU-9250 Invensense	2016	Portable	Un dispositif de suivi de mouvement à 9 axes, un capteur gyroscope/accéléromètre/magnétomètre avec une taille de 3x3x1mm et une consommation énergétique de 9,3 microampères.
	Élevé	[114]	MMA8451Q	2017	Portable	Le capteur MMA8451Q est un accéléromètre à trois axes, il est de faible puissance, avec une résolution de 14 bits et a une taille de 3x3x1mm.
	Élevé	[115]	LSM 303 DLHC	2011	Portable	Le capteur LSM303DLHC combine un accéléromètre 3 axes avec un magnétomètre 3 axes. Il a une taille de 3x5x1mm. La carte fonctionne avec une tension de 2,5 à 5,5 V.

		[116]	BNO055	2016	Portable	Le capteur BNO055 combine un accéléromètre 3 axes, un gyroscope 3 axes, un géomagnétique 3 axes et un microcontrôleur. Sa taille est de 3,8x5,2x1,1 mm.
Surveillance de la pression artérielle	Faible	[117]	biosignals plus	2018	Portable	Capteur de taille 72x70x32mm avec une précision de ± 3 mmHg et une masse de 140g.
	Faible	[118]	IProven BPM-337BT	2017	Portable	IProven est une montre pour la surveillance de la pression artérielle de taille 80x65x22 mm avec une masse de 120g.
	Faible	[119]	Omron M7 Intelli IT	2015	Portable	Le M7 Intelli IT de taille 124x90x161mm utilise le Bluetooth et a une masse de 390g et une précision de ± 3 mmHg.

2.3 Les défis des réseaux WBAN

Le principal objectif des réseaux WBAN est de réaliser un réseau sécurisé et privé avec un degré élevé de fiabilité. Des besoins supplémentaires tels qu'une faible latence, un rendement énergétique élevé et une absorption moindre des rayonnements par le corps humain sont également d'une grande importance. Cette section détaille les défis les plus urgents et quelques pistes de recherche pour les surmonter.

2.3.1 La consommation d'énergie

La consommation d'énergie reste l'un des problèmes majeurs où une longue durée de vie des capteurs est requise, notamment pour des capteurs implantés sous la peau. Ces capteurs pourraient avoir besoin de fonctionner pendant plusieurs années avant de remplacer leurs batteries. Pour cette raison, de nombreuses recherches ont été motivées pour étudier les moyens d'économiser l'énergie, soit en maximisant la durée du mode veille des capteurs, soit en évitant les collisions et ainsi la retransmission des données. Plusieurs chercheurs ont étudié des techniques pour recharger la batterie en se basant sur le mouvement du corps [120]. D'autres chercheurs ont fabriqué un

capteur auto-alimenté sans fil qui est alimenté par le corps humain [121], tandis que dans [122], des chercheurs ont étudié la transmission sans fil d'énergie à courte portée vers des appareils électroniques. De plus, avec la transition vers la 5G, l'optimisation de l'efficacité énergétique est toujours à l'étude. Ainsi, des recherches sur le WBAN basé sur la 5G sont encore nécessaires pour atteindre l'efficacité énergétique élevée requise par ces réseaux.

2.3.2 La sécurité

Plusieurs prototypes de sécurité pour les réseaux WBAN ont été décrits dans la littérature. Malgré ces études, la sécurité des données médicales dans un réseau WBAN reste un énorme défi qui nécessite des mécanismes appropriés.

Premièrement, dans un avenir proche, les réseaux WBAN vont devenir plus répandus, où les données du patient seront partagées avec les membres de la famille, les médecins, les hôpitaux, les pharmacies et autres, ce qui nécessite un niveau élevé d'ensembles de politiques cohérentes pour protéger la vie privée du patient.

Deuxièmement, les réseaux WBAN peuvent être vulnérables à diverses attaques. Les auteurs de [123] ont classé ces attaques de sécurité en deux types d'attaques : externe et mauvais comportement. Pour l'attaque externe, elle peut être facilement gérée par les mécanismes de sécurité traditionnels alors qu'elle ne peut pas gérer les attaques par le mauvais comportement qui nécessitent plus d'études de recherche.

Troisièmement, un autre domaine qui nécessite une attention est le domaine de la gestion de la confiance. La confiance est le degré auquel un nœud peut être considéré comme digne de confiance, fiable et sûr lorsqu'il interagit avec d'autres nœuds. Les dernières recherches sur la gestion de la confiance pour un réseau WBAN sont présentées dans [124].

Quatrièmement, les mécanismes de sécurité complexes pour les réseaux WBAN nécessitent plus de ressources énergétiques. Un équilibre entre de nombreux facteurs tels que la sécurité, la consommation d'énergie, l'efficacité et la praticité est donc crucial et nécessite plusieurs recherches pour parvenir à une utilisation généralisée des applications médicales WBAN.

2.3.3 L'absorption des radiations par le corps humain

L'absorption des rayonnement de radiofréquences a un impact négatif sur le corps humain, notamment pour les organes sensibles. Par exemple, l'exposition des yeux à un rayonnement infrarouge est une préoccupation majeure. L'exposition à des rayonnements d'un taux d'absorption de 8 W/Kg dans la tête ou la poitrine pendant une durée de 15 minutes peut entraîner un risque de lésions tissulaires [125]. Le taux d'exposition maximal autorisé est de 2W/kg en Europe et de 1,6W/kg aux USA. Cela introduit des contraintes sur les puissances d'émission adoptée par les systèmes de télécommunications, ce qui impacte directement le débit. Ainsi, l'un des principaux défis d'un réseau WBAN est de réduire le taux de radiations [126]. Afin de minimiser l'énergie absorbée par le corps humain, les capteurs doivent maintenir leur efficacité énergétique pour maintenir une absorption de faible puissance [127]. Ainsi, les équipements WBAN devraient pouvoir fonctionner moins longtemps et utiliser une transmission à faible puissance. Ceci est lié au choix de la technologie et de la méthodologie du système où les technologies LPWAN peuvent devenir l'une des solutions grâce à leur faible puissance de transmission et de leur faible cycle de service.

2.3.4 Les protocoles des technologies LPWAN

Les technologies LPWAN sont des technologies prometteuses de part leur faible consommation d'énergie et leur longue portée, mais il reste quelques modifications à faire dans les protocoles LPWAN afin de supporter les applications e-santé. Les transmissions urgentes et à la demande dans les deux sens uplink et downlink sont très demandées dans les applications médicales, mais ne sont pas prises en charge dans de nombreux protocoles LPWAN, tels que LoRaWAN, où le protocole est principalement conçu pour les transmissions Uplink. D'autres défis liés à la mobilité des patients doivent être résolus par ces protocoles car certains d'eux ne prennent pas en charge la communication des objets mobiles [128].

2.3.5 les interférences

les interférences dans les réseaux WBAN constituent un problème principal qui exige des solutions solides. L'emploi de plusieurs capteurs sur le corps humain dans un réseau WBAN, en plus de la coexistence de plusieurs réseaux WBAN dans la même

zone, rend la coordination entre les systèmes WBAN nécessaire et difficile [129]. Le problème d'interférences peut également se poser entre les réseaux WBAN et les autres réseaux sans fil dans les bandes ISM. Ces interférences entraînent une faible fiabilité des données médicales, une inefficacité énergétique et une latence élevée causée par la distorsion du signal.

Récemment, plusieurs méthodes ont été proposées dans la littérature pour atténuer les interférences dans un réseau WBAN. Dans [130], un schéma basé sur des règles d'atténuation efficaces "Efficient Mitigating Rules EMR" est proposé au niveau du coordinateur central pour atténuer les interférences. Le travail de [131] formule la sélection de canaux des coordinateurs coexistants dans un réseau WBAN. L'article [132] considère l'atténuation des interférences au niveau des nœuds au lieu de traiter le réseau WBAN dans son ensemble. Dans l'article [133], un schéma TDMA distribué est proposé pour minimiser la probabilité de collision entre les nœuds dans les réseaux WBAN coexistants. De plus, il est bien connu que le contrôle de puissance est utilisé pour atténuer les interférences, plusieurs études prouvent leur efficacité pour réduire les interférences. Afin d'atténuer les interférences entre les réseaux WBAN, les auteurs de [134] proposent une approche basée sur le jeu de contrôle de puissance qui est basée sur les informations d'interaction sociale des patients. Dans [135], un protocole MAC adaptatif de contrôle de puissance de transmission est proposé afin d'améliorer le débit du réseau en utilisant un seul canal et un seul transmetteur. En contrôlant la puissance de transmission, les transmissions simultanées sont activées sans interférence entre elles. Le travail de [136] vise à contrôler la puissance de transmission pour réduire le niveau d'interférence. Cela permet d'augmenter la probabilité de transmissions simultanées et la durée de vie de la batterie.

2.3.6 La fiabilité et la qualité de service

La fiabilité de la transmission est un problème critique pour assurer la performance d'un réseau WBAN [137]. Les données surveillées doivent être reçues correctement par le centre médical sinon cela peut être dangereux si un événement mettant la vie en danger n'est pas détecté. La fiabilité comprend la transmission des données dans un délai raisonnable et une transmission garantie des données. Les causes de non fiabilité sont la faible portée de transmission, les interférences, le routage inefficace et autres [138].

La qualité de service (QoS) est l'une des caractéristiques de base pour obtenir un réseau fiable. Une qualité de service fiable indique l'arrivée des paquets dans le bon ordre et à temps [19]. Selon [139], la QoS est un élément clé de la transmission d'informations médicales dans un réseau WBAN, où les applications critiques nécessitent une QoS plus élevée. Une qualité de service élevée nécessite un débit élevé, ce qui est un élément important pour améliorer la performance du système. Le débit est proportionnel à la charge du paquet et inversement proportionnel au délai de transmission. La QoS nécessite également un délai minimal afin d'assurer l'efficacité des données. Un autre besoin est de maximiser la durée de vie du réseau en contrôlant les principales sources d'énergie perdues [17]. La 5G peut être un bon candidat pour aider un système WBAN à atteindre une qualité de service élevée, car cette génération doit garantir un débit de données élevé, une fiabilité élevée et une latence très faible. Cependant, cela peut augmenter la consommation d'énergie. Un compromis entre ces facteurs pour obtenir une bonne performance est exigé.

2.4 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté une liste de méthodologies et de fonctionnalités pour une large gamme d'applications médicales dans un réseau WBAN et nous avons également présenté une gamme de capteurs utilisés dans ces systèmes en fonction de leur taille, leur position et leur technique de travail.

Nous avons parlé des principaux défis pour les applications médicales dans les systèmes WBAN.

Dans le chapitre suivant, nous nous sommes basés sur les deux premiers chapitres pour choisir la technologie LoRa pour assurer une faible consommation d'énergie tout en proposant une application WBAN médicale intelligente pour la détection précoce des symptômes pathologiques.

***HeaLoRa* : APPLICATION MÉDICALE À FAIBLE CONSOMMATION D'ÉNERGIE UTILISANT LA TECHNOLOGIE LoRa**

3.1 Introduction

Comme déjà évoqué dans le premier chapitre, l'intégration de nouvelles technologies sans fil dans les systèmes médicaux suscite un grand intérêt de la part de l'industrie et de la communauté de recherche afin de parvenir à une transmission de données sécurisée, fiable et économe en énergie. Grâce à sa longue portée et son efficacité énergétique, LoRa est l'une des technologies sans fil utilisées dans les systèmes de santé pour surveiller la situation médicale des patients (figure 3.1).

Dans ce chapitre, nous proposons une plate-forme WBAN médicale à faible puissance qui utilise la technologie LoRa pour la communication des données. Cette plate-forme est appelée *HeaLoRa* (Health-LoRa) et vise une surveillance adaptative des patients. Les médecins peuvent surveiller à distance la température, la saturation d'oxygène, la pression artérielle et la fréquence cardiaque du patient pour éviter toute anormalité. En plus, l'acquisition et la transmission des données sont contrôlées selon une stratégie de réduction des données redondantes visant à optimiser la consommation d'énergie. En se basant sur le score d'alerte précoce (Early Warning Score EWS), la configuration du système est adaptée de manière dynamique, à l'aide d'un contrôleur à logique floue qui prend la décision concernant la durée du mode veille du système et le débit de données envoyées. En plus, un modèle analytique de la consommation d'énergie pour la transmission acquittée utilisant la technologie LoRa est développé dans ce chapitre. Les contributions de ce chapitre peuvent être résumées comme suit :

- Premièrement, nous avons étudié la performance de la technologie LoRa pour la

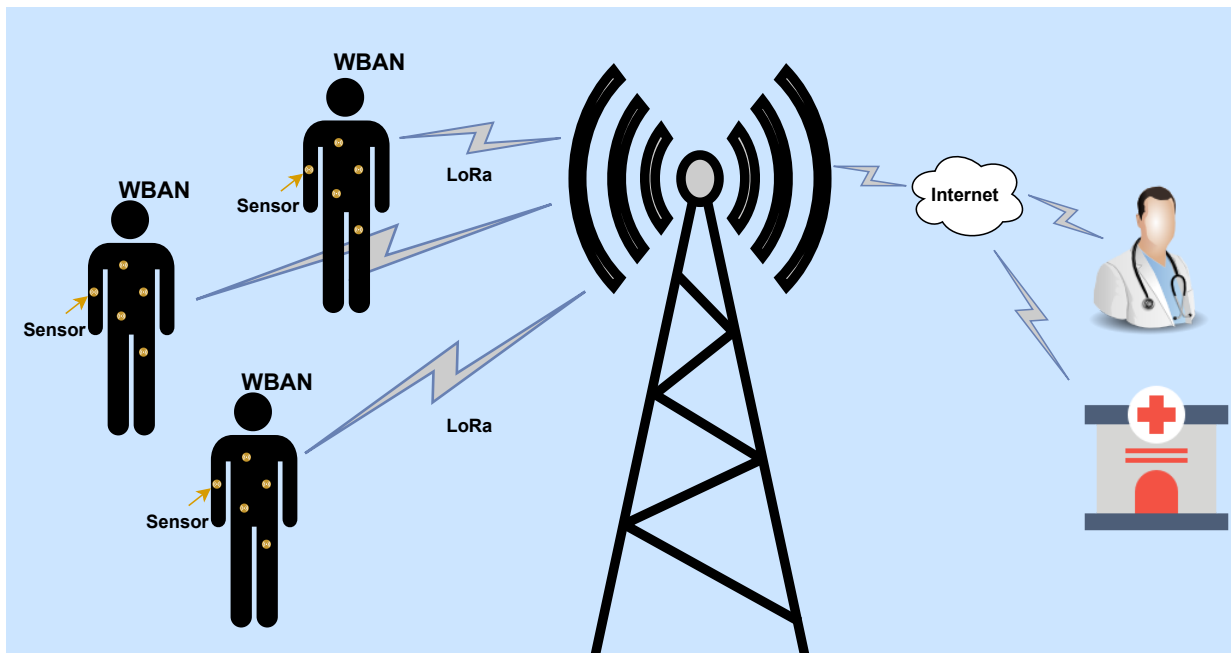


FIGURE 3.1 – Application médicale utilisant la technologie LoRa

transmission des données médicales. Pour répondre aux besoins de la surveillance des patients, le nombre de transmissions autorisé et la consommation énergétique sont deux critères pour évaluer la performance de LoRa.

- Deuxièmement, nous avons proposé un modèle qui analyse la consommation d'énergie d'un système utilisant la technologie LoRa pour des applications médicales.

- Troisièmement, nous avons proposé un système IoT de santé appelée *HeaLoRa* (Health-LoRa) de faible consommation énergétique basé sur le EWS et utilisant la technologie LoRa. *HeaLoRa* surveille les paramètres physiologiques humains, y compris la température du corps humain, la fréquence cardiaque, la saturation d'oxygène et la pression artérielle afin d'identifier le niveau de risque (RL) d'un patient et afin de détecter toute situation anormale. *HeaLoRa* surveille les patients à distance réduisant ainsi la fréquence de présence dans les hôpitaux ce qui réduit le coût médical et augmente la capacité de l'hôpital.

- Quatrièmement, des simulations ont été effectuées afin de vérifier l'efficacité énergétique pour deux scénarios : le premier surveille un patient dans une situation médicale normale et le second dans une situation anormale. Nous étudions l'impact du facteur d'étalement (Spreading Factor), du taux de codage (Coding Rate), de la bande

passante (Band Width) et de la probabilité de collisions sur la durée de vie du système.

Dans le reste de ce chapitre nous avons décrit le système EWS. Puis nous avons présenté l'architecture, les matériels utilisés et le mécanisme de travail du système. Ensuite, un modèle analytique est proposé pour étudier la performance du système et des résultats numériques sont présentés.

3.2 Choix de LoRa

Par rapport à Sigfox et NB-IoT, LoRa est la technologie LPWAN la plus utilisée et elle est déployée dans plusieurs pays [140]. De plus, LoRa a été adoptée dans notre travail grâce à sa longue portée. LoRa fournit la sensibilité du récepteur la plus élevée avec une consommation d'énergie plus faible par rapport à d'autres technologies LPWAN [141]. LoRaWAN, le protocole de réseau LoRa, est une source ouverte contrairement à Sigfox et à NB-IoT, ce qui facilite le déploiement de cette technologie. L'équipement et l'installation de LoRaWAN sont moins chers comparés aux deux autres technologies [142]. En outre, LoRa est immunisée contre les interférences et son débit de données est adapté de manière dynamique en fonction de la distance et du SF utilisé. En fait, la technologie Sigfox a été exclue de ce travail à cause du manque de signaux d'acquittement pour tous les messages "uplink". Le manque d'acquittement des messages transmis est très risqué pour les applications médicales, surtout pour les situations médicales critiques.

3.3 Le système EWS

EWS (Early Warning Score) est un système médical qui utilise des scores pour déterminer la situation médicale des patients afin d'identifier les patients qui nécessitent une intervention urgente [143][144][145]. Grâce à EWS, nous pouvons déterminer le degré de criticité de la situation médicale d'un patient, appelé score. Après la détermination du score de chaque paramètre, nous pouvons calculer le niveau de risque RL (Risk Level). Le score '0' indique une situation normale. Ce score augmente avec la criticité de la situation médicale du patient, en atteignant la valeur maximale '3' pour la situation la plus urgente [146]. Dans notre travail, les paramètres EWS utilisés sont la température du corps humain, la pression artérielle, la fréquence cardiaque et la

saturation d'oxygène. Comme indiqué en détails dans le tableau 3.1, en se référant à l'EWS, la valeur normale de la température du corps humain est comprise entre 36,1 et 38 °C. Toute variation au-dessus ou au-dessous de ces valeurs entraîne une variation de la valeur du score où le score 1 correspond à une température comprise entre 38,1 et 39°C ou entre 35,1 et 36°C. Le score 2 correspond à une température supérieure à 39,1 °C et le score 3 à une température inférieure à 35 °C. La fréquence cardiaque normale qui correspond au score 0 est de 51 à 90 bpm. Ce score varie à 1 si la fréquence cardiaque est comprise entre 41 et 50 ou entre 91 et 110, à 2 si elle est comprise entre 111 et 130, et à 3 si la fréquence cardiaque est inférieure à 40 ou supérieure à 131. Pour la saturation d'oxygène, le score 0 est pour une valeur égale ou supérieure à 96 %, le score augmente avec la diminution du pourcentage indiquant un faible taux d'oxygène dans le sang qui nécessite une révision médicale où il sera à 1 pour un pourcentage entre 94 et 95 %, 2 si le pourcentage est compris entre 92 et 93% et 3 s'il est inférieur à 91%. Pour la pression artérielle, la valeur optimale indiquant un score 0 est comprise entre 111 et 219, un score 1 s'il est compris entre 101 et 110, score 2 entre 91 et 100 et 3 s'il est inférieur à 90 ou supérieur à 220. En additionnant le score de chaque paramètre mesuré, on obtient le Modified Early Warning Score (MEWS) qui indique le RL [147] du patient. Si le score MEWS est 0, cela indique que le patient est en cas normal, un score supérieur à 0 indique que le patient est dans la zone de risque. Le RL augmente avec l'augmentation du score MEWS [148]. Dans notre travail, le RL est calculé en utilisant la logique floue qui est expliquée dans la section suivante.

Il est à noter que les paramètres médicaux à mesurer et à analyser sont variables selon la situation du patient. En plus, certains paramètres médicaux peuvent être plus ou moins graves en fonction du cas médical de chaque patient. Afin de surmonter ce problème, l'algorithme basé sur les valeurs de EWS mentionnées dans le tableau 3.1 est dynamique et peut être modifié en fonction du patient.

3.4 Description et fonctionnement du système

Dans cette section, nous décrivons le système proposé, l'architecture, la conception, le mécanisme de fonctionnement, les matériels et le rôle de chaque composant. Le but de notre système est d'analyser certaines données médicales collectées du patient et de les envoyer au médecin ou au centre médical. La situation du patient est

TABLE 3.1 – Early Warning Score “EWS”

Score	0	1	2	3
Saturation d'oxygène	$\geq 96\%$	94-95%	92-93%	$\leq 91\%$
Température	36.1-38°C	38.1-39°C ou 35.1-36°C	$\geq 39.1^\circ\text{C}$	$\leq 35^\circ\text{C}$
Fréquence cardiaque	51-90	41-50 ou 91-110	111-130	≤ 40 ou ≥ 131
Pression artérielle	111-219	101-110	91-100	< 90 ou ≥ 220

surveillée et diagnostiquée afin de prévenir les problèmes médicaux.

3.4.1 Architecture

Dans notre travail, les capteurs sont déployés sur le corps du patient où l'architecture de *HeaLora* est séparée en trois niveaux, comme le montre la figure 3.2.

Le premier niveau se compose de capteurs portables comprenant un capteur de température pour mesurer la température du corps de l'utilisateur, un capteur de pouls pour mesurer le nombre de battements cardiaques d'un utilisateur par minute, un capteur de la saturation d'oxygène pour mesurer le pourcentage de niveau d'oxygène dans le sang de l'utilisateur et un capteur de pression pour mesurer la pression artérielle humaine. Ces quatre capteurs sont fixés sur le corps du patient pour collecter des données. Ces données collectées sont envoyées par des câbles fins au microcontrôleur afin de les analyser. Tous ces composants sont alimentés par une seule batterie fixée sur le corps du patient. Notons que seules les dernières valeurs mesurées sont stockées dans le premier niveau. Ces valeurs sont indispensables pour le calcul de la variation et l'analyse des données.

Le deuxième niveau vise à relier les capteurs à la passerelle. Le système analyse les données et prend la décision sur la transmission de ces données à la passerelle ou

non. En cas de transmission, les données sont envoyées à une passerelle en utilisant un émetteur LoRa.

Le troisième niveau consiste à la communication entre la passerelle LoRa et le point central contenant le serveur médical. Cette communication se fait via Internet pour transmettre les données aux médecins spécialistes pour les analyser et prendre la décision finale sur le cas du patient. En plus, le point central contient toutes les données enregistrées du patient telles que les informations personnelles et l'état de santé actuel. La figure 3.2 résume l'architecture décrite.

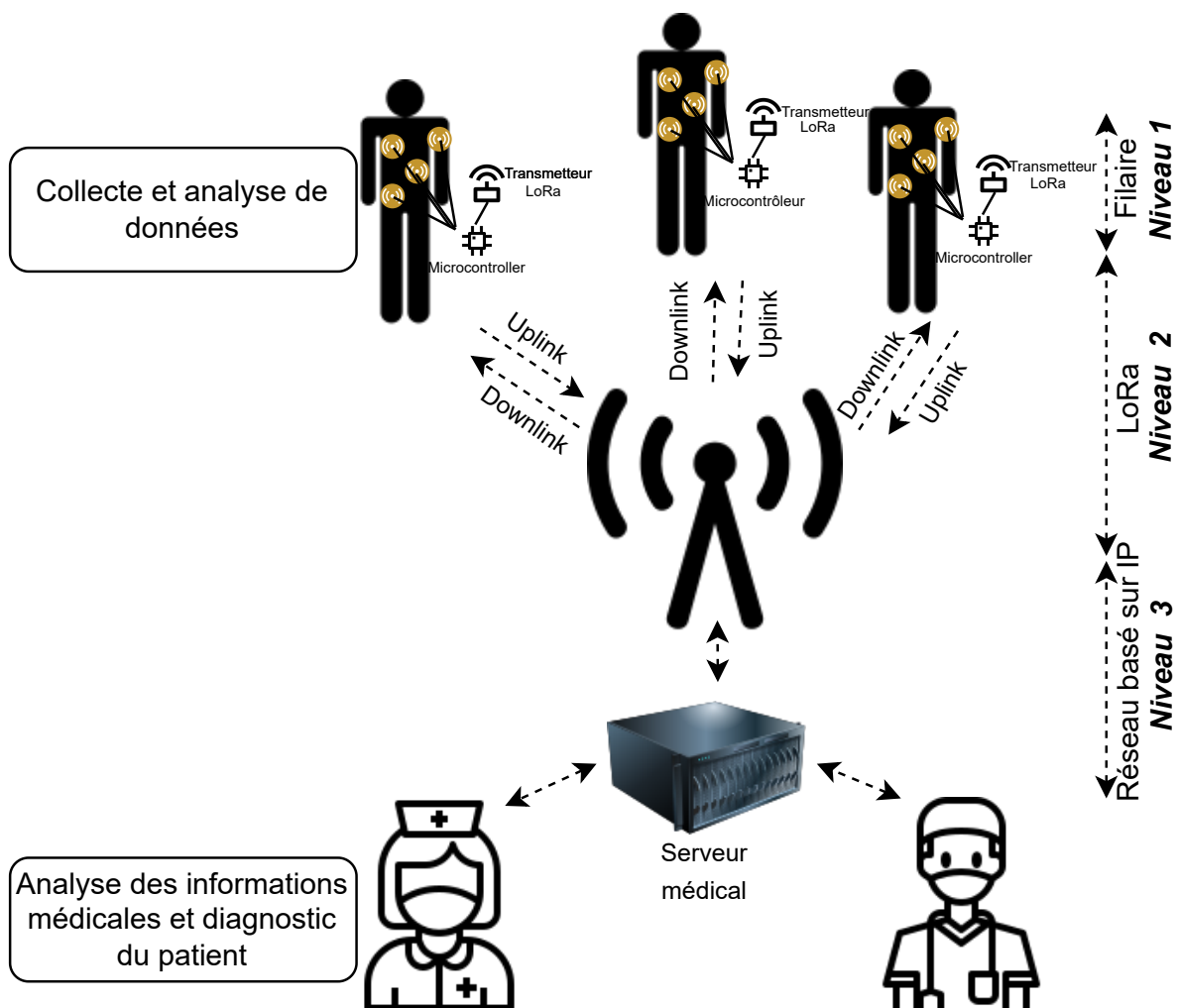


FIGURE 3.2 – L'architecture de *HeaLoRa*

3.4.2 Mécanisme proposé

Dans le cadre de *HeaLoRa*, un algorithme est développé pour le diagnostic de la situation médicale d'un patient et pour la détection des situations anormales. Notre objectif est de prolonger la durée de vie de la batterie en minimisant l'énergie consommée par le système. Nous avons développé un système dynamique où les données sont envoyées dans un temps régulé et contrôlé, selon les besoins, en se référant à l'état de criticité. En cas d'absence de collecte, de traitement, de réception ou de transmission de données, le système entre en mode veille. Le mode veille réduit la puissance consommée parce que le système est éteint durant le temps inutilisé. Les scores pour chacune des quatre valeurs mesurées ne sont envoyés qu'en cas de variation d'un état à un autre selon les états du "EWS" comme suit :

- Pour la première mesure, les quatre capteurs collectent toutes les données et envoient leurs scores, puis le système entre en mode veille.
- Pour les autres mesures, le système se réveille et prend des mesures. Si le score de tous les paramètres n'est pas modifié, les données ne sont pas envoyées et le système entre en mode veille. Si le score d'un seul paramètre au moins est modifié, le système envoie les scores de toutes ses données mesurées puis entre en mode veille.
- Dans le cas normal, où il n'y a pas de variation du score, les données sont envoyées une fois toutes les six heures pour s'assurer que le système fonctionne normalement et pour informer le médecin que le patient surveillé est en état stable. Le transmetteur seul entre en mode veille pour six heures tandis que les autres composants du système se réveillent pour mesurer et analyser les données afin de s'assurer qu'aucune situation anormale ne se produit. En cas d'anormalité, le transmetteur se réveille pour envoyer des données au serveur médical. La durée du mode veille de six heures choisie est flexible et peut être adaptée en fonction des besoins du médecin. Cette durée est inversement proportionnelle à la consommation d'énergie. Plus cette durée est grande, plus le système économise de l'énergie. Cependant, le médecin ne sera pas mis à jour par la situation du patient. L'impact de cette durée doit être évalué. La figure 3.3 montre l'effet de la variation de cette valeur sur la durée de vie du système. Cette figure est dessinée en calculant l'énergie basant sur les équations 3.6 et 3.7 détaillées dans les parties 3.6.2 et 3.6.3 en augmentant le nombre de transmissions N basant sur l'intervalle du temps séparant deux transmissions en cas normal.

Après avoir pris la décision d'envoyer les données ou non, en se basant sur la variation des scores des paramètres mesurés, le système passe en mode veille dans les

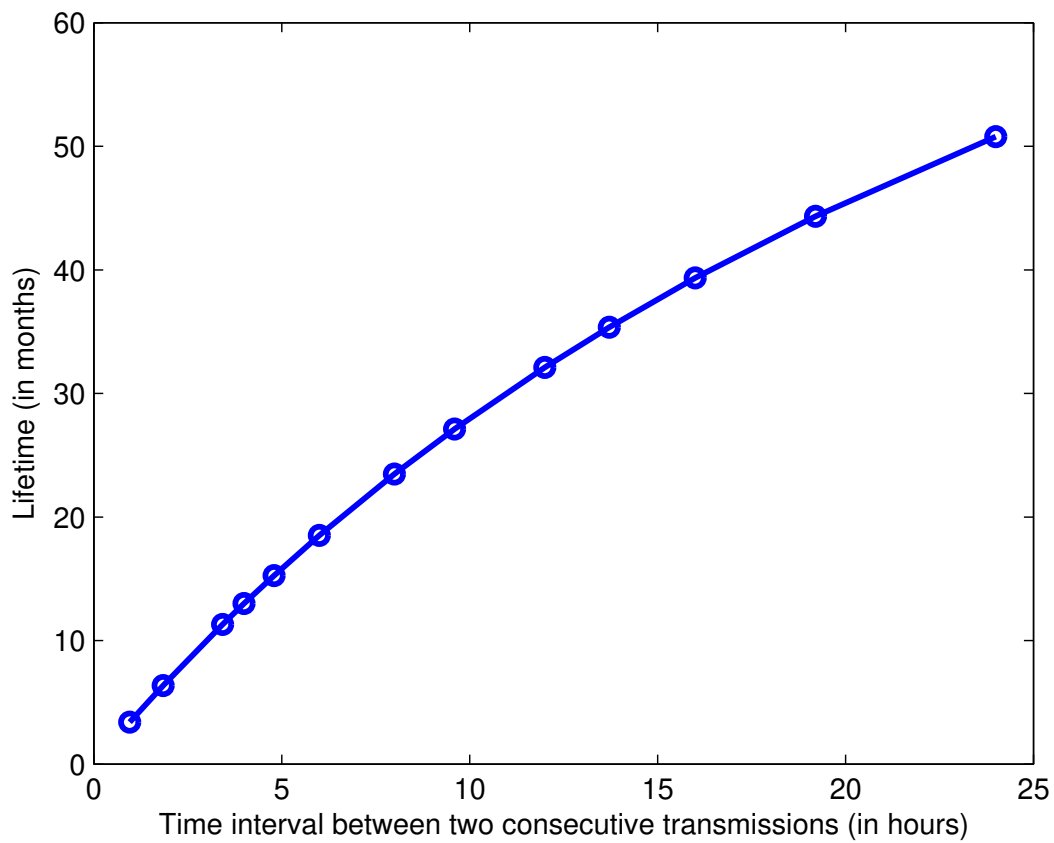


FIGURE 3.3 – Effet de l'intervalle du temps entre deux transmissions sur la durée de vie du système, en cas d'une situation normale

deux cas. Lorsque la durée du mode veille se termine, le système se réveille et répète le même processus. L'intervalle de temps entre deux mesures de données est basé sur le RL expliqué plus tard dans cette section. Plus le RL est élevé, plus on diminue la durée du mode veille. Le diagramme de la figure 3.4 représente l'algorithme décrit. Comme le montre la figure, le système se réveille, les quatre capteurs mesurent les paramètres médicaux, puis les données sont analysées pour étudier si le score est modifié. En cas de variation des scores, les données sont transmises puis le système calcule le RL pour déterminer la durée du mode veille avant de passer en mode veille. Sinon, le système calcule le RL et la durée du mode veille puis il passe directement en mode veille.

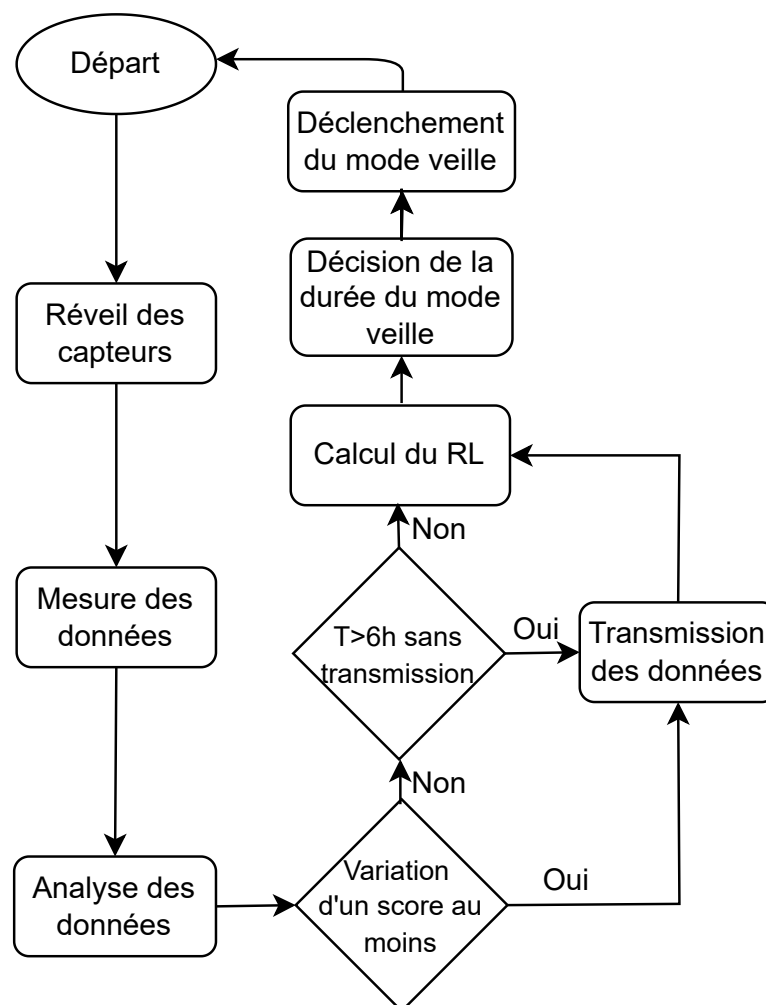


FIGURE 3.4 – Le cycle de vie dynamique du système

3.4.3 Système d'inférence floue

Dans ce travail, le RL est calculé à l'aide de la boîte à outils floue de Matlab [148] avec quatre entrées qui représentent les quatre paramètres médicaux mesurés et une sortie qui représente le RL du patient. L'inférence floue "Fuzzy Inference System" (FIS) est la formulation de la cartographie des entrées spécifiques aux sorties en utilisant la méthode de logique floue de l'intelligence artificielle pour faire face à l'incertitude en utilisant le raisonnement approximatif du cerveau humain. Le processus d'inférence floue comprend quatre étapes comme suit : la fuzzification des variables d'entrée, l'évaluation de la règle, l'agrégation des sorties de la règle et enfin la défuzzification [148] [146]. Dans ce qui suit, nous expliquons chacune de ces quatre étapes :

Variables d'entrée : quatre entrées présentant les valeurs de la température du corps humain, de la fréquence cardiaque, de la pression artérielle et de la saturation d'oxygène du patient sont utilisées pour la conception du système. Dans ce travail, la forme des fonctions d'appartenance "membership functions" des ensembles flous est considérée comme trapézoïdale. La figure 3.5 montre l'implémentation des quatre entrées basées sur le système d'inférence floue "Mamdani" en utilisant le package de boîte à outils floue de Matlab. Nous avons spécifié les ensembles flous pour chaque variable d'entrée et la gamme correspondante de chaque ensemble flou en fonction des valeurs mentionnées dans la section 3.3.

Règles floues : pour la base de règles floues, 256 règles sont utilisées pour couvrir tous les cas possibles dans notre travail. Ce nombre est obtenu selon l'équation 3.1 en multipliant le nombre de scores par le nombre d'entrées :

$$K = S_0 \times S_1 \times \dots \times S_j \quad (3.1)$$

où K est le nombre total de règles possibles pour le système flou, S_j est le nombre de scores pour chaque variable et $j + 1$ est le nombre d'entrées. Dans notre travail j est égal à 3.

Défuzzification : la défuzzification est un processus inverse de la fuzzification. Il combine la sortie floue de toutes les règles pour donner une valeur nette. Nous avons utilisé la technique centroïde qui est la méthode la plus populaire pour accomplir la défuzzification des données en une sortie nette qui est le RL.

Variables de sortie : comme mentionné précédemment, il existe une seule variable

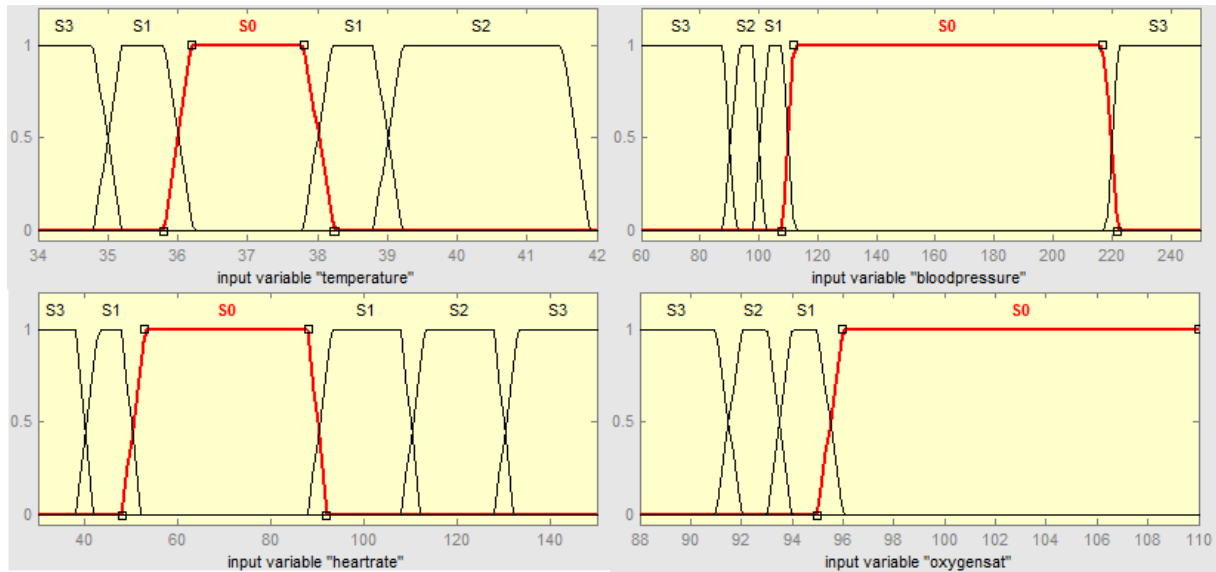


FIGURE 3.5 – Éditeur Mamdani FIS avec 4 entrées

de sortie qui est la représentation floue du RL.

La durée du mode veille est déterminé à l'aide du RL où la durée maximale entre deux mesures est de 60 minutes pour une situation normale et 1 minute pour un maximum RL où le patient est en situation urgente ce qui nécessite une surveillance continue. Plus le RL augmente, plus la situation devient urgente et par suite l'intervalle de temps entre deux mesures doit diminuer pour assurer une surveillance efficace. La durée du mode veille est déterminée en se référant à l'équation 3.2 :

$$t = 60 - \frac{RL}{12} \times 59 \quad (3.2)$$

Une fois la durée du mode veille expirée, le système se réveille à nouveau, collecte les données, calcule le score de chaque paramètre pour prendre la décision d'envoyer ou non, et enfin calcule le RL pour prendre la décision de la durée du mode veille.

3.5 Matériels

Notre système est équipé des trois capteurs suivants : capteur MAX30102 (fabriqué par Maxim Integrated) pour mesurer les battements cardiaques par minute et le pourcentage de niveau d'oxygène dans le sang [149], capteur de pression MPX4250AP

(fabriqué par NXP Semiconductors) qui peut être appliqué comme capteur non invasif pour mesurer la pression artérielle [150] [151], et le capteur BME280 (fabriqué par Bosch Sensortec) pour mesurer la température du corps humain [152]. La communication sans fil avec la passerelle est réalisée via le module sans fil basé sur LoRa SX1276 (fabriqué par Semtech) [153]. Pour l'alimentation, le système est alimenté par une batterie 5V.

3.6 Résultats et discussion

3.6.1 Nombre de transmissions

Le cycle de service (cds) de transmission maximal autorisé par les ED du LoRa dans les canaux ISM en Europe est de 1% pour la bande 868 MHz. Il en résulte que les canaux radio ne peuvent pas être occupés plus de 864 secondes par jour. De plus, les contraintes de cycle de service se traduisent par des retards entre les messages consécutifs. Lorsqu'un message est envoyé sur une sous-bande, le système doit attendre $ToA \times (1/cds - 1)$ secondes avant une nouvelle transmission sur la même sous-bande, où ToA est expliqué dans la section 3.6.2 éq. 3.11 [35]. Les limites du cycle de service de LoRa entraînent un nombre limité de transmissions autorisées par jour.

Pour un cycle de service de 1%, on peut déduire que le temps de transmission autorisé pour chaque ED est de 36 secondes par heure. Par conséquent, le nombre maximal de transmissions autorisées par heure est calculé simplement comme ci-dessous :

$$n = \frac{36}{ToA} \quad (3.3)$$

Pour notre système, le nombre de transmissions maximal requis pendant une heure est lorsque le RL est très élevé avec une variation du score tout le temps. Dans ce cas, la durée du mode veille est de 1 minute ce qui correspond à 60 transmissions nécessaires par heure.

Afin de représenter l'impact des paramètres SF et BW sur le nombre de transmissions autorisées par heure, la figure 3.6 a été tracée en utilisant les équations 3.3 et 3.11. Comme détaillé dans 1.6, l'en-tête MAC est pris dans cette partie comme 13 bytes et la charge utile du frame comme 2 bytes. La figure 3.6 montre que le nombre

minimal de transmissions autorisé par notre système est pour un SF=12 et un BW=125 KHz qui est d'environ 23 transmissions par heure. Le nombre maximal autorisé de transmissions est pour un SF=7 et un BW=500 KHz qui est d'environ $n=2710$ transmissions par heure. la durée du mode veille (T_s) déterminé à l'aide de l'équation 3.2 doit respecter le nombre de transmissions autorisées :

$$T_s(mins) \geq \frac{60mins}{n} \quad (3.4)$$

Notre système calcule le nombre de transmissions autorisées restantes par heure afin d'éviter de dépasser les limites de LoRa (notamment lors de l'utilisation d'un SF élevé et d'un faible BW) et afin de fournir une surveillance efficace du patient, après chaque transmission. Pour les cas où $(temps\ restant\ en\ min)/(nombre\ de\ transmissions\ restantes) \leq 1min$, la durée du mode veille pour chaque RL est calculée à l'aide de l'équation 3.2. Lorsque le nombre de transmissions N' dépasse la moitié du nombre de transmissions autorisées par heure, le système augmente la durée du mode veille où il devient égal au temps restant de l'heure divisé par le nombre de transmissions restant autorisées de l'heure comme montre l'équation 3.5 :

$$T_s = \frac{t_{remaining}}{n_{remaining}} \quad (3.5)$$

3.6.2 Etude énergétique

Dans cette sous-section, une étude analytique de la consommation d'énergie et de la durée de vie du système *HeaLoRa* dans différents scénarios est présentée. Dans notre étude, l'énergie consommée est celle consommée par les trois capteurs pour mesurer les données, par le microcontrôleur pour traiter les données et par le transmetteur LoRa en mode émission et en mode réception. L'énergie totale consommée par le système pendant 24 heures est la somme de l'énergie consommée en mode actif et de celle consommée en mode veille [154], qui est déterminée à l'aide des deux équations 3.6 et 3.7 :

$$E_{actif} = N \times E_T + N' \times P_{S1} \times t_1 + N' \times P_{S2} \times t_2 + N' \times P_{S3} \times t_3 + N' \times P_{pro} \times t_{pro} \quad (3.6)$$

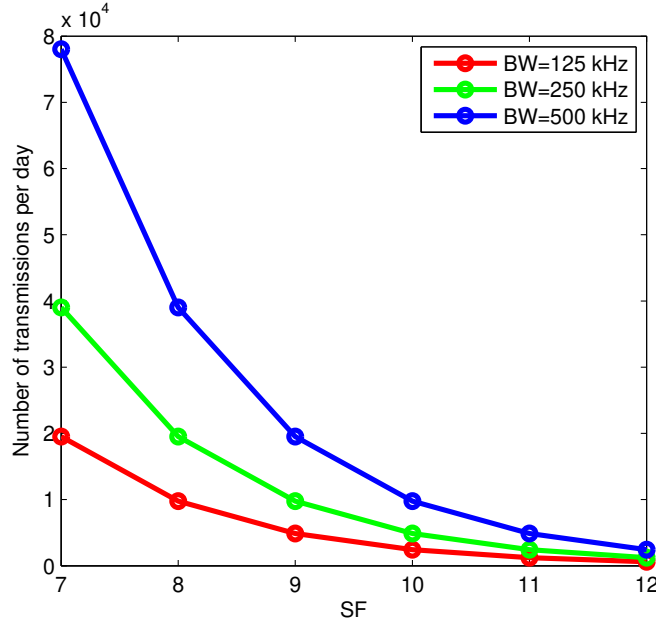


FIGURE 3.6 – Effet du SF et du BW sur le nombre de transmissions par jour

$$E_{Veille} = P'_T \times (24h - t_{actif}) + P'_{S1} \times (24h - N' \times t_1) + P'_{S2} \times (24h - N' \times t_2) + P'_{S3} \times (24h - N' \times t_3) + P'_{pro} \times (24h - N' \times t_{pro}) \quad (3.7)$$

où les constantes t_1 , t_2 et t_3 sont les durées de réveil pour chacun des trois capteurs pendant 24 heures de fonctionnement. E_T est l'énergie consommée par le transmetteur durant le mode actif qui est expliqué plus tard dans cette section. t_{pro} est la durée de réveil du microcontrôleur. N' est le nombre de mesures et N le nombre de transmissions pendant un cycle. P est la puissance consommée pour le mode actif et P' pour le mode veille. Chaque terme de ces deux équations est donné, expliqué ou calculé dans cette section.

3.6.3 Transmetteur LoRa

Pour le transmetteur LoRa SX1276, le courant d'alimentation en mode "inactive" est de 200 nA, 29 mA en transmission pour une puissance de transmission de 13 dBm,

10,8 mA en réception et 1500 nA en mode veille [153]. L'utilisation d'un SF plus élevé pour envoyer des données nécessite plus de temps ToA par rapport à un SF plus faible, ce qui signifie une consommation d'énergie plus élevée. Mais l'utilisation d'un SF élevé présente des avantages qui se traduisent par une meilleure couverture et sensibilité.

ToA est calculé en ajoutant les durées de préambule et de charge utile. La durée de la charge utile est liée au nombre de symboles transmis $N_{payload}$ donné par l'équation 3.8. Les équations 3.8 à 3.10 sont données par LoRa Semtech [153].

$$T_{payload} = N_{payload} \times \frac{2^{SF}}{BW} \quad (3.8)$$

Le nombre de symboles transmis est donné dans l'équation ci-dessous :

$$N_{payload} = 8 + \max\left(\text{ceil}\left[\frac{28+8PL+16CRC-4SF}{4(SF-2DE)}\right](CR+4), 0\right) \quad (3.9)$$

où PL est le nombre d'octets de la charge utile qui prend des valeurs de 1 à 255. SF varie de 7 à 12. DE=1 lorsque l'optimisation du débit de données bas est activée (pour SF=12 et SF=11) et DE=0 sinon. Pour CR, 1 correspondant à 4/5 et 4 à 4/8. CRC indique la présence ou non du champ CRC dans le message physique. CRC est mis à 0 si le champ CRC n'est pas présent, sinon, CRC est égal à 1.

La durée du préambule s'exprime par :

$$T_{préambule} = (N_{préambule} + 4.25) \times \frac{2^{SF}}{BW} \quad (3.10)$$

où $N_{préambule}$ est la longueur du préambule qui est fixée à 8 dans notre travail.

Enfin, le ToA est la somme du préambule et de La durée de la charge utile :

$$ToA = T_{payload} + T_{préambule} \quad (3.11)$$

Dans notre étude, nous modélisons la consommation d'énergie du système pour l'approche de transmission acquitté en classe A. L'ED envoie un message de données confirmé en "uplink" pour recevoir un message d'acquiescement en "downlink" dans l'une

des deux fenêtres de réception ouvertes après chaque transmission. pour le transmetteur LoRa SX1276, le délai de la première fenêtre de réception (RX1) est égal à 1 seconde (+/- 20 microsecondes) et le deuxième délai RX2 est égal à 2 secondes qui est égale au premier délai + 1 seconde.

L'acquittement peut être reçu par la première ou la deuxième fenêtre de réception. Dans le cas où l'acquittement est reçu par l'ED dans la première fenêtre de réception, il n'est pas nécessaire d'attendre le second acquittement. Si l'ED ne reçoit pas un acquittement, il retransmet le message sur un autre canal disponible jusqu'à ce qu'il reçoive un acquittement ou jusqu'à ce qu'un nombre maximal de transmissions soit atteint. Le nombre recommandé par défaut est de huit [35]. Trois scénarios peuvent se dérouler dans notre étude (Fig. 3.7). Dans le cas A, le message est transmis avec succès et l'acquittement est reçu dans la première fenêtre. Dans le cas B, le message est transmis avec succès et l'acquittement est reçu dans la deuxième fenêtre. Dans le cas C, une des trois situations suivantes aura lieu. Premièrement, le message transmis subit une collision. Deuxièmement, le message transmis subit au moins une erreur sur un bit. Troisièmement, Le message de données est reçu avec succès mais l'acquittement envoyé dans la première ou dans la deuxième fenêtre de réception subit au moins une erreur sur un bit. La figure 3.7 illustre un schéma de ces trois scénarios avec la durée et la puissance consommée pour chaque état. L'énergie consommée dans chacun des trois scénarios est présentée dans les trois équations 3.12, eqb13 et 3.14 :

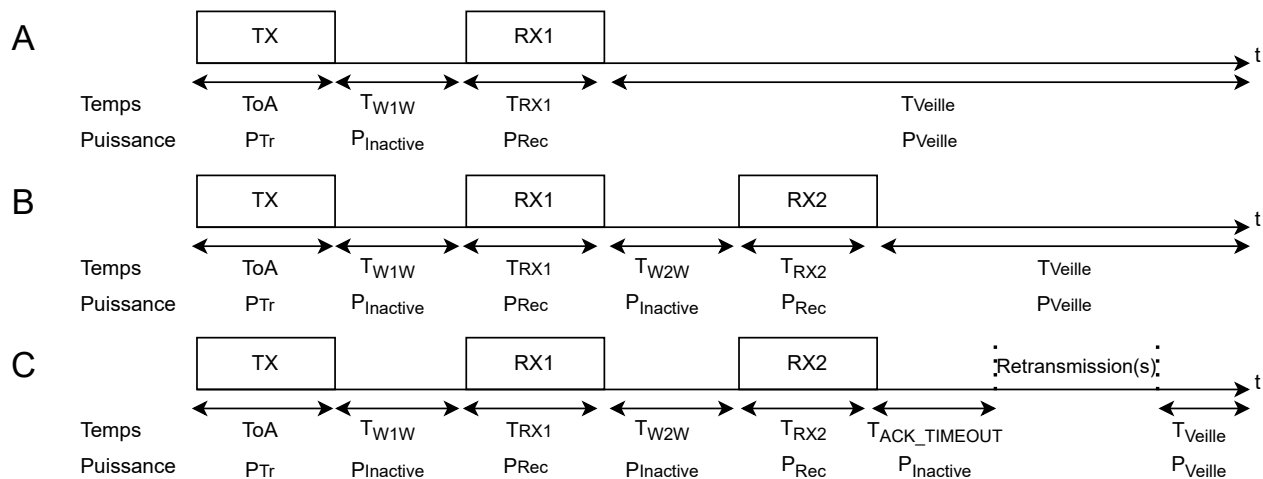


FIGURE 3.7 – Les trois scénarios de transmissions A, B et C

$$E_A = T_{oA} \times P_{Tr} + T_{W1W} \times P_{Inactive} + T_{RX1} \times P_{Rec} \quad (3.12)$$

$$E_B = T_{oA} \times P_{Tr} + T_{W1W} \times P_{Inactive} + T_{RX1} \times P_{Rec} + T_{W2W} \times P_{Inactive} + T_{RX2} \times P_{Rec} \quad (3.13)$$

$$E_C = T_{oA} \times P_{Tr} + T_{W1W} \times P_{Inactive} + T_{RX1} \times P_{Rec} + T_{W2W} \times P_{Inactive} + T_{RX2} \times P_{Rec} + T_{ACKTIMEOUT} \times P_{Inactive} \quad (3.14)$$

Dans le cas C, les données doivent être retransmises jusqu'à obtenir le cas A ou B ou jusqu'à atteindre un nombre maximal de retransmissions.

Pour les première et deuxième fenêtres de réception, leur durée peut être déterminée par les deux équations 3.15 et 3.16. Les équations 3.15 et 3.16 sont encore données par LoRa Semtech [153].

$$T_{RX1} = N_{dsym} \times \frac{2^{SF}}{BW} \quad (3.15)$$

Où N_{dsym} est le nombre de symboles LoRa que l'ED continue de recevoir en attendant la détection du préambule. N_{dsym} est égal à 8 pour SF = 11 et 12, et égal à 12 pour les autres SF [39].

$$T_{RX2} = \frac{2^{SF} + 32}{BW} \quad (3.16)$$

Cependant, dans notre étude, seule la valeur T_{RX2} correspondant à SF12 a été utilisée.

pour T_{W2W} , il est déterminé par :

$$T_{W2W} = DELAY2 - DELAY1 - T_{RX1} \quad (3.17)$$

pour le transmetteur LoRa SX1276, le délai de la première fenêtre de réception $DELAY1$ est égal à 1 s (+/- 20 microsecondes) et le deuxième délai $DELAY2$ est égal à 2 s ($DELAY1 + 1$ sec). De plus, selon la spécification LoRa, le ACK-TIMEOUT a une valeur aléatoire qui est égale à 2 +/-1 sec. dans notre étude, T_{W1W} est pris égal à 1 sec.

L'énergie E_T mentionnée dans l'équation 3.6 qui est l'énergie consommée par le transmetteur en mode actif peut être obtenue par :

$$E_T = \sum_{i=0}^7 p_{Unsuc}^i \cdot (p_{Unsuc} \cdot E_{Unsuc} + (1 - p_{Unsuc}) \cdot E_{Suc}) \quad (3.18)$$

où p_{Unsuc} est la probabilité de collisions ou d'erreurs, E_{Unsuc} est l'énergie consommée en cas de transmission sans succès qui est égale à l'énergie consommée dans le cas C. E_{Suc} est l'énergie consommée en cas de transmission avec succès sans collision ni erreur. L'acquittement peut être reçu dans ce cas dans la première ou la deuxième fenêtre, il est donc calculé comme suit :

$$E_{Suc} = E_A \times p_A + E_B \times p_B \quad (3.19)$$

où p_A et p_B représentent respectivement la probabilité de recevoir l'acquittement dans la première ou la deuxième fenêtre. Par simplicité, nous avons choisi A et B de même probabilité dans notre travail.

3.6.4 Capteurs

Le capteur BME280 consomme moins de 1 mA en prenant des mesures et seulement 5 μ A en mode veille. Le temps de mesure maximal du capteur BME280 est d'environ 11,3 ms [152]. P_{SI} et P_{SI}' sont calculés simplement en utilisant le courant consommé en mode actif et en mode veille (de même pour les deux autres capteurs MAX30102 et MPX4250A).

Le courant d'alimentation du capteur MAX30102 pour 50 échantillons par seconde et pour une largeur d'impulsion LED de 215 μ s est d'environ 0,6 mA et il diminue à 0,7 μ A à l'arrêt. Le capteur a une LED de 20 mA. Pour le mode SpO2, la durée d'acquisition des données et de communication est de 15 à 300 ms et la durée de prise de l'échantillon de température est de 29 ms. Pour la mesure de fréquence cardiaque, le temps d'acquisition des données et de communication est de 15 à 300 ms [149].

Le courant d'alimentation du capteur MPX4250A est de 7 mA, son temps de réponse est de 1 ms et son temps de préparation est de 20 ms [150].

3.6.5 Microcontrôleur

Pour le traitement des données, le microcontrôleur ATmega328P est un faible consommateur d'énergie où il consomme 1,5 mA en mode actif et 1 μ A en mode veille [155].

Le temps actif du microcontrôleur t_{pro} est le temps actif global du système dans les différents modes.

3.6.6 Batterie

Pour la batterie, la capacité de la batterie lithium de 9 volts utilisée est égale à 610 mAh, ce qui équivaut à 5,49 wattheures.

Pour calculer la durée de vie de la batterie, nous devons diviser la capacité de la batterie (mwh) par la puissance totale consommée (mw).

3.6.7 Résultats numériques

Dans cette sous-section, des résultats numériques graphiques sont présentés pour illustrer la durée de vie du système dans différents scénarios. Nous avons calculé la valeur de l'énergie totale consommée par le système pendant 24 heures à partir des données réelles de la plateforme MIMIC (Multiparameter Intelligent Monitoring in Intensive Care) pour deux patients. MIMIC est une base de données regroupant des dossiers médicaux de plus de 33 000 patients admis dans les unités de soins intensifs [156]. L'un des deux patients est en situation normale où il n'y a pas de variation significative des scores des données mesurées au cours du temps. L'autre en situation instable où les scores des données mesurées varient avec le temps plus que les scores du premier patient. Ensuite, nous avons utilisé les valeurs calculées pendant 24 heures pour déterminer approximativement la durée de vie du système. Puis, nous avons fait une comparaison entre la durée de vie de notre système et celle d'un système de référence. Le système de référence utilisé dans notre étude mesure et envoie les données toutes les 15 minutes sans analyse alors que notre système peut envoyer ses données une fois par minute dans le cas d'urgence.

Pour un utilisateur en situation normale, le système doit se réveiller une fois par heure pour mesurer, analyser puis revenir en mode veille. Les données sont envoyées toutes les six heures dans le cas où le score ne varie pas. Le nombre de mesures et de transmissions augmente avec l'augmentation du RL. Nous avons négligé l'énergie consommée par la LED du MAX30102 dans notre étude.

La figure 3.8 montre l'effet du SF adopté sur la durée de vie du système. Les paramètres BW et CR sont fixés à BW=250 KHz et CR=1. Pour les collisions, on suppose

que $p_{coll}=0$ pour les trois figures 3.8, 3.9 et 3.10. SF varie de 7 à 12 selon les spécifications du protocole LoRaWAN. La durée de vie diminue avec l'augmentation du SF pour les cas étudiés. Cela est dû à l'augmentation du temps nécessaire pour envoyer un paquet avec l'augmentation du SF, ce qui entraîne une augmentation de l'énergie consommée nécessaire pour transmettre les données. Il est à noter que même pour un RL très élevé, le cycle de service de LoRa reste respectée comme expliqué dans 3.6.1.

La figure 3.9 montre l'impact de la bande passante BW sur la durée de vie du système. Le SF et le CR sont fixés à SF=7 et CR=1. Selon les graphes, il est évident que la durée de vie augmente avec l'augmentation de la bande passante.

La figure 3.10 montre l'impact taux de codage CR sur la durée de vie du système. Les paramètres SF et BW sont fixés à SF=7 et BW=250 KHz. La variation du taux de codage a un faible impact sur la durée de vie du système.

Dans la figure 3.11, l'effet des collisions sur la durée de vie du système est illustré pour les deux cas considérés, normal et urgent. Les collisions augmentent le nombre de transmissions et donc l'énergie consommée. La figure 3.11 montre que la durée de vie diminue avec l'augmentation de la probabilité de collision.

En se basant sur l'étude analytique, nous avons constaté que notre système a une efficacité de durée de vie significative par rapport à un système de référence. Comme exemple, pour un SF=7, BW=250 KHz et CR=1, le système a une efficacité énergétique environ 10 fois supérieure à celle d'un système de référence dans le cas d'un patient en situation normale. Dans le cas d'un patient en situation urgente, où le nombre de mesures et de transmissions augmente, nos résultats ont montré une efficacité énergétique où la durée de vie est quatre fois supérieure à celle d'un système de référence. Par conséquent, notre système assure une grande autonomie en termes de consommation d'énergie, où lorsque nous utilisons une petite batterie pour l'ensemble du système, sa durée de vie peut atteindre plus de 12 mois en cas de situation normale.

3.7 conclusion

Dans ce chapitre, nous avons proposé un système à faible consommation énergétique appelé *HeaLoRa*. *HeaLoRa* utilise le réseau LoRa pour surveiller les paramètres physiologiques d'un patient afin de déterminer sa situation médicale, d'anticiper l'ag-

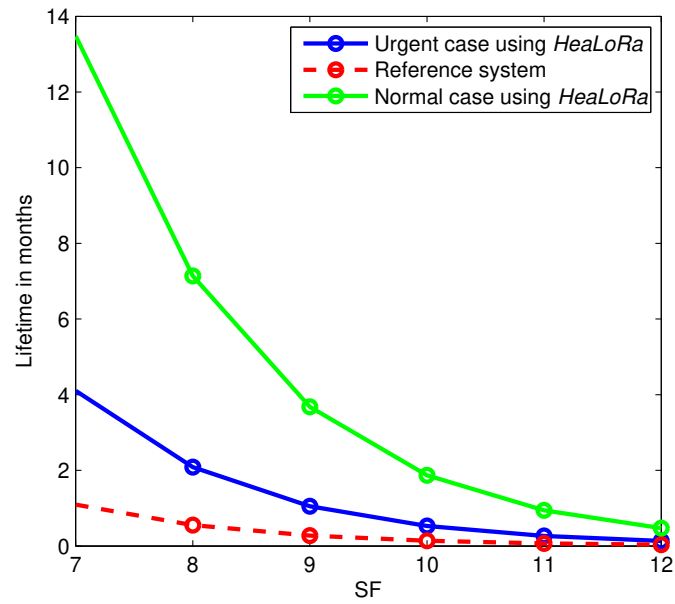


FIGURE 3.8 – Impact du facteur d'étalement sur la durée de vie du système

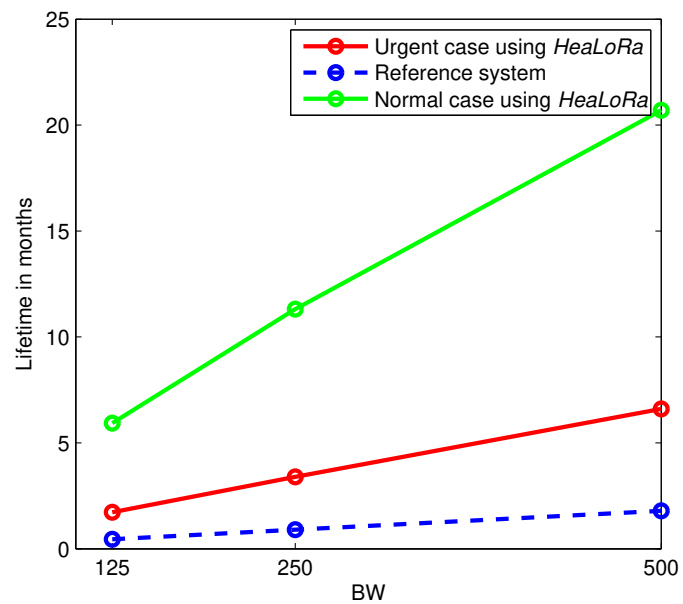


FIGURE 3.9 – Impact de la bande passante sur la durée de vie du système

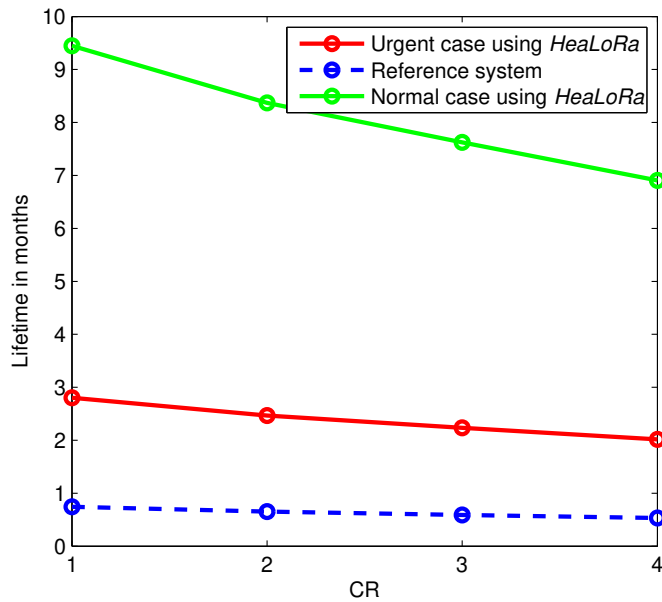


FIGURE 3.10 – Impact du taux de codage sur la durée de vie du système

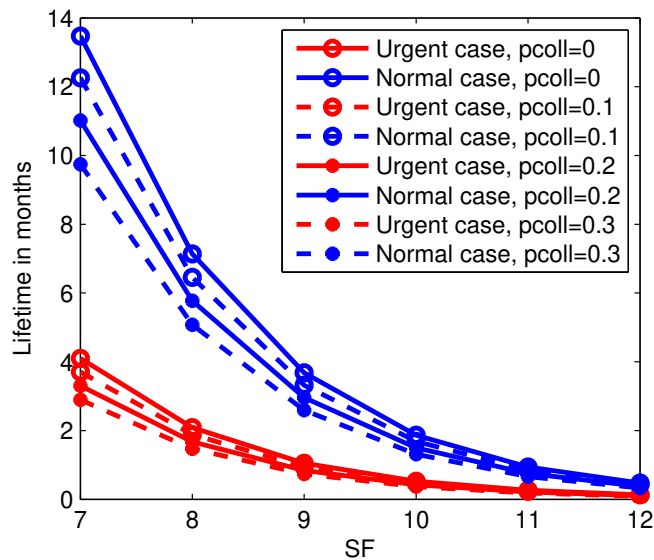


FIGURE 3.11 – Effet des collisions sur la durée de vie du système

gravation des pathologies chez les patients, et de réduire le temps et le coût d'hospitalisation. Nous utilisons l'EWS à base floue pour spécifier l'état du patient en mesurant quatre paramètres médicaux, puis une décision du RL est prise. Enfin, une étude détaillée de la performance du système en termes d'énergie consommée, de la durée de vie et du nombre de transmissions autorisé est présentée. Nos résultats ont montré une très bonne efficacité en termes de durée de vie du système, avec des gains d'autonomie multipliés par 3 à 10 selon le scénario étudié.

SÉLECTION D'UN FACTEUR D'ÉTALEMENT PERTINENT POUR DES APPLICATIONS MÉDICALES

4.1 Introduction

LoRa est la technologie LPWAN la plus utilisée dans plusieurs pays [140]. Pour cette raison et pour les raisons déjà expliquées dans les deux premiers chapitres, la technologie LoRa a été adoptée dans notre système afin de transmettre les données pour différentes situations médicales critiques. Cette technologie peut parfois présenter un taux d'erreur relativement élevé, pour cela nous visons à améliorer la performance afin de garantir une transmission fiable. Nous proposons une méthode pour sélectionner le facteur d'étalement (SF) approprié pour transmettre des signes vitaux médicaux du patient à la passerelle. La sélection vise à transmettre les données de manière fiable surtout pour des situations instables tout en garantissant une longue durée de vie. Une représentation graphique est présentée à la figure 4.1.

Les contributions de ce chapitre peuvent être résumées comme suit : nous étudions la variation de l'énergie consommée et du taux d'erreur des paquets en fonction de la variation de SF. Ensuite, une décision sur le SF utilisé est prise en se basant sur la distance de la passerelle et du niveau de criticité du patient. Nous proposons une méthode basée sur la technique TOPSIS pour sélectionner le SF pertinent afin d'obtenir une transmission fiable tout en augmentant la durée de vie du système.

Le reste de ce chapitre est organisé comme suit. Premièrement, le système de surveillance WBAN et son architecture sont présentés. Ensuite, la méthode de sélection du SF, l'étude de la variation des différents paramètres et les résultats numériques obtenus, sont détaillés. Enfin, notre travail est conclu dans la dernière section.

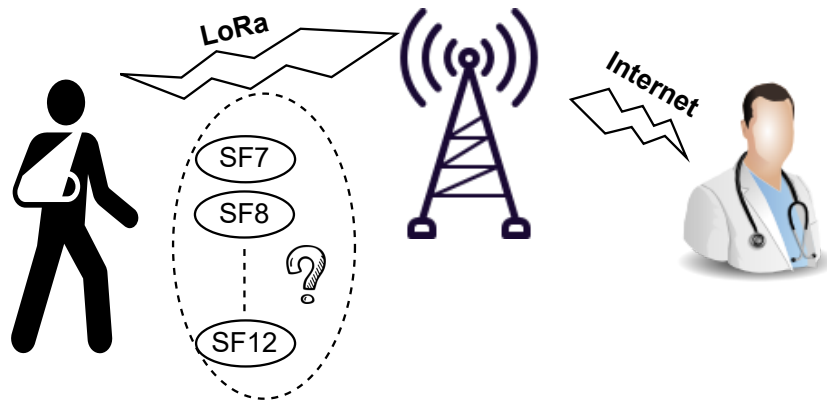


FIGURE 4.1 – Sélection de SF pour des applications médicales

4.2 Application WBAN médicale

Dans cette section, nous décrivons brièvement notre système médical WBAN y compris son architecture. La transmission de données est appliquée dans notre travail à travers trois niveaux comme expliqué ci-dessous :

Intra-WBAN : ce niveau se réfère à la communication entre les capteurs et le transmetteur. Les capteurs peuvent être placés sous la peau ou sur le corps humain. Ces capteurs mesurent les données médicales, les convertit sous forme numérique, puis les transmet à un microcontrôleur via des fils. Après avoir été analysées, les données sont transmises à un transmetteur LoRa pour être envoyées à la passerelle. Dans ce travail, le premier niveau se compose de quatre capteurs portables pour mesurer la température du corps humain, le niveau de saturation d'oxygène, la pression artérielle et le rythme cardiaque. Ces composants doivent être alimentés par une batterie fixée sur le corps de l'utilisateur. Dans le premier niveau de l'architecture WBAN, nous appliquons la méthode de sélection TOPSIS afin de sélectionner le SF optimal. Cette méthode est décrite plus tard dans cette section.

Inter-WBAN : ce niveau se réfère à la communication entre le transmetteur et la passerelle. Le réseau LoRaWAN est utilisé pour transmettre les données médicales vers la passerelle LoRa.

Beyond-WBAN : ce niveau se réfère à la communication entre la passerelle et le centre médicale. A ce niveau, la transmission des données se fait via une connexion IP à un serveur médical où elles peuvent être stockées et analysées.

La figure 4.2 résume l'architecture de notre application médicale. Pour la commu-

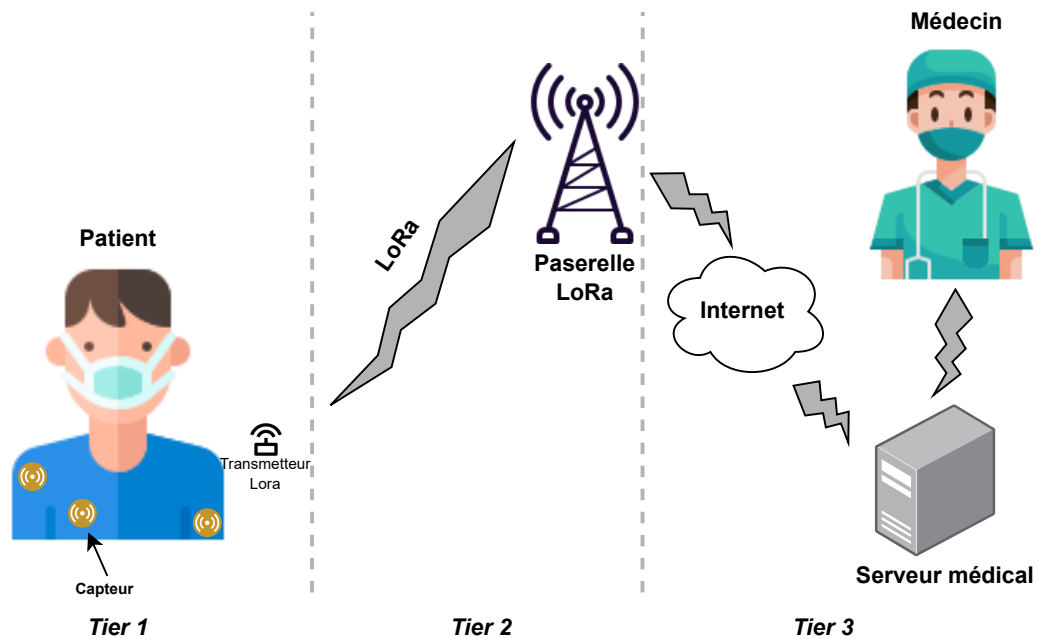


FIGURE 4.2 – L'architecture du système médical

nication LoRa, le SF est choisi pour chaque ED en se basant sur sa distance de la passerelle. Ce choix est généralement géré par le serveur du réseau. Dans notre travail, le SF pertinent est choisi par l'ED en se basant sur sa distance de la passerelle, la consommation énergétique requise et le taux d'erreur des paquets. Le taux d'erreur des paquets est utilisé pour s'assurer que les données sont reçues de manière fiable par le centre médical, notamment pour les cas urgents. L'énergie consommée est utilisée pour assurer une longue durée de vie du système tout en utilisant la technologie LoRa. Notre objectif est de déterminer un SF offrant un choix modéré entre le taux d'erreur des paquets et l'énergie consommée en se basant sur le niveau de criticité du patient. Afin de résoudre le problème de la distance entre la passerelle et l'ED, ce dernier élimine tous les SF inférieurs à celui sélectionné par le serveur réseau et choisit un SF supérieur ou égal à celui-ci. Il est à noter que notre application médicale n'est capable d'envoyer que des signes vitaux.

4.3 Méthode de sélection

Un SF élevé améliore la robustesse du signal, mais il diminue le débit de données, ce qui entraîne une dépense d'énergie plus élevée. Choisir le SF le plus pertinent est très important pour obtenir une longue durée de vie de la batterie tout en obtenant une transmission fiable. Ci-après, nous présentons une étude analytique pour calculer le taux d'erreur des paquets et l'énergie de transmission consommée par notre système pour un SF spécifique. En se basant sur cette étude, nous décrivons les trois étapes de la méthode de sélection utilisée.

4.3.1 Taux d'erreur des paquets

Au début, il faut noter que la probabilité de collision n'est pas prise en considération dans ce chapitre. Pour calculer le taux d'erreur des paquets LoRa qui varie avec la variation du SF, nous avons utilisé la formule 4.1 donnée par [157] et [158] :

$$P = Q\left(\frac{\log_{12}(SF)}{\sqrt{2}} \times [SNR - 10\log_{10}(\frac{SF \times CR}{2^{SF}})]\right) \quad (4.1)$$

où $Q()$ est la fonction-Q selon [159]. SF varie de 7 à 12. CR est le "Coding Rate", il est fixé à 4/5 dans cette étude. SNR est le rapport signal sur bruit obtenu par l'équation 4.2 en dB.

$$SNR[dB] = P_r + 174 - 10\log(BW) - NF \quad (4.2)$$

où P_r est la puissance du signal reçu donnée dans l'équation 4.3. BW est la largeur de bande du signal et elle est égale à 125 KHz dans cette étude. NF est le facteur de bruit "Noise Figure" qui est donné par [153] égal à 8 dB.

$$P_r = P_t + G_t + G_r - L \quad (4.3)$$

où P_t est la puissance d'émission qui peut être configurée entre -4 et 20 dBm [158], dans ce travail P_t est fixée à 20 dBm. G_t est le gain de l'antenne émettrice, G_r est le gain de l'antenne de réception où $G_t + G_r$ est égal à 2 dB [158]. L est la perte qui est variable avec la variation de la distance entre l'ED et la passerelle. Elle est donnée dans [160] par l'équation 4.4 :

$$L(d_{ij}) = 10 \times n \times \log_{10}\left(\frac{d_{ij}}{d_0}\right) + PL_0 \quad (4.4)$$

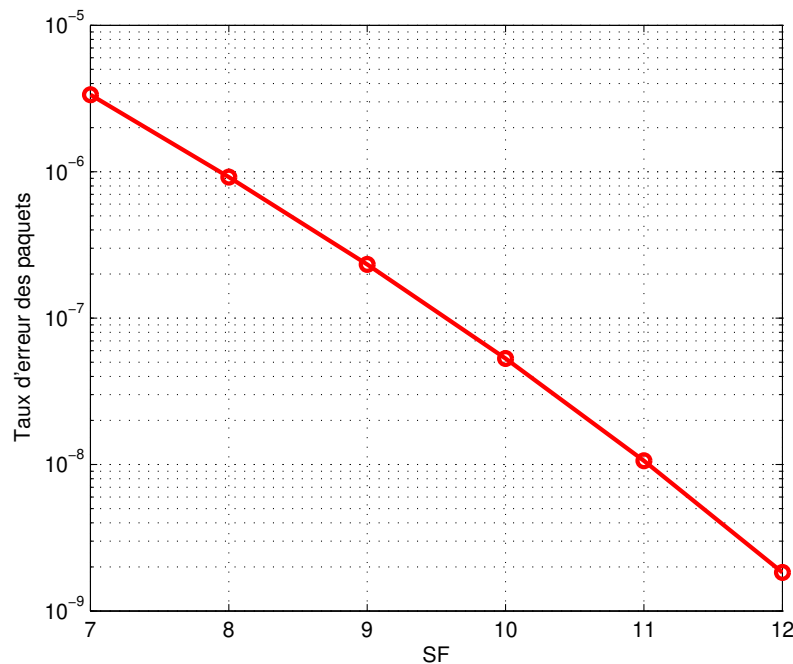


FIGURE 4.3 – Variation du taux d'erreur des paquets en fonction du SF

Dans ce chapitre, nous supposons que PL_0 qui est la perte de trajet est égale à 132,25 dB à une distance de référence d_0 égale à 1 km [160]. n est l'exposant de perte de chemin et il est égal à 2,65 [161].

La figure 4.3 représente la variation du taux d'erreur des paquets en fonction du SF. Il est clairement montré dans la figure 4.3 que le taux d'erreur des paquets diminue avec l'augmentation du SF.

4.3.2 La consommation d'énergie

Afin de calculer l'énergie consommée par le transmetteur de notre système en mode transmission pour chaque SF utilisé, nous avons utilisé le modèle de consommation d'énergie du LoRa proposé dans le chapitre précédent. La figure 4.4 représente la variation de l'énergie de transmission consommée en fonction de SF. Cette énergie consommée par une transmission augmente avec l'augmentation du SF.

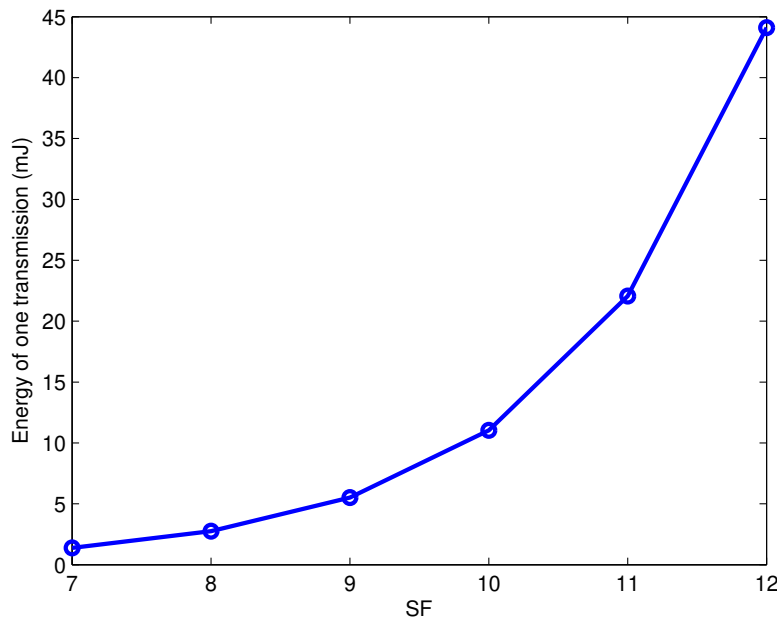


FIGURE 4.4 – Variation de l'énergie de transmission en fonction du SF

4.3.3 La méthode TOPSIS

étape 1 : La première étape consiste à mesurer les quatre paramètres médicaux : la température du corps humain, le niveau de saturation d'oxygène, la tension artérielle et le rythme cardiaque. Ensuite, le système détermine l'état médical du patient en identifiant le score de chacun des paramètres mesurés en se référant au tableau 3.1 mentionné dans le deuxième chapitre. En se basant sur ces scores, le système peut calculer le niveau de risque RL du patient comme expliqué dans la section 3.4.3 du chapitre 3. En considérant la valeur de RL, nous pouvons déterminer les paramètres du réseau en se basant sur le niveau de criticité, comme expliqué dans la troisième étape. Dans cette étude, la classification des RL se fait selon le tableau 4.1.

étape 2 : Le serveur du réseau LoRaWAN détermine un SF à l'ED en se basant sur sa distance à la passerelle [160]. La figure 4.5 montre la variation du SF choisi en fonction de la distance entre l'ED et la passerelle. R7, R8, R9, R10, R11 et R12 représentent les portées pour lesquelles le serveur réseau choisit les SF 7, 8, 9, 10, 11 et 12 respectivement. L'ED élimine tous les SF qui sont inférieurs au SF proposé par le serveur réseau, et candidate les autres SF pour choisir le plus pertinent selon la

TABLE 4.1 – Classification de RL

Classification	Risk Level
RL normale	0
RL très faible	$1 \leq RL \leq 2$
RL faible	$3 \leq RL \leq 5$
RL haut	$6 \leq RL \leq 8$
RL très haut	$9 \leq RL \leq 12$

méthode décrite à l'étape 3.

étape 3 : Cette étape consiste à choisir le SF plus pertinent parmi les candidats de l'étape 2. Les scores des paramètres mesurés sont reliés aux caractéristiques de chaque SF pour choisir le meilleur. Dans notre travail, le classement final est produit à l'aide de la technique TOPSIS "Technique for Order Preference by Similarity to an Ideal Solution" développée en 1981, qui est une technique de préférence d'ordre par similarité à une solution idéale, connue sous le nom de méthode MADM qui est une méthode de prise de décision à attributs multiples (Multiple Attribute Decision-Making method) [162] [163][164][165]. La méthode TOPSIS est basée sur la proximité d'une alternative i aux points idéaux et anti-idéaux. Ces alternatives sont représentées comme un ensemble de points dans un espace euclidien à n dimensions où chaque dimension correspond à un critère. Le principe de base est de choisir le SF le plus proche du point idéal positif (A^+) et le plus éloigné du point idéal négatif (A^-) pour calculer le score de chaque candidat. La procédure de cette méthode est la suivante :

Premièrement, la matrice de décision est construite avec m alternatives et n critères [166] :

$$A = \begin{pmatrix} X_{11} & X_{12} & \dots & X_{1m} \\ X_{21} & X_{22} & \dots & X_{2m} \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ X_{n1} & X_{n2} & \dots & X_{nm} \end{pmatrix}$$

X_{ij} représente les critères de chaque SF où j est le SF et i est le critère. Pour les critères, i varie de 0 à 1 où on considère deux indicateurs de décision nommé attributs : la consommation d'énergie et la probabilité d'erreur. J varie de 0 à 5 où SF varie de 7 à 12.

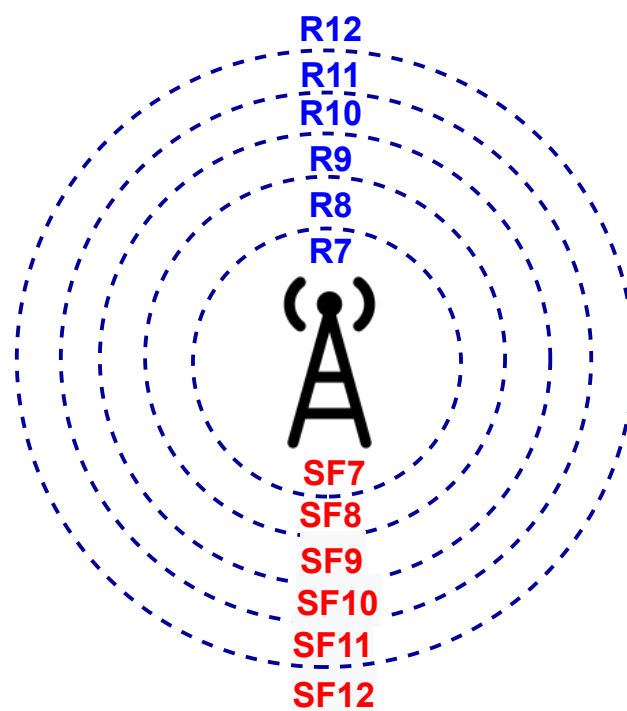


FIGURE 4.5 – Sélection d'un SF en se basant sur les portées : R7, R8 R9, R10, R11 et R12

Deuxièmement, l'équation 4.5 est utilisée pour normaliser la matrice A , A_{norm} donnée par [167] représente la matrice normalisée où toutes les valeurs sont normalisées dans l'intervalle $[0,1]$:

$$a_{ij} = \frac{X_{ij}}{\sqrt{\sum_{i=1}^m X_{ij}^2}} \quad i = 1, \dots, m, \quad j = 1, \dots, n \quad (4.5)$$

$$A_{norm} = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & \dots & a_{1m} \\ a_{21} & a_{22} & \dots & a_{2m} \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ a_{n1} & a_{n2} & \dots & a_{nm} \end{pmatrix}$$

Troisièmement, le poids d'un facteur de décision i est calculé. La pondération des attributs est une méthode utilisée pour déterminer l'impact de chaque attribut selon le cas étudié [168]. Dans notre travail, le facteur de poids est variable selon l'état de criticité. Plus l'état du patient est critique, plus le facteur pondéral de la consommation d'énergie diminue et celui du taux d'erreur augmente. Pour une situation normale, le facteur de pondération de la consommation d'énergie augmente et celui du taux d'erreur diminue. Dans ce chapitre, nous avons utilisé la méthode décrite dans [163] et [166] pour déterminer le facteur de pondération basé sur la métrique des nombres flous où les nombres flous triangulaires ϕ sont définis comme un triplet (a, b, c) . Les nombres flous sont transformés en nombres nets ce qui facilite le calcul des distances aux solutions idéales et anti-idéales. Ces nombres nets sont calculés à l'aide de l'équation 4.6 donnée par [163] et [166] :

$$P(\phi) = \frac{1}{6}(a + 4b + c) \quad (4.6)$$

L'ensemble flou triangulaire utilisé pour estimer l'importance des critères est présenté dans le tableau 4.2. Les valeurs nettes de ces nombres flous sont présentées dans le tableau 4.3.

TABLE 4.2 – Ensemble flou pour les pondérations des critères

très faible	(0, 0.1, 0.3)
faible	(0.1, 0.3, 0.5)
normale	(0.3, 0.5, 0.7)
haut	(0.5, 0.7, 0.9)
très haut	(0.7, 0.9, 1.0)

TABLE 4.3 – Valeurs nettes des poids des critères

très faible	0.1167
faible	0.3
normale	0.5
haut	0.7
très haut	0.8833

Le facteur poids est choisi dans notre étude en se basant sur le RL du patient comme indiqué dans le tableau 4.4.

TABLE 4.4 – Pondération des critères pour chaque état de criticité

Risk Level	Consommation d'énergie	Probabilité d'erreur
RL normale	0.8833	0.1167
RL très faible	0.5	0.5
RL faible	0.3	0.7
RL haut	0.1167	0.8833
RL très haut	0.1167	0.8833

Quatrièmement, la construction de la matrice de décision pondérée et normalisée se fait à l'aide de l'équation 4.7 donnée par [166] :

$$V_{ij} = W_i \times R_{ij} \quad (4.7)$$

Cinquièmement, afin de déterminer la solution idéale et la solution anti-idéale, la technique TOPSIS est basée sur le calcul de la distance à ces solutions. La solution idéale positive est définie comme la sommation de toutes les meilleures valeurs pouvant être atteintes par chaque attribut. La distance à la solution anti-idéale négative se compose de toutes les valeurs pires pouvant être atteintes pour chaque attribut.

$$A^+ = [V_1^+, \dots, V_m^+] \text{ et } A^- = [V_1^-, \dots, V_m^-] \quad (4.8)$$

Pour les critères idéaux :

$$V_i^+ = \max[V_{ij}, j = 1, \dots, n] \quad (4.9)$$

$$V_i^- = \min[V_{ij}, j = 1, \dots, n] \quad (4.10)$$

Pour les critères anti-idéaux :

$$V_i^+ = \min[V_{ij}, j = 1, \dots, n] \quad (4.11)$$

$$V_i^- = \max[V_{ij}, j = 1, \dots, n] \quad (4.12)$$

Où V_i^+ et V_i^- représentent respectivement la meilleure et la pire valeur d'un attribut i parmi tous les SF candidats.

Les deux équations 4.13 et 4.14 représentent le calcul de la distance euclidienne de chaque SF candidat j à A^+ et A^- respectivement [167] :

$$S_j^+ = \sqrt{\sum_{j=1}^m (V_i^+ - V_{ij})^2}, j = 1, \dots, n \quad (4.13)$$

$$S_j^- = \sqrt{\sum_{j=1}^m (V_{ij} - V_i^-)^2}, j = 1, \dots, n \quad (4.14)$$

Finalement, chaque SF est classé par la détermination de sa proximité avec la solution idéale positive et à quelle distance il se trouve de la solution anti-idéale négative. Le score C_j^+ de chaque SF est calculé à l'aide de l'équation 4.15 où le SF pertinent qui offre un choix modéré entre la probabilité d'erreur et la consommation d'énergie afin d'affaiblir la probabilité d'erreur pour les cas critiques basant sur le niveau de criticité est celui du score le plus élevé.

$$C_j^+ = \frac{S_j^-}{S_j^+ + S_j^-}, j = 1, \dots, n \quad (4.15)$$

4.4 Simulation et analyse

Dans cette section, nous présentons des résultats numériques graphiques pour illustrer les SF utilisés lors de la transmission des données pour différents patients. Nous visons également à étudier la performance de notre système en étudiant la consommation d'énergie et le taux d'erreur des paquets pour différents RL et différentes portées. Nous avons utilisé des données réelles issues de la plateforme MIMIC. MIMIC est une base de données à grande échelle disponible gratuitement pour des dossiers médicaux de divers types pour plus de 33 000 patients admis dans les unités

de soins intensifs [156]. Nous avons sélectionné 100 échantillons de données durant 24 heures pour différents patients avec différentes situations médicales dans l'unité de soins intensifs. Les données de ces 100 patients sont de différents niveau de criticité, et les données de chaque patient peuvent varier au cours du temps. Nous avons supposé que les données étaient envoyées toutes les 10 minutes pour chaque échantillon de 24 heures. Nous avons représenté le pourcentage du SF choisi pour les patients pour différentes portées en se basant sur notre méthode de sélection.

En utilisant les graphiques 4.3, 4.4 et le tableau 3.1 pour déterminer le RL, et en se basant sur les trois étapes de la méthode de sélection décrite dans 4.3.3, les résultats des figures 4.6, 4.7 et 4.8 sont obtenus. Nous avons représenté le pourcentage de sélectionner chaque SF pour trois portées pour la transmission des données médicales des 100 échantillons pendant 24 heures. Nous supposons que les patients sont d'abord dans la portée R7, puis dans R8 et enfin R9. On estime que les données sont transmises toutes les 10 minutes avec 144 transmissions par jour.

Pour R7, le protocole LoRaWAN conseille d'envoyer les données avec SF7 parce qu'il consomme moins d'énergie. Pour un patient en situation normale, les données sont envoyées avec SF7 proposé par le serveur réseau. Le système sélectionne un SF plus élevé lorsque la situation médicale du patient n'est pas stable et il peut atteindre un SF égal à 12 pour un cas très urgent. Comme le montre la figure 4.6, le pourcentage de sélectionner SF7 est de 44%, ce qui représente le pourcentage de données normales. 23% des données sont envoyées par SF8 qui consomme plus d'énergie mais offre moins de taux d'erreur pour obtenir une bonne probabilité de réception des données. 21% envoyés avec SF9 et 11% avec SF10 où le RL devient plus élevé indiquant un cas urgent. Enfin, environ 1% des données sont envoyées avec les SF plus élevés SF11 et SF12 représentant le pourcentage de données très urgentes.

Pour R8, le pourcentage d'utilisation d'un SF égal à 7 est nul là où il n'est pas proposé par le serveur réseau. La figure 4.7 montre que le pourcentage de sélection de SF8 est égal à 67% ce qui représente le pourcentage de données normales et de données de très faible RL. Le pourcentage de sélectionner SF9 est de 21%. 11% avec SF10 et 1% envoyé avec SF11 et SF12.

Pour R9, les SF7 et SF8 sont éliminés et les données normales sont envoyées avec les données de faible RL par SF9 pour un pourcentage de 88% comme le montre la figure 4.8. Comme dans les figures 4.6 et 4.7, 11% des données sont envoyées avec SF10 et 1% avec SF11 et SF12.

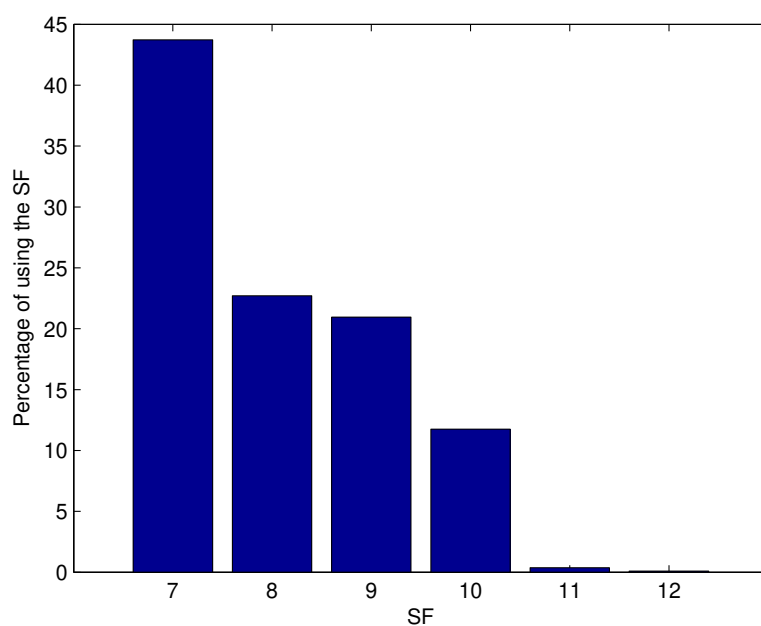


FIGURE 4.6 – Sélection d'un SF pour R7

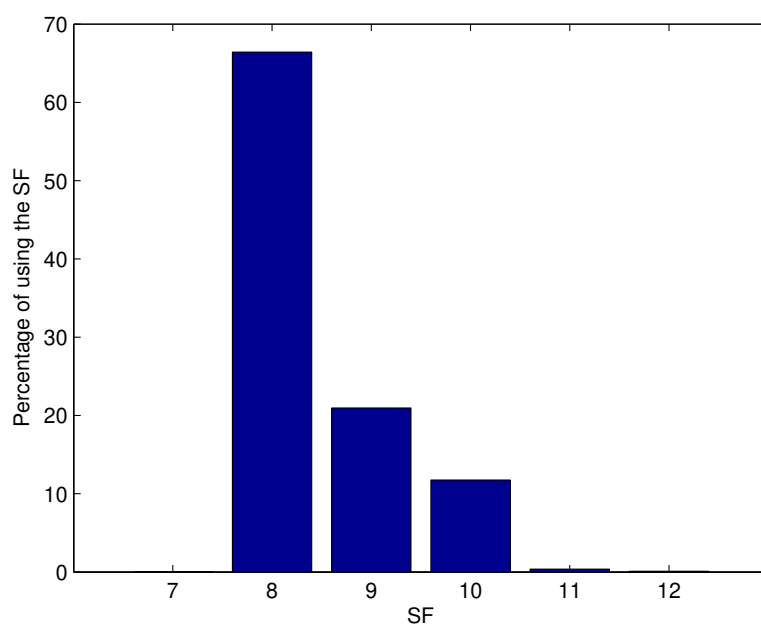


FIGURE 4.7 – Sélection d'un SF pour R8

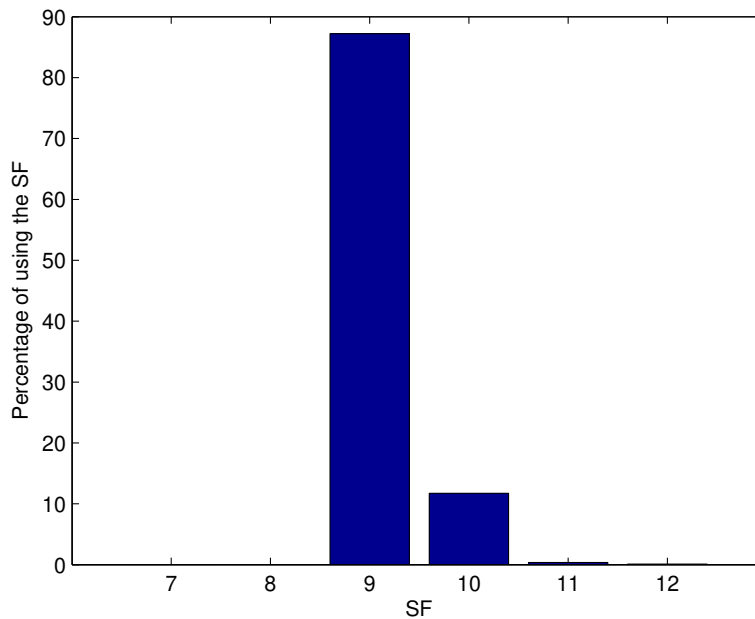


FIGURE 4.8 – Sélection d'un SF pour R9

Toujours dans cette section, nous avons calculé l'énergie consommée par le transmetteur pour notre système et pour un système classique afin de les comparer. Pour le système classique, les données sont transmises en utilisant le SF proposé par le serveur du réseau. Notez que l'énergie calculée est l'énergie consommée en mode de transmission, en mode de réception lors de l'ouverture des fenêtres de réception et en mode inactif en attente d'ouverture des fenêtres de réception [41]. En utilisant les équations de la section 3.6.3 détaillées dans [41], les figures 4.9 et 4.10 sont dessinées. La figure 4.9 représente la variation de l'énergie moyenne consommée par le transmetteur pour la transmission des données des 100 patients mentionnés précédemment pour différents RL. Nous avons classé les données mesurées pour les 100 patients pendant un jour par rapport à leur RL puis nous avons calculé l'énergie moyenne consommée pour une seule transmission pour différentes portées. Les résultats de la figure 4.9 montrent que l'énergie consommée pour la transmission des données lors de l'utilisation de la méthode TOPSIS est la même que celle du système classique pour un RL normal. Dans ce cas, la méthode TOPSIS choisit le même SF que celui proposé par le serveur réseau donc il n'y a pas de variation de la consommation énergétique. Pour des données de très faible RL, l'énergie consommée est de l'ordre du double de celle du

système classique pour R7. Puis la variation d'énergie diminue pour obtenir la même consommation pour R9 et R10. Pour des données de faible RL, l'énergie est environ le triple de celle consommée par le système classique en R7. Puis la variation d'énergie diminue pour obtenir une augmentation de consommation d'environ 3 % en R10 d'un système utilisant TOPSIS par rapport à un système classique. Pour des données de RL haut et très haut, la consommation augmente pour devenir entre 10 et 13 fois supérieure à celle du système classique pour R7 et R10 respectivement. Sachant que les données ne sont pas tout le temps en RL élevé, l'augmentation de la consommation énergétique du système utilisant TOPSIS en le comparant à un système classique est acceptable. Pour étudier l'augmentation de l'énergie moyenne de transmission des données des 100 patients pendant 24 heures entre un système utilisant TOPSIS et un système classique sans classer les données selon le RL, la figure 4.10 est tracée. Pour la transmission des données des patients en R7, l'énergie consommée par notre système est d'environ $1,7 \times 10^{-2}$ J et l'énergie consommée par le système classique est de 4×10^{-3} J. Pour R8, l'énergie consommée est d'environ $3,1 \times 10^{-3}$ J et $4,5 \times 10^{-3}$ J respectivement par notre système et par le système classique. Pour R9, $5,5 \times 10^{-2}$ J et $6,2 \times 10^{-3}$ J respectivement. Le pourcentage de variation de la consommation d'énergie diminue en augmentant la portée pour devenir environ 12% de plus que le système classique pour R9 et environ 1% pour R10. Cette différence de pourcentage est considérée acceptable à cause de la diminution du taux d'erreur lors de la transmission de données dans des cas anormaux, comme nous le montrerons dans ce qui suit. Pour le taux d'erreur paquets, nous avons comparé le taux d'erreur entre un système utilisant la méthode TOPSIS et un système classique. La figure 4.11 montre la variation du taux d'erreur des paquets pour une seule transmission pour différents RL pour la transmission de données des 100 patients. Le taux d'erreur est le même pour un système classique et pour un système utilisant TOPSIS en situation normale. Pour R7, la méthode TOPSIS diminue le taux d'erreur d'environ 6 fois pour des données de très faible RL par rapport à un système classique et 10 fois pour des données de faible RL. Cette diminution atteint plus que 100 fois pour les données de RL haut et très haut. Pour R10, la diminution du taux d'erreur est d'environ 7 fois pour les données de RL haut et de RL très haut. Pour représenter la diminution moyenne du taux d'erreur des paquets pour toutes les données, la figure 4.12 montre la variation du taux d'erreur des paquets moyen pour une seule transmission de données. La méthode de sélection TOPSIS diminue le taux d'erreur autour de 50% en R7, 12% en R8 et 3% en R9.

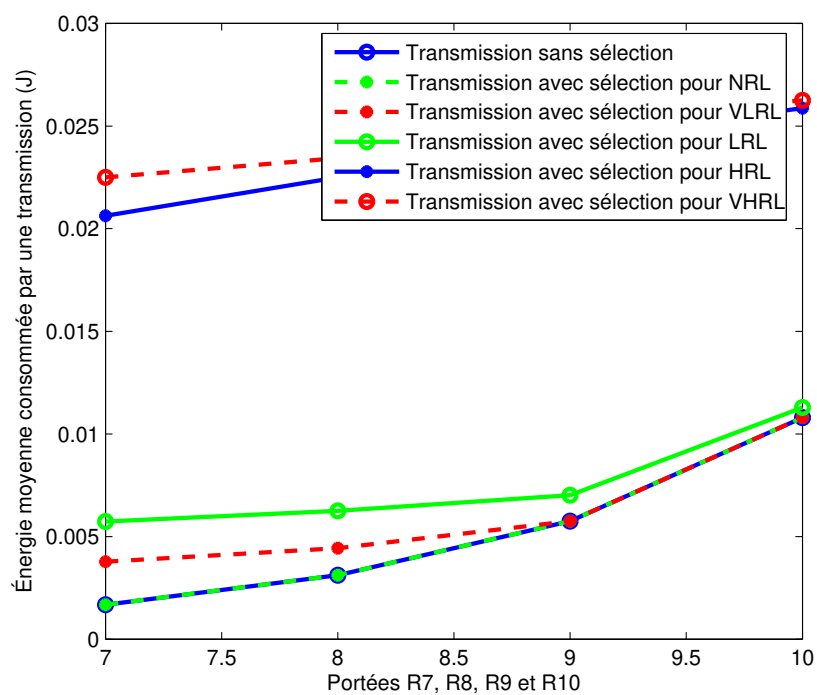


FIGURE 4.9 – Variation de l'énergie moyenne consommée par une transmission de données de RL normal NRL, très faible TFRL, faible FRL, haut HRL et très haut THRL pour les portées R7, R8, R9 et R10

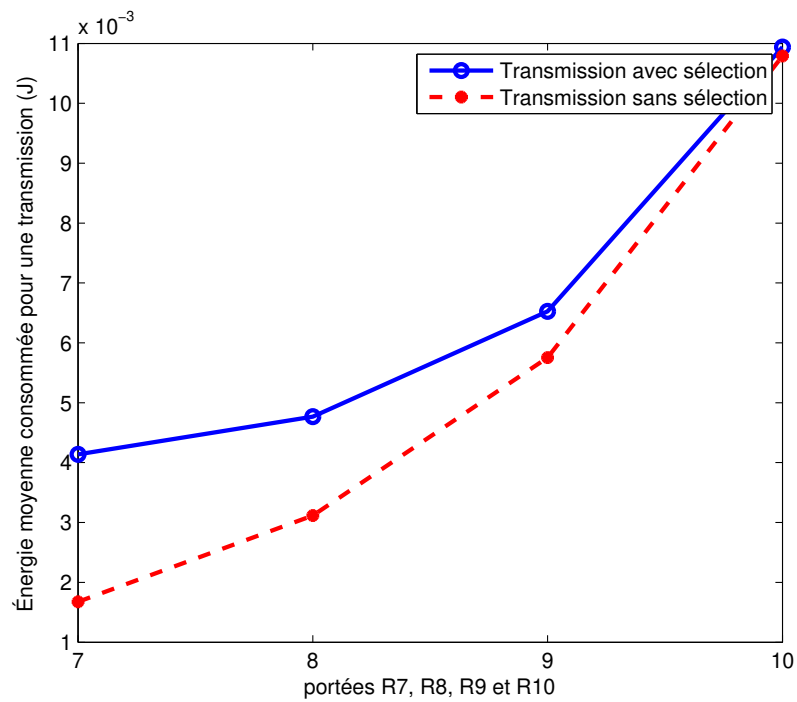


FIGURE 4.10 – Variation de l'énergie moyenne consommée par une transmission de données en utilisant la méthode TOPSIS et en ne l'utilisant pas pour les portées R7, R8, R9 et R10

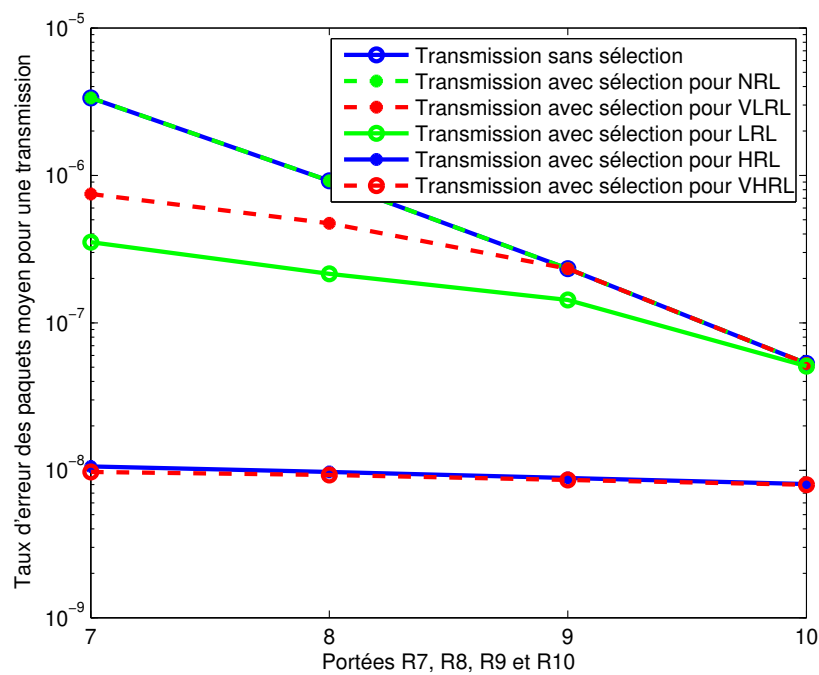


FIGURE 4.11 – Variation du taux d'erreur des paquets moyen pour une transmission de données de RL normal NRL, très faible TFRL, faible FRL, haut HRL et très haut THRL pour les portées R7, R8, R9 et R10

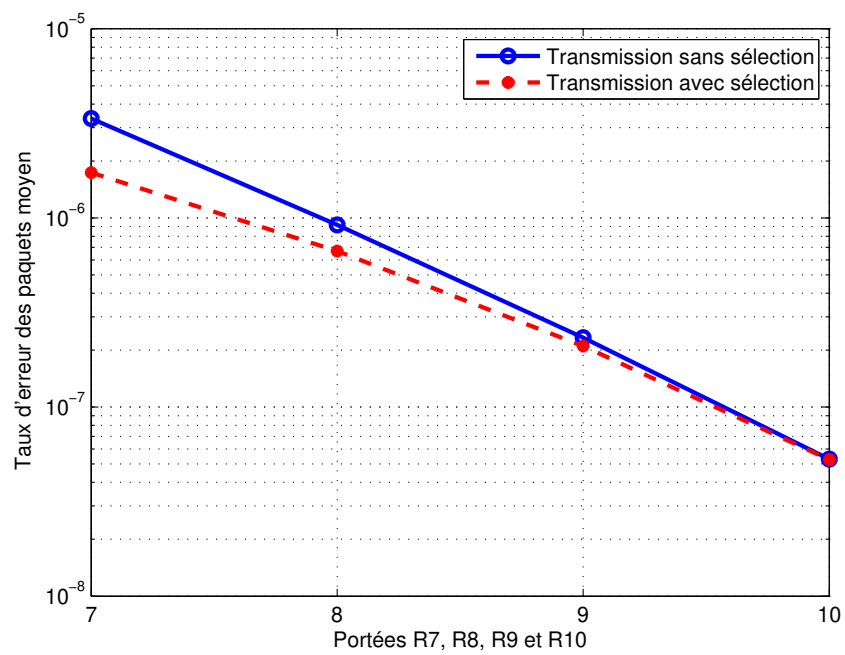


FIGURE 4.12 – Variation du taux d'erreur des paquets moyen pour une transmission en utilisant la méthode TOPSIS et en ne l'utilisant pas pour les portées R7, R8, R9 et R10

4.5 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons proposé un système médical basé sur la technologie LoRa pour envoyer des signes vitaux au centre médical. Notre système sélectionne le SF le plus approprié pour envoyer les données en tenant compte de l'état du patient et de l'efficacité énergétique. Nous avons étudié la variation de l'énergie consommée et du taux d'erreur des paquets en fonction des SF, puis un classement des SF proposés est effectué à l'aide de la méthode TOPSIS. Les simulations montrent le pourcentage du SF choisi pour plusieurs portées et pour plusieurs patients à des niveaux critiques différents. De plus, les simulations ont montré une augmentation acceptable de l'énergie de transmission par rapport à un système classique tout en offrant un taux d'erreur des paquets plus faible surtout dans les cas critiques.

CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES

Contributions

Les réseaux sans fil WBAN ouvrent de nombreux domaines d'application. Chaque application a des limites et des exigences. Cette thèse traite le développement des applications WBAN médicales. Le but de notre recherche est de développer des réseaux de communication pour la détection précoce de symptômes pathologiques. Dans le cadre de cette thèse, nous nous sommes focalisés sur la fiabilité de la transmission des données et sur l'aspect énergétique lors de la conception des réseaux pour des applications médicales.

Nous avons commencé la première partie de notre travail par une étude des réseaux WBAN médicaux. Nous avons détaillé les caractéristiques de ces réseaux. Nous avons comparé les avantages et les limites des technologies sans fil utilisées pour la transmission des données médicales. Nous avons ensuite présenté quelques capteurs utilisés pour des applications WBAN médicales et nous avons terminé la deuxième partie par une présentation des défis de ces réseaux.

Dans la troisième partie de cette thèse, nous avons développé une application médicale appelée *HeaLoRa*. Cette application est basée sur la technologie LoRa pour la transmission des données médicales. Nous avons commencé par la proposition d'un algorithme pour analyser les données médicales pour déterminer le niveau de criticité de l'utilisateur afin de décider de transmettre les données ou non et pour déterminer combien de temps le système va se mettre en veille entre deux mesures et entre deux transmissions. Puis nous avons proposé un modèle analytique pour étudier la consommation énergétique pour la technologie LoRa pour comparer l'efficacité énergétique de notre système avec un système de référence. Nos simulations ont montré que la durée de vie de notre système est quatre fois supérieure à celle d'un système de référence.

Dans la quatrième partie, nous avons développé un algorithme pour choisir le SF pertinent pour des applications médicales. Nous avons étudié la variation de la probabilité d'erreur et la variation de la consommation énergétique en fonction du facteur d'étalement. Nous avons développé une méthode basée sur la méthode TOPSIS pour

la sélection du SF pertinent à chaque état critique de l'utilisateur. Nos simulations ont montré le choix du SF pour transmettre des données pour des patients de différents états critiques et à différentes distances.

Perspectives

Plusieurs perspectives de recherche peuvent être envisagées à la suite de cette thèse :

Dans le troisième chapitre nous avons proposé un système médical à faible consommation énergétique. L'idéal serait de réaliser une application expérimentale de ce système sur une plateforme réelle avec de vrais capteurs. Le système peut être fixé sur le corps du patient pour expérimenter son efficacité.

Dans le quatrième chapitre, nous avons étudié analytiquement la probabilité d'erreur sans tenir compte de la probabilité de collision. Il serait intéressant d'étudier la probabilité de collision lors de la transmission des données via la technologie LoRa.

Dans cette thèse, nous avons choisi la technologie LoRa pour nos applications médicales. Il serait intéressant de développer un système hybride formé de différentes technologies. La sélection d'une de ces technologies doit être basée sur la position et sur l'état critique du patient.

MASQUE CONNECTÉ AVEC PRÉDIAGNOSTIC EN TEMPS RÉEL

La pandémie de Covid-19 a conduit la population à changer ses habitudes, en se protégeant par plusieurs moyens pour pouvoir poursuivre les activités professionnelles, sociales et privées. La contagiosité du virus les contraint à porter toute la journée un masque, qui doit être changé, réutilisable ou jetable, sans qu'il puisse apporter des indications sur l'état de santé de l'utilisateur.

En effet, puisque le masque est en contact avec le corps, nous avons conçu un masque connecté qu'il peut nous renseigner sur certains éléments qui peuvent conduire à un prédiagnostic en temps réel, issu des mesures réalisées par des capteurs insérés dans le masque.

Le masque que nous avons proposé peut également établir le trajet de son utilisateur, et établir, grâce au suivi de l'historique des autres utilisateurs connectés, les éventuelles situations de contamination. Le masque peut alerter son utilisateur lorsque le filtre perd son efficacité ou lorsque la batterie est faible.

A.1 Description des fonctionnalités

Le masque connecté est un masque facial contenant plusieurs capteurs et un microprocesseur, afin de réaliser un pré diagnostic en temps réel sur le porteur à partir de mesures locales, comme le taux d'oxygène et la température du corps, et établir une notification reçue sur le téléphone mobile du porteur via une application installée préalablement sur le même téléphone.

Le masque connecté présenté dans la figure A.1 dans sa forme assemblée et éclatée a plusieurs fonctionnalités, Il est sans limite de durée d'utilisation grâce à un système permettant de changer facilement le filtre (masque compatible avec certains

filtres du marché). En plus, il a une lampe UVC (rayonnement ultra-violet dans la bande C, 100280 nm) sur la base de recharge permet de désinfecter le masque. Il détermine si l'utilisateur le porte ou non grâce à un capteur de proximité et peut décompter le temps d'utilisation du filtre afin de prévenir l'utilisateur lorsque celui-ci n'est plus efficace.

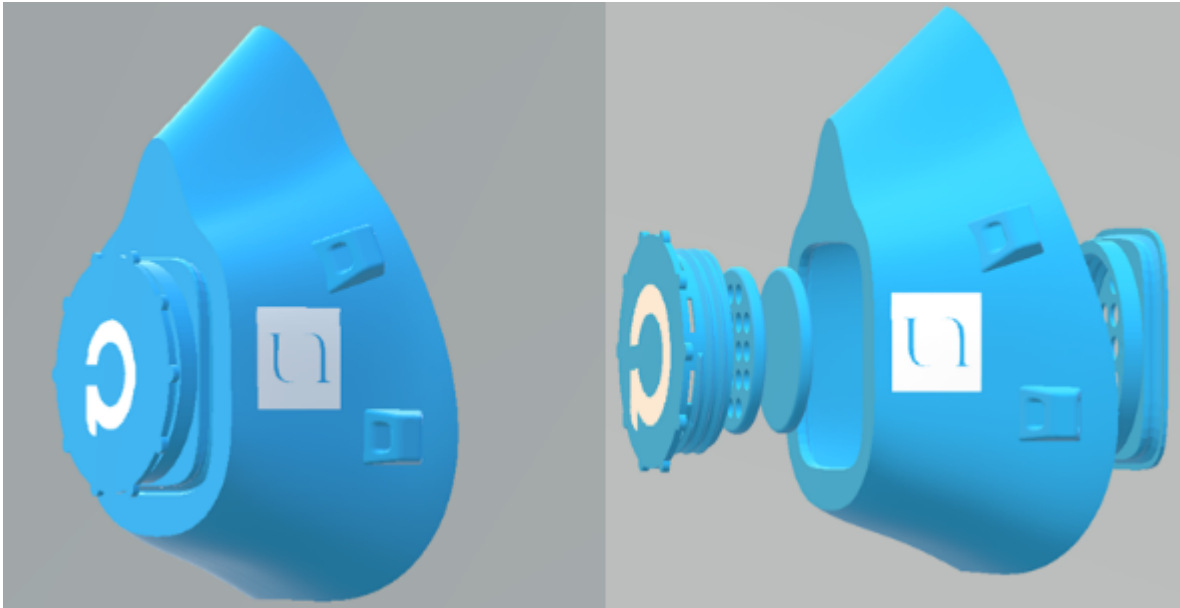


FIGURE A.1 – Masque connecté ; a : vue assemblée ; b : vue éclatée

En plus, à l'aide d'un oxymètre et d'un capteur de température, le masque peut mesurer le taux d'oxygène dans le sang et la température du corps humain. En cas où le score de ces paramètres mesurés est changé, le masque envoie une notification sur le téléphone mobile du porteur via une application installée sur le téléphone. Les données sont envoyées au téléphone via Bluetooth. Un envoi éventuel d'alerte est envoyé au médecin traitant ou à l'attention des autorités sanitaires en cas d'une situation instable. Ces données sont envoyées également sur une base connectée via WiFi comme montré dans la figure A.2. La portée de connexion du masque à la base dépend de la couverture WiFi. La base qui peut être connectée à une infinité de masques (WiFi) sert de serveur web et de base de données pour l'interface de gestion du masque (informations sur le temps restant avant de changer le filtre, courbes de température et de taux d'oxygène dans le sang en fonction du temps). En outre, une balise GPS est intégrée dans le masque. Si l'utilisateur est atteint du Covid, il est possible de tracer son chemin et d'éviter d'éventuels cas contacts.

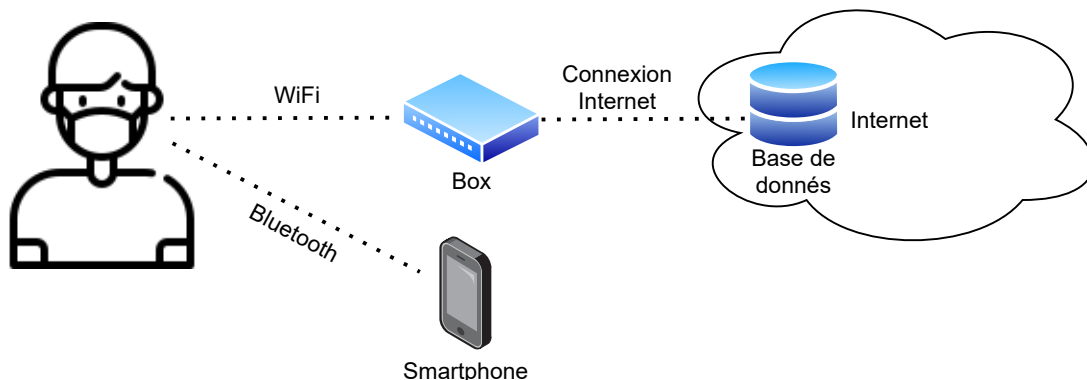


FIGURE A.2 – Schéma de l'envoi des données à partir du masque

A.2 Composants électroniques

Pour mesurer le taux d'oxygène dans le sang et le nombre de battements cardiaques par minutes, nous avons utilisé le capteur MAX30105. Ce capteur utilise une LED infrarouge et il a été intégré dans le masque de façon qu'il soit en contact avec la peau. Pour mesurer la température du corps humain nous avons opté pour un capteur sans contact MLX90614 qui a été placée au fond du masque pour nous fournir les informations nécessaires. Ce capteur utilise aussi une LED infrarouge.

Le smartphone est utilisé comme interface entre le masque et l'utilisateur. Nous avons développé une application sur le smartphone de l'utilisateur qui lui permettant d'avoir un visuel des valeurs envoyées par le masque. Due à sa taille réduite, à son grand nombre de fonctionnalités et à sa faible consommation, nous avons intégré le microcontrôleur Raspberry Pi Zéro W au masque qui nous permet la connectivité avec le smartphone grâce au Bluetooth et nous permet de communiquer vers l'extérieur du réseau local grâce à une connexion Wifi sur un réseau local.

Afin d'assurer l'efficacité du masque non jetable, nous avons proposé un système de filtration. Le masque prévient l'utilisateur toutes les 4 heures d'utilisation afin que celui-ci change son filtre et désinfecte l'intérieur de son masque à l'aide d'une lingette. Pour prévenir l'utilisateur, nous avons intégré un buzzer qui va sonner lorsque le temps d'utilisation du filtre est atteint. Une notification est aussi envoyée sur le smartphone de l'utilisateur via l'application. Ce buzzer et système de notification servent aussi à prévenir l'utilisateur lorsqu'il est nécessaire de recharger le masque.

Afin de rendre le masque autonome durant une journée, nous avons calculé la

consommation d'énergie afin de prendre une batterie bien dimensionnée que ce soit au niveau de la taille ou de la capacité. Nous avons utilisé 2 batteries Lithium Polymère 3.7V de 1800 mAh. Ces batteries ont une protection contre la surcharge et contre les trop fortes décharges afin de permettre leur utilisation en toute sécurité.

Tous les composants décrits ci-dessus sont illustrés dans la figure A.3

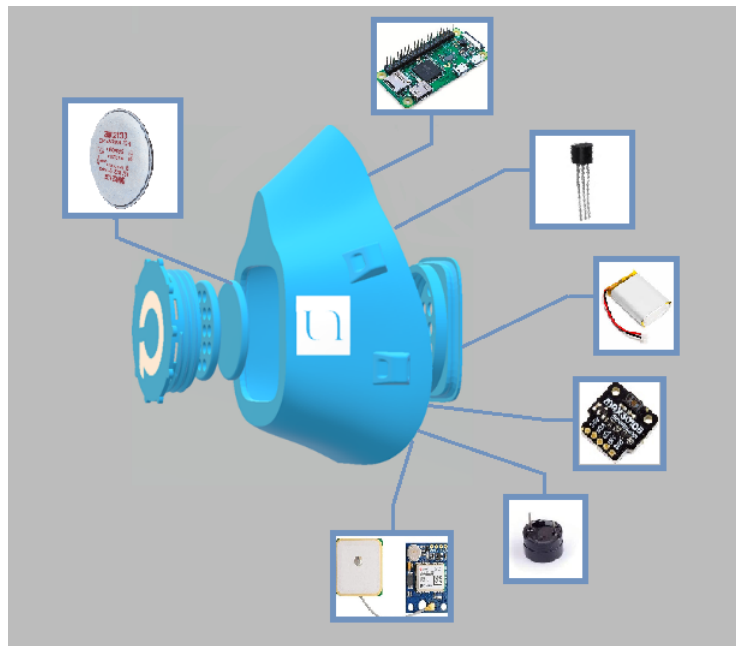


FIGURE A.3 – Vue éclatée du masque connecté avec ses composants

A.3 Application sur téléphone

La figure A.4 montre l'application sur le téléphone du patient ou un mot de passe est demandé pour assurer l'authentification du masque. La figure A.5 montre comment l'application récupère l'ensemble des données d'une période spécifique.

Lorsque la Raspberry Pi reçoit les données des capteurs, celle-ci les inscrit dans deux bases de données. Premièrement, les données sont sauvegardées dans la base de données locale. Elles sont ensuite envoyées sur le web pour être inscrites sur la base de données.

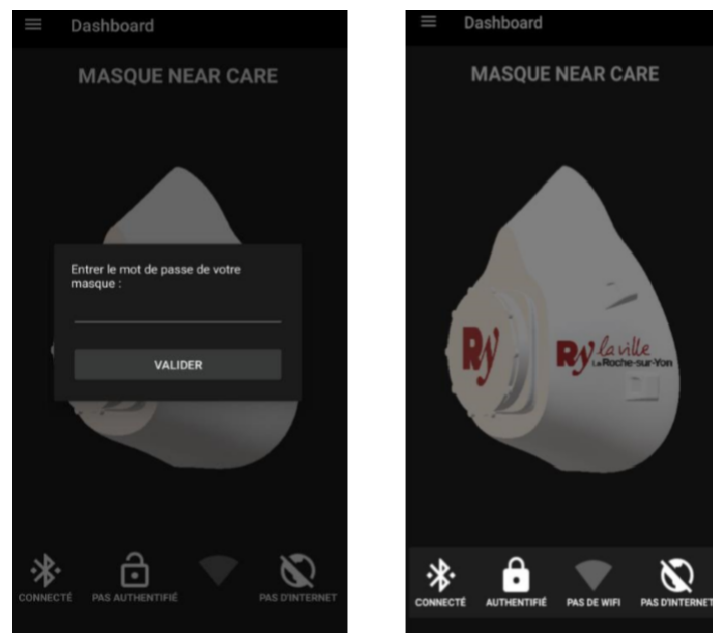


FIGURE A.4 – Écran de l'application



FIGURE A.5 – Écran d'affichage des données des capteurs

A.4 Réalisation d'un prototype

Un prototype de masque est réalisé pour faire rentrer tous les composants électroniques. Le trou au milieu du masque a permis d'intégrer un système de support de filtre. En cas de besoin le système de filtre peut être retiré et remplacé par un adaptateur vers un respirateur par exemple. Nous avons ajouté un double fond afin de pouvoir y loger l'électronique. Pour qu'on puisse monter la totalité des composants, nous avons ajouté des boîtes sous forme d'appendices sur le masque, tout en gardant une taille raisonnable. La figure A.6 montre la modélisation du masque, le mécanisme du respirateur, le schéma électrique de l'ensemble du masque et l'électronique montée à l'intérieur du masque.



FIGURE A.6 – a : modélisation du masque ; b : mécanisme du respirateur ; c : schéma électrique de l'ensemble du masque ; d : masque avec l'électronique montée à l'intérieur

PLATEFORME MÉDICALE

Dans une société marquée par une pandémie où la moyenne d'âge ne cesse d'augmenter, la télémédecine s'est imposée comme un incontournable dans un futur très proche. Cette nouvelle approche de consultations en ligne a déjà fait ses preuves lors du confinement. L'objectif de la plateforme e-santé présentée ci-après est de collecter des paramètres médicaux du corps humain d'un patient pour détecter les situations médicales urgente et pour donner à un médecin la possibilité de surveiller l'évolution de la situation médicale d'un patient en utilisant un système énergétiquement économe utilisant la technologie LoRa pour transmettre les données médicales. Le dispositif constitué par un ensemble de collecte locale de plusieurs informations sur la santé d'un patient, de traitement local de ces informations selon la criticité par un microprocesseur, de communication radio à faible consommation énergétique avec le médecin, et d'une application permettant au médecin de consulter les données et interagir avec le patient. La plateforme e-santé se caractérise par le fonctionnement décrit ci-dessous.

B.1 Description des fonctionnalités et composants électroniques

La plateforme e-santé collectant des informations médicales est constituée par un ensemble de composant permettant la réalisation des fonctions côté patient. Il est caractérisé par un haut niveau de compacité et d'économie d'énergie, où les composants suivants sont utilisés :

- Plusieurs capteurs des paramètres de santé, notamment la température, la pression artérielle, l'oxygénation du sang et la fréquence cardiaque. Le capteur MAX30105 est utilisé Pour mesurer le taux d'oxygène dans le sang et la fréquence cardiaque. Le capteur LM57 pour mesurer la température du corps humain et le capteur MPX4250AP pour la pression artérielle.

- Un microprocesseur Bluno qui se compose d'une carte Arduino Uno combinée à un module Bluetooth 4.0 (Low Energy). Ce microprocesseur est compact, à faible énergie, raccordé par des fils conducteurs aux différents capteurs. Le module de transmission utilisant le standard Bluetooth Low Energy (BLE) permet le lien radio bidirectionnel entre le microprocesseur et le terminal mobile du patient.

- Un module de transmission à faible puissance et à longue portée, nous avons utilisé un module du type LoRa, fonctionnant dans la bande ISM, et permettant, grâce à la faible consommation énergétique, d'émettre les données du microprocesseur vers la Passerelle puis vers le médecin tout en assurant une durée de vie de la batterie élevée.

Les composants utilisés dans la plateforme sont représentés dans la figure B.1.

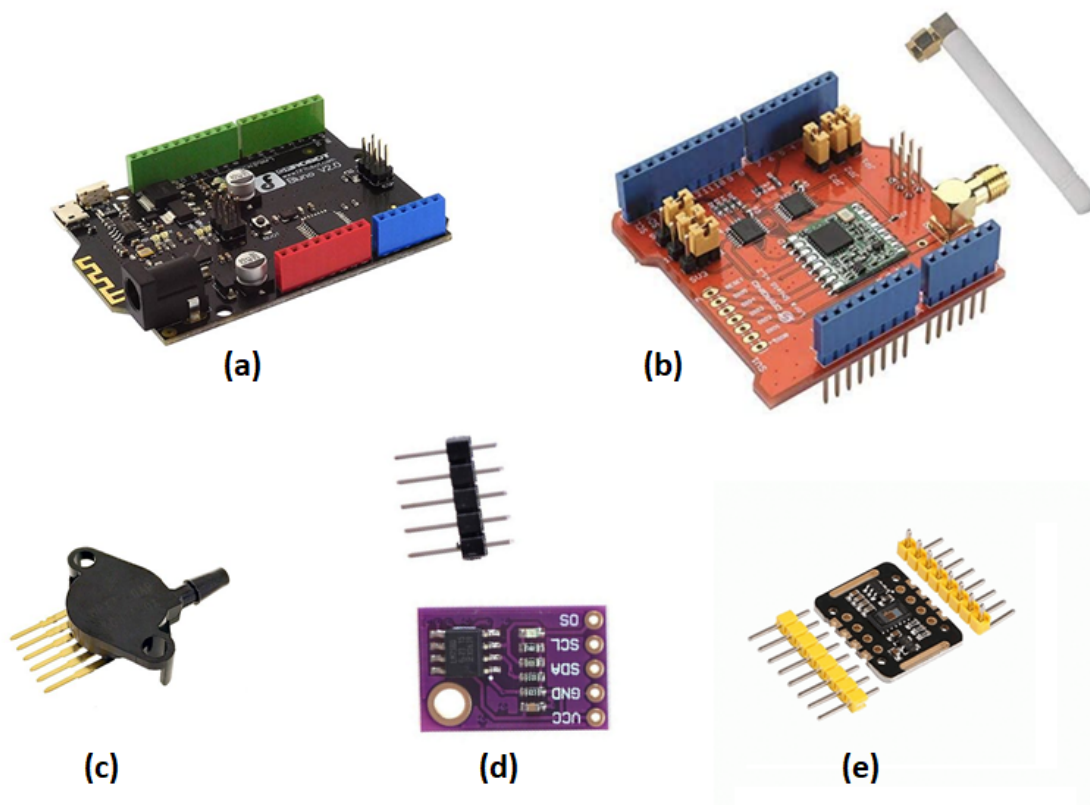


FIGURE B.1 – a : microprocesseur Bluno ; b : module LoRa ; c : capteur MPX4250AP ; d : capteur LM57 ; e : capteur MAX30105

Les paramètres médicaux prélevés par les capteurs sont analysés par le microprocesseur et traduits par des « Scores », basée sur le standard NEWS expliqué précédemment, pour la détection et la réponse à la détérioration clinique chez les patients adultes.

L'algorithme logé dans le microprocesseur doit d'abord déterminer le degré de la criticité des données mesurées par chaque capteur attaché au patient. Ensuite il faut que les données ne soient transmises que si un des capteurs a un changement d'un état à un autre des états trouvés dans "NEWS". Au cas où il n'y a pas de transmission, réception ou collection des données il faut que le système entre en mode veille ("sleep mode"). La durée du mode veille doit être déterminée suivant le plus grand "Score" des données mesuré.

Le médecin consulte les données du patient sur une application mobile et si nécessaire déclenche une intervention, par téléconsultation ou par une intervention in-situ si l'état du patient le justifie.

B.2 La fonctionnalité hétérogène de la plateforme médicale

Il est possible que, selon la localisation du patient, le dispositif ne puisse pas capter de réseau radio LoRa, lié à l'absence de passerelles radio LoRa dans le périmètre géographique (c.à.d inexistence d'antennes des stations de base LoRa dans la zone où se trouve le patient). Ainsi, les données récoltées par les capteurs sur le patient ne pourront être transmises au médecin à l'aide du module LoRa du dispositif e-santé.

Dans cette éventualité, un « cas de secours » pourra être enclenché par le microprocesseur si les données n'ont pas pu être envoyées au médecin. De ce fait, les données seront alors envoyées en utilisant un autre standard BLE au terminal mobile du patient, ce qui provoquera une notification « push » ou une alerte via l'application mobile de ce dispositif e-santé, par l'intermédiaire du réseau connecté au terminal mobile du patient du type radio cellulaire (2G, 3G, 4G ou 5G) ou via la couverture locale radio en Wifi. La figure B.2 représente le scénario décrit. Pour rappel, le médecin possède déjà une application lui permettant de lire les données du patient, tandis que le patient a une application mobile lui permettant de voir ses données de santé, mais également de recevoir une alerte dans le cas décrit plus haut.

En substance, l'utilité de ce « cas de secours » sera de d'avoir une alternative en cas de non-couverture géographique en réseau LoRa. Cela évitera notamment d'éviter un arrêt soudain dans le suivi du patient, qui peut-être des plus primordial en cas de score élevé (et donc de signes de santé alarmants).

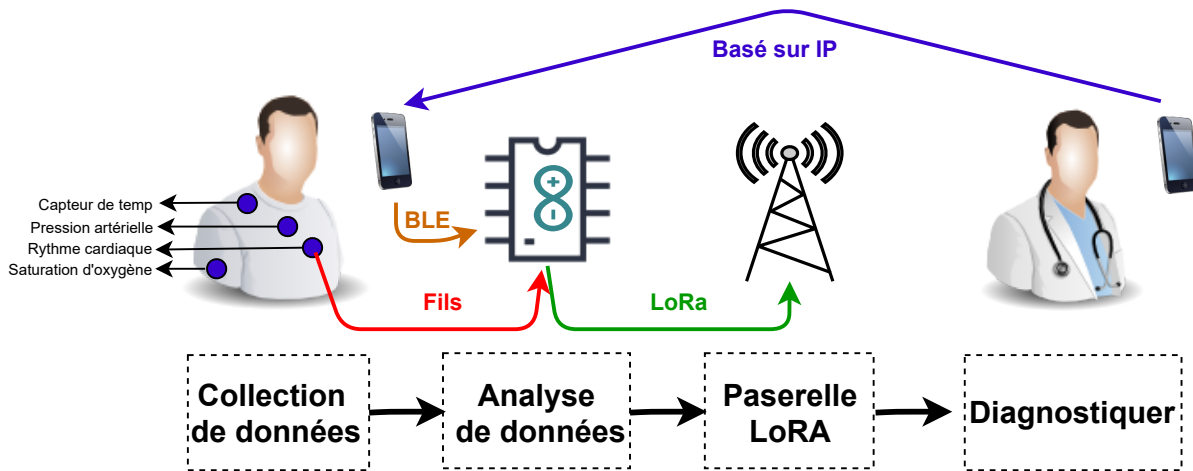


FIGURE B.2 – Scénario de la transmission des données médecin-patient.

B.3 Site near-care

Le site “near-care.fr” est divisé en trois parties : la page d’accueil, le système d’authentification, ainsi que l’espace médecin avec les graphiques de données de santé “monitoring” où les différents graphiques des données de santé du patient, collectées et envoyées sur la base de données par le masque connecté et la plateforme médicale comme le montre la figure B.3. Le médecin peut donc accéder à son profil avec les informations de son compte, à sa liste de patients, à l’échelle des scores ainsi qu’aux différents graphiques de données de santé comme le montre la figure B.4.

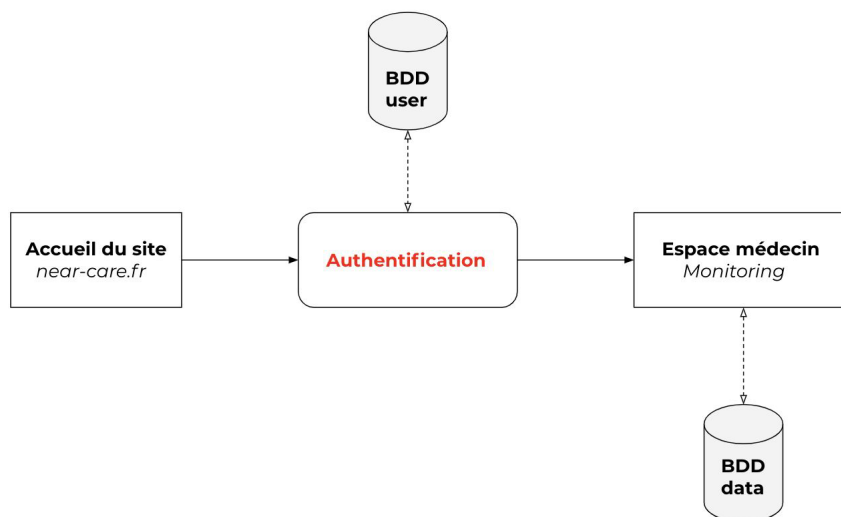


FIGURE B.3 – Schéma de fonctionnement du site web.

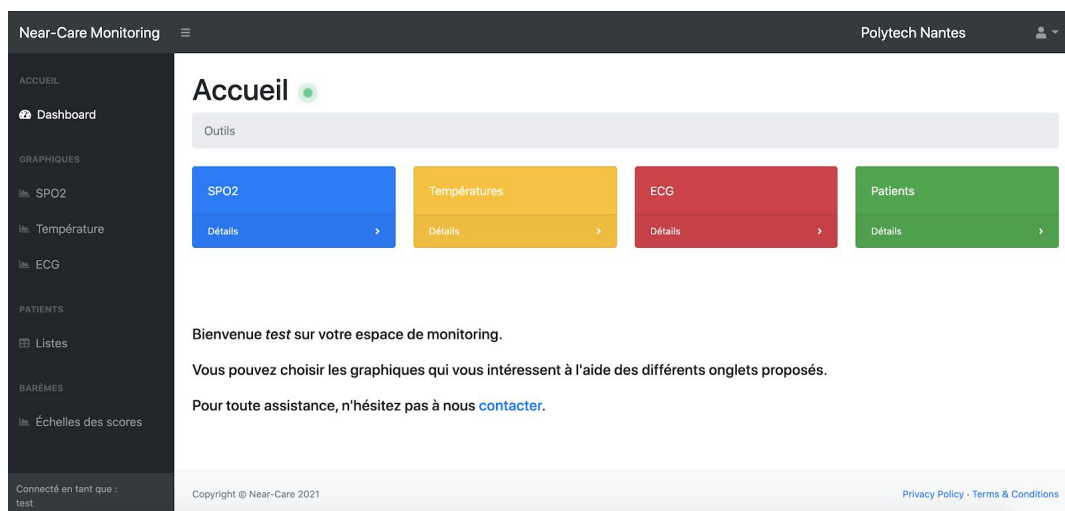


FIGURE B.4 – Accueil de l'espace médecin.

LISTE DES PUBLICATIONS

Revue internationale avec comité de lecture

1. H. Taleb, A. Nasser, G. Andrieux, N. Charara and E. Motta Cruz, "Wireless Technologies, Medical Applications, and Future Challenges in WBAN : a Survey," *Wireless Networks*, Vol. 27, Issue 8, pp. 5271-5295, Nov. 2021, doi : 10.1007/s11276-021-02780-2.
2. H. Taleb, A. Nasser, G. Andrieux, N. Charara and E. Motta Cruz, "Energy Consumption Improvement of a Healthcare Monitoring System : Application to LoRaWAN," *IEEE Sensors Journal*, Vol. 22, Issue 7, pp. 7288-7299, Apr. 2022, doi : 10.1109/JSEN.2022.3150716.
3. H. Taleb, A. Nasser, G. Andrieux and N. Charara, "LoRa's spreading factor selection for healthcare applications," *IEEE Sensors Journal*, under review, submitted on October 13, 2022.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] World Health Organization (WHO). GENEVA.
- [2] Colin D MATHERS et Dejan LONCAR, « Updated projections of global mortality and burden of disease, 2002-2030 : data sources, methods and results », in : *Geneva : World Health Organization* (2005).
- [3] Gordana GARDAŠEVIĆ et al., « Emerging Wireless Sensor Networks and Internet of Things Technologies—Foundations of Smart Healthcare », in : *Sensors* 20.13 (2020), p. 3619.
- [4] Bradley D NELSON et al., « Wireless Technologies for Implantable Devices », in : *Sensors* 20.16 (2020), p. 4604.
- [5] Bogdan ANTONESCU et Stefano BASAGNI, « Wireless body area networks : challenges, trends and emerging technologies », in : *Proceedings of the 8th international conference on body area networks*, 2013, p. 1-7.
- [6] Min CHEN et al., « Body area networks : A survey », in : *Mobile networks and applications* 16.2 (2011), p. 171-193.
- [7] Samaher AL-JANABI et al., « Survey of main challenges (security and privacy) in wireless body area networks for healthcare applications », in : *Egyptian Informatics Journal* 18.2 (2017), p. 113-122.
- [8] Damilola D OLATINWO, Adnan ABU-MAHFOUZ et Gerhard HANCKE, « A Survey on LPWAN Technologies in WBAN for Remote Health-Care Monitoring », in : *Sensors* 19.23 (2019), p. 5268.
- [9] Amina SEFERAGIĆ et al., « Survey on Wireless Technology Trade-Offs for the Industrial Internet of Things », in : *Sensors* 20.2 (2020), p. 488.
- [10] Thien TT LE et Sangman MOH, « Interference mitigation schemes for wireless body area sensor networks : A comparative survey », in : *Sensors* 15.6 (2015), p. 13805-13838.

-
- [11] Amira MEHAROUËCH, Jocelyne ELIAS et Ahmed MEHAOUA, « Moving towards body-to-body sensor networks for ubiquitous applications : a survey », in : *Journal of Sensor and Actuator Networks* 8.2 (2019), p. 27.
 - [12] Sudip MISRA, Soumen MOULIK et Han-Chieh CHAO, « A cooperative bargaining solution for priority-based data-rate tuning in a wireless body area network », in : *IEEE transactions on wireless communications* 14.5 (2015), p. 2769-2777.
 - [13] Pardeep KUMAR et Hoon-Jae LEE, « Security issues in healthcare applications using wireless medical sensor networks : A survey », in : *sensors* 12.1 (2012), p. 55-91.
 - [14] Vikash MAINANWAL, Mansi GUPTA et Shravan Kumar UPADHAYAY, « A survey on wireless body area network : Security technology and its design methodology issue », in : *2015 international conference on innovations in information, embedded and communication systems (ICIIECS)*, IEEE, 2015, p. 1-5.
 - [15] Ibrahim Abdulai SAWANEH, Ibrahim SANKOH et David Kanume KOROMA, « A survey on security issues and wearable sensors in wireless body area network for healthcare system », in : *2017 14th International Computer Conference on Wavelet Active Media Technology and Information Processing (ICCWAMTIP)*, IEEE, 2017, p. 304-308.
 - [16] Rim NEGRA, Imen JEMILI et Abdelfettah BELGHITH, « Wireless body area networks : Applications and technologies », in : *Procedia Computer Science* 83 (2016), p. 1274-1281.
 - [17] Chinmay CHAKRABORTY, Bharat GUPTA et Soumya K GHOSH, « A review on telemedicine-based WBAN framework for patient monitoring », in : *Telemedicine and e-Health* 19.8 (2013), p. 619-626.
 - [18] Riccardo CAVALLARI et al., « A survey on wireless body area networks : Technologies and design challenges », in : *IEEE Communications Surveys & Tutorials* 16.3 (2014), p. 1635-1657.
 - [19] Marwa SALAYMA et al., « Wireless Body Area Network (WBAN) A Survey on Reliability, Fault Tolerance, and Technologies Coexistence », in : *ACM Computing Surveys (CSUR)* 50.1 (2017), p. 1-38.

-
- [20] Stepan IVANOV et al., « Virtual groups for patient WBAN monitoring in medical environments », in : *IEEE transactions on biomedical engineering* 59.11 (2012), p. 3238-3246.
- [21] Zonglin GUO et al., « An on-demand scatternet formation and multi-hop routing protocol for BLE-based wireless sensor networks », in : *2015 IEEE wireless communications and networking conference (WCNC)*, IEEE, 2015, p. 1590-1595.
- [22] Matti SIEKKINEN et al., « How low energy is bluetooth low energy ? comparative measurements with zigbee/802.15. 4 », in : *2012 IEEE wireless communications and networking conference workshops (WCNCW)*, IEEE, 2012, p. 232-237.
- [23] Huasong CAO et al., « Enabling technologies for wireless body area networks : A survey and outlook », in : *IEEE Communications Magazine* 47.12 (2009), p. 84-93.
- [24] Mohammad GHAMARI et al., « A survey on wireless body area networks for ehealthcare systems in residential environments », in : *Sensors* 16.6 (2016), p. 831.
- [25] JAIN Anupam–HALDER MINAKSHI, « An Overview of Wireless Body Area Network (WBAN) using Zigbee Technology », in : *International Journal of Scientific Development and Research (IJS DR) Vol 1 ()*, p. 2455-2631.
- [26] Yu-Fang CHUNG et Chia-Hui LIU, « Design of a wireless sensor network platform for tele-homecare », in : *Sensors* 13.12 (2013), p. 17156-17175.
- [27] Cecilia H VALLEJOS DE SCHATZ et al., « Wireless medical sensor networks : Design requirements and enabling technologies », in : *Telemedicine and e-Health* 18.5 (2012), p. 394-399.
- [28] Md Taslim AREFIN, Mohammad Hanif ALI et AKM Fazlul HAQUE, « Wireless body area network : An overview and various applications », in : *Journal of Computer and Communications* 5.7 (2017), p. 53-64.
- [29] Kalimuthu ARUNAPRIYA Praveen Kumar, « LIFI for Medical care using Visible Light Communication », in : *International Journal of Applied Engineering Research ISSN 0973-4562* 13.11 (2018).

-
- [30] S PORSELVI, L BHAGYALAKSHMI et KUMAR SUMAN SANJAY, « Healthcare monitoring systems using Li-Fi networks », in : *Innovare Journal of Engineering & Technology* 5.2 (2017), p. 1-4.
 - [31] Rahul R SHARMA, Akshay SANGANAL et al., « Li-Fi Technology : Transmission of data through light », in : *International Journal of Computer Technology and Applications* 5.1 (2014), p. 150.
 - [32] Kais MEKKI et al., « A comparative study of LPWAN technologies for large-scale IoT deployment », in : *ICT express* 5.1 (2019), p. 1-7.
 - [33] Jothi Prasanna Shanmuga SUNDARAM, Wan DU et Zhiwei ZHAO, « A Survey on LoRa Networking : Research Problems, Current Solutions and Open Issues », in : *IEEE Communications Surveys & Tutorials* (2019).
 - [34] WWW.SEMTECH.COM, *LoRa Modulation Basics*, Semtech Corporation, May 2015, URL : www.semtech.com.
 - [35] [HTTPS://LORA-ALLIANCE.ORG/RESOURCE-HUB/LORAWANTM-SPECIFICATION-V11](https://lora-alliance.org/resource-hub/lorawantm-specification-v11), *LoRa Alliance, LoRaWAN Specification v1.1*, 2017, URL : <https://lora-alliance.org/resource-hub/lorawantm-specification-v11>.
 - [36] Aloÿs AUGUSTIN et al., « A study of LoRa : Long range & low power networks for the internet of things », in : *Sensors* 16.9 (2016), p. 1466.
 - [37] Diego ANTOLIN et al., « A wearable wireless sensor network for indoor smart environment monitoring in safety applications », in : *Sensors* 17.2 (2017), p. 365.
 - [38] Jeevan KHAREL, Haftu Tasew REDA et Soo Young SHIN, « Fog computing-based smart health monitoring system deploying lora wireless communication », in : *IETE Technical Review* 36.1 (2019), p. 69-82.
 - [39] Lluís CASALS et al., « Modeling the energy performance of LoRaWAN », in : *Sensors* 17.10 (2017), p. 2364.
 - [40] Umber NOREEN, Ahcène BOUNCEUR et Laurent CLAVIER, « A study of LoRa low power and wide area network technology », in : *2017 International Conference on Advanced Technologies for Signal and Image Processing (ATSIP)*, IEEE, 2017, p. 1-6.
 - [41] Houssein TALEB et al., « Energy consumption improvement of a healthcare monitoring system : application to LoRaWAN », in : *IEEE Sensors Journal* (2022).

-
- [42] Geshwaree HUZOOREE, Kavi Kumar KHEDO et Noorjehan JOONAS, « Wireless body area network system architecture for real-time diabetes monitoring », in : *International Conference on Emerging Trends in Electrical, Electronic and Communications Engineering*, Springer, 2016, p. 262-271.
- [43] M Udin Harun AL RASYID, Ferry Astika SAPUTRA et Alexander CHRISTIAN, « Implementation of blood glucose levels monitoring system based on Wireless Body Area Network », in : *2016 IEEE International Conference on Consumer Electronics-Taiwan (ICCE-TW)*, IEEE, 2016, p. 1-2.
- [44] Jin WANG et al., « A MultiTiers Service Architecture based Diabetes Monitoring for Elderly Care in Hospital », in : *International Journal of Multimedia and Ubiquitous Engineering* 8.3 (2013), p. 387-398.
- [45] Niemah I OSMAN et Esra B ABBAS, « Simulation and modelling of LoRa and Sigfox low power wide area network technologies », in : *2018 International Conference on Computer, Control, Electrical, and Electronics Engineering (ICC-CEEE)*, IEEE, 2018, p. 1-5.
- [46] J Peña QUERALTA et al., « Comparative study of LPWAN technologies on unlicensed bands for M2M communication in the IoT : Beyond LoRa and LoRaWAN », in : *Procedia Computer Science* 155 (2019), p. 343-350.
- [47] Stephanie B BAKER, Wei XIANG et Ian ATKINSON, « Internet of things for smart healthcare : Technologies, challenges, and opportunities », in : *IEEE Access* 5 (2017), p. 26521-26544.
- [48] Wesley R DA SILVA et al., « An Internet of Things Tracking System Approach Based on LoRa Protocol », in : *2018 IEEE Global Communications Conference (GLOBECOM)*, IEEE, 2018, p. 1-7.
- [49] Yonghua SONG et al., « An Internet of energy things based on wireless LPWAN », in : *Engineering* 3.4 (2017), p. 460-466.
- [50] Kais MEKKI et al., « Overview of cellular LPWAN technologies for IoT deployment : Sigfox, LoRaWAN, and NB-IoT », in : *2018 IEEE international conference on pervasive computing and communications workshops (percom workshops)*, IEEE, 2018, p. 197-202.

-
- [51] Konstantin MIKHAYLOV et al., « Multi-rat lpwan in smart cities : Trial of lorawan and nb-iot integration », in : *2018 IEEE International Conference on Communications (ICC)*, IEEE, 2018, p. 1-6.
 - [52] Yuke LI et al., « Smart choice for the smart grid : Narrowband Internet of Things (NB-IoT) », in : *IEEE Internet of Things Journal* 5.3 (2017), p. 1505-1515.
 - [53] Usman RAZA, Parag KULKARNI et Mahesh SOORIYABANDARA, « Low power wide area networks : An overview », in : *IEEE Communications Surveys & Tutorials* 19.2 (2017), p. 855-873.
 - [54] Nikolay S KNYAZEV, Victor A CHECHETKIN et Denis A LETAVIN, « Comparative analysis of standards for Low-power Wide-area Network », in : *2017 Systems of Signal Synchronization, Generating and Processing in Telecommunications (SINKHROINFO)*, IEEE, 2017, p. 1-4.
 - [55] Dmitry BANKOV et al., « Resource Allocation for Machine-Type Communication of Energy-Harvesting Devices in Wi-Fi HaLow Networks », in : *Sensors* 20.9 (2020), p. 2449.
 - [56] [HTTP ://WWW.WI-FI.ORG/DISCOVER-WIFI/WI-FI-HALOW](http://www.wi-fi.org/discover-wifi/wi-fi-halow), *Wi-Fi HaLow*, URL : <http://www.wi-fi.org/discover-wifi/wi-fi-halow>.
 - [57] Tamoghna OJHA, Sudip MISRA et Narendra Singh RAGHUWANSHI, « Wireless sensor networks for agriculture : The state-of-the-art in practice and future challenges », in : *Computers and Electronics in Agriculture* 118 (2015), p. 66-84.
 - [58] Joseph FINNEGAN et Stephen BROWN, « A comparative survey of LPWA networking », in : *arXiv preprint arXiv :1802.04222* (2018).
 - [59] Ali Hassan SODHRO et Madad Ali SHAH, « Role of 5G in medical health », in : *2017 International Conference on Innovations in Electrical Engineering and Computational Technologies (ICIEECT)*, IEEE, 2017, p. 1-5.
 - [60] David SOLDANI et al., « 5G mobile systems for healthcare », in : *2017 IEEE 85th Vehicular Technology Conference (VTC Spring)*, IEEE, 2017, p. 1-5.
 - [61] Enas SELEM, Mohammed FATEHY et Sherine M ABD EL-KADER, « E-Health applications over 5G networks : challenges and state of the art », in : *2019 6th International Conference on Advanced Control Circuits and Systems (ACCS) & 2019 5th International Conference on New Paradigms in Electronics & information Technology (PEIT)*, IEEE, 2019, p. 111-118.

-
- [62] Richard W JONES et Konstantinos KATZIS, « 5G and wireless body area networks », in : *2018 IEEE Wireless Communications and Networking Conference Workshops (WCNCW)*, IEEE, 2018, p. 373-378.
- [63] Kazi Mohammed Saidul HUQ et al., « Terahertz-enabled wireless system for beyond-5G ultra-fast networks : A brief survey », in : *IEEE Network* 33.4 (2019), p. 89-95.
- [64] Mostafa Zaman CHOWDHURY et al., « 6G wireless communication systems : Applications, requirements, technologies, challenges, and research directions », in : *arXiv preprint arXiv :1909.11315* (2019).
- [65] Sabuzima NAYAK et Ripon PATGIRI, « 6G Communication Technology : A Vision on Intelligent Healthcare », in : *arXiv preprint arXiv :2005.07532* (2020).
- [66] Qudsia RUBANI, Sindhu Hak GUPTA et Arun KUMAR, « Design and analysis of circular patch antenna for WBAN at terahertz frequency », in : *Optik* 185 (2019), p. 529-536.
- [67] Subhajit CHATTERJEE et al., « Internet of Things and Body area network-an integrated future », in : *2017 IEEE 8th Annual Ubiquitous Computing, Electronics and Mobile Communication Conference (UEMCON)*, IEEE, 2017, p. 396-400.
- [68] Garth V CROSBY et al., « Wireless body area networks for healthcare : A survey », in : *International Journal of Ad Hoc, Sensor & Ubiquitous Computing* 3.3 (2012), p. 1.
- [69] Cong T NGUYEN et al., « Enabling and Emerging Technologies for Social Distancing : A Comprehensive Survey », in : *arXiv preprint arXiv :2005.02816* (2020).
- [70] Cheng GUO, Pengxu TIAN et Kim-Kwang Raymond CHOO, « Enabling Privacy-assured Fog-based Data Aggregation in E-healthcare Systems », in : *IEEE Transactions on Industrial Informatics* (2020).
- [71] Emil JOVANOVIĆ et al., « Stress monitoring using a distributed wireless intelligent sensor system », in : *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine* 22.3 (2003), p. 49-55.
- [72] Guang-Zhong YANG et Guangzhong YANG, *Body sensor networks*, t. 1, Springer, 2006.

-
- [73] Marcin WIŚNIEWSKI et Tomasz ZIELIŃSKI, « Digital analysis methods of wheezes in asthma », in : *ICSES 2010 International Conference on Signals and Electronic Circuits*, IEEE, 2010, p. 69-72.
 - [74] Shyamal PATEL et al., « Home monitoring of patients with Parkinson's disease via wearable technology and a web-based application », in : *2010 annual international conference of the IEEE engineering in medicine and biology*, IEEE, 2010, p. 4411-4414.
 - [75] Ratula RAY, Debasish Kumar MALLICK et Satya Ranjan DASH, « Intelligent energy-efficient healthcare models integrated with IoT and LoRa network », in : *Sensors for Health Monitoring*, Elsevier, 2019, p. 157-174.
 - [76] Kala VENUGOPAL et Amit KUMAR, « Centralized Heart Rate Monitoring and Automated Message Alert System using WBAN. », in : (2013).
 - [77] Chris A OTTO, Emil JOVANOVIĆ et Aleksandar MILENKOVIC, « A WBAN-based system for health monitoring at home », in : *2006 3rd IEEE/EMBS International Summer School on Medical Devices and Biosensors*, IEEE, 2006, p. 20-23.
 - [78] JG DEVI et al., « Wireless patient aid alert system using microcontroller », in : *International Journal of Advanced Research Trends in Engineering and Technology* 3 (2016), p. 14.
 - [79] Amir Hoshang KIOUMARS et Liqiong TANG, « Wireless network for health monitoring : heart rate and temperature sensor », in : *2011 Fifth International Conference on Sensing Technology*, IEEE, 2011, p. 362-369.
 - [80] Jayita SAHA et al., « A framework for monitoring of depression patient using WBAN », in : *2016 International Conference on Wireless Communications, Signal Processing and Networking (WiSPNET)*, IEEE, 2016, p. 410-415.
 - [81] Hye-Jin LEE et al., « Mobile embedded health-care system working on wireless sensor network », in : *2011 Third International Conference on Communications and Mobile Computing*, IEEE, 2011, p. 161-164.
 - [82] R MEENA, S RAVISHANKAR et J GAYATHRI, « Monitoring Physical Activities Using WBAN », in : *International Journal of Computer Science and Information Technologies* 5.4 (2014), p. 5880-5886.
 - [83] Hassan J HASSAN, Noor Kadhim HADI et Ali Kamal TAQI, « Implementation of Wireless Body Area Network Based Patient Monitoring System », in : ()

-
- [84] Desy Dwi PURNOMO et BASARI, « Design of Pulse Rate and Body Temperature Monitoring System with Arduino Via Wifi and Android-Based Gadget », in : *International Journal of Technology and Engineering Studies* 2.5 (2016), p. 140-148.
- [85] Hasmah MANSOR et al., « Body temperature measurement for remote health monitoring system », in : *2013 IEEE International conference on smart instrumentation, measurement and applications (ICSIMA)*, IEEE, 2013, p. 1-5.
- [86] Afef MDHAFFAR et al., « IoT-based health monitoring via LoRaWAN », in : *IEEE EUROCON 2017-17th International Conference on Smart Technologies*, IEEE, 2017, p. 519-524.
- [87] Yu FU et Jian LIU, « System design for wearable blood oxygen saturation and pulse measurement device », in : *Procedia manufacturing* 3 (2015), p. 1187-1194.
- [88] Sami ALSHORMAN, Fadi T JABER et Faycal BENSALI, « A wireless oxygen saturation and heart rate monitoring and alarming system based on the qatar early warning scoring system », in : *2015 International Conference on Computational Science and Computational Intelligence (CSCI)*, IEEE, 2015, p. 787-790.
- [89] Jitumani SARMA et Rakesh BISWAS, « VLSI based Adaptive Power Management Architecture for ECG Monitoring in WBAN », in : *2020 33rd International Conference on VLSI Design and 2020 19th International Conference on Embedded Systems (VLSID)*, IEEE, 2020, p. 113-118.
- [90] Arka Prava ROY et al., « Classification of ECG Signals for IoT-based Smart Healthcare Applications using WBAN », in : *2020 International Symposium on Devices, Circuits and Systems (ISDCS)*, IEEE, 2020, p. 1-4.
- [91] Dinko OLETIC, Bruno ARSENALE et Vedran BILAS, « Towards continuous wheeze detection body sensor node as a core of asthma monitoring system », in : *International Conference on Wireless Mobile Communication and Healthcare*, Springer, 2011, p. 165-172.
- [92] Edmund YW SETO et al., « A wireless body sensor network for the prevention and management of asthma », in : *2009 IEEE International Symposium on Industrial Embedded Systems*, IEEE, 2009, p. 120-123.

-
- [93] Mohammad SHAHIDUL ISLAM et al., « Monitoring of the human body signal through the Internet of Things (IoT) based LoRa wireless network system », in : *Applied Sciences* 9.9 (2019), p. 1884.
 - [94] Hui-Chen WANG et An-Rong LEE, « Recent developments in blood glucose sensors », in : *Journal of food and drug analysis* 23.2 (2015), p. 191-200.
 - [95] Geoffrey MCGARRAUGH, « The chemistry of commercial continuous glucose monitors », in : *Diabetes technology & therapeutics* 11.S1 (2009), S-17.
 - [96] Juliane R SEMPIONATTO et al., « Eyeglasses based wireless electrolyte and metabolite sensor platform », in : *Lab on a Chip* 17.10 (2017), p. 1834-1842.
 - [97] Tom GLENNON et al., « 'SWEATCH' : A wearable platform for harvesting and analysing sweat sodium content », in : *Electroanalysis* 28.6 (2016), p. 1283-1289.
 - [98] Wei GAO et al., « Fully integrated wearable sensor arrays for multiplexed in situ perspiration analysis », in : *Nature* 529.7587 (2016), p. 509-514.
 - [99] Toshiyo TAMURA, Ming HUANG et Tatsuo TOGAWA, « Current developments in wearable thermometers », in : *Advanced Biomedical Engineering* 7 (2018), p. 88-99.
 - [100] Danielle BRUEN et al., « Glucose sensing for diabetes monitoring : recent developments », in : *Sensors* 17.8 (2017), p. 1866.
 - [101] [HTTP ://WWW.VIPOSE.COM/](http://www.vipose.com/), *iFever*, 2018, URL : <http://www.vipose.com/>.
 - [102] *iSense : smartphone baby temperature SENSOR et ALARM.*, *STEMP smart temperature patch*, 2018, URL : <http://www.i-sense.info/>.
 - [103] [HTTP ://FEVERSMART.COM/](http://feversmart.com/), *Fiver Smart patch thermometer*, 2018, URL : <http://feversmart.com/>.
 - [104] [HTTPS ://WWW.ARANET.COM/](https://www.aranet.com/), *Aranet*, 2020, URL : <https://www.aranet.com/>.
 - [105] PROPELLER, [https ://www.propellerhealth.com/](https://www.propellerhealth.com/), Accessed = 2016, 2016, URL : <https://www.propellerhealth.com/>.
 - [106] [HTTPS ://WWW.MEDGADGET.COM/2013/09/AIRSONA-VIDEO.HTML](https://www.medgadget.com/2013/09/airsona-video.html), *Sparo Labs for asthma device*, Accessed : 09 2013, 2013, URL : <https://www.medgadget.com/2013/09/airsona-video.html>.

-
- [107] [HTTPS://ENGINEERING.WUSTL.EDU/NEWS/PAGES/SPARO-LABS-LAUNCHES-CROWDFUNDING-CAMPAIGN-FOR-ASTHMA-DEVICE.ASPX](https://engineering.wustl.edu/news/Pages/SPARO-LABS-LAUNCHES-CROWDFUNDING-CAMPAIGN-FOR-ASTHMA-DEVICE.ASPX), *Wing*, 2015, URL : <https://engineering.wustl.edu/news/Pages/Sparo-Labs-launches-crowdfunding-campaign-for-asthma-device.aspx>.
- [108] [HTTPS://WWW.PANTECHSOLUTIONS.NET/HEART-BEAT-SENSOR](https://www.pantechsolutions.net/heart-beat-sensor), *Heart Beat Sensor*, *pantechsolutions*, 2019, URL : <https://www.pantechsolutions.net/heart-beat-sensor>.
- [109] [HTTPS://WWW.ELPROCUS.COM/HEARTBEAT-SENSOR-WORKING-APPLICATION/](https://www.elprocus.com/heartbeat-sensor-working-application/), *Smart Q, Heartbeat Sensor–Working Application*, URL : <https://www.elprocus.com/heartbeat-sensor-working-application/>.
- [110] [HTTPS://WWW.ROHM.COM/SENSOR-SHIELD-SUPPORT/HEART-RATE-SENSOR](https://www.rohm.com/sensor-shield-support/heart-rate-sensor), *heart rate sensor module BH1790GLC*, 2017, URL : <https://www.rohm.com/sensor-shield-support/heart-rate-sensor>.
- [111] [HTTPS://WWW.POLAR.COM/BLOG/NEW-POLAR-H10-HEART-RATE-SENSOR-2017/](https://www.polar.com/blog/new-polar-h10-heart-rate-sensor-2017/), *POLAR H10 HEART RATE SENSOR*, 2017, URL : <https://www.polar.com/blog/new-polar-h10-heart-rate-sensor-2017/>.
- [112] [HTTPS://PULSESENSOR.COM/PRODUCTS/PULSE-SENSOR-AMPED](https://pulsesensor.com/products/pulse-sensor-amped), *Pulse sensor*, 2011, URL : <https://pulsesensor.com/products/pulse-sensor-amped>.
- [113] [HTTPS://INVENSENSE.TDK.COM/WPCONTENT/UPLOADS/2015/02/PS-MPU-9250A-01-v1.1.PDF](https://invensense.tdk.com/wpcontent/uploads/2015/02/PS-MPU-9250A-01-v1.1.pdf), *MPU-9250 Product Specification*, *Invensense*, 2016, URL : <https://invensense.tdk.com/wpcontent/uploads/2015/02/PS-MPU-9250A-01-v1.1.pdf>.
- [114] [HTTPS://WWW.NXP.COM/DOCS/EN/DATA-SHEET/MMA8451Q.PDF](https://www.nxp.com/docs/en/data-sheet/MMA8451Q.pdf), *Data sheet : Document Number : MMA8451Q*, 2017, URL : <https://www.nxp.com/docs/en/data-sheet/MMA8451Q.pdf>.
- [115] [HTTPS://CDN-SHOP.ADAFRUIT.COM/DATASHEETS/LSM303DLHC.PDF](https://cdn-shop.adafruit.com/datasheets/LSM303DLHC.PDF), *LSM303DLHC Ultra compact high performance e-compass 3D accelerometer and 3D magnetometer module*, 2011, URL : <https://cdn-shop.adafruit.com/datasheets/LSM303DLHC.PDF>.
- [116] [HTTPS://WWW.BOSCH-SENSORTEC.COM/MEDIA/BOSCHSENSORTEC/DOWNLOADS/](https://www.bosch-sensortec.com/media/boschsensortec/downloads/), *Data sheet : BNO055 intelligent absolute orientation sensor*, 2016, URL : <https://www.bosch-sensortec.com/media/boschsensortec/downloads/>.

-
- [117] [HTTPS://BIOSIGNALSPLUX.COM/DATASHEETS/BPR](https://biosignalsplux.com/datasheets/BPR), *Data Sheet Blood Pressure Reader SEN*, 2018, URL : <https://biosignalsplux.com/datasheets/BPR>.
- [118] [HTTPS://MEDAVAL.IE/DOCS/MANUALS/IPROVEN-BPM-337BT-MANUAL.PDF](https://medaval.ie/docs/manuals/iProven-BPM-337BT-MANUAL.PDF), *iProven BPM-337BT, Pressure Monitor Instruction Manual*, 2017, URL : <https://medaval.ie/docs/manuals/iProven-BPM-337BT-Manual.pdf>.
- [119] [HTTPS://WWW.AJMEDICAL.SE/MEDIA/WYSIWYG/AJM/PDF](https://www.ajmedical.se/media/wysiwyg/AJM/PDF), *Automatic Upper Arm Blood Pressure Monitor M7 Intelli IT (HEM-7322T-E) Instruction Manual*, 2015, URL : <https://www.ajmedical.se/media/wysiwyg/ajm/pdf>.
- [120] Kequan XIA et al., « Painting a high-output triboelectric nanogenerator on paper for harvesting energy from human body motion », in : *Nano Energy* 50 (2018), p. 571-580.
- [121] A HEINZEL et al., « Fuel cells for low power applications », in : *Journal of power sources* 105.2 (2002), p. 250-255.
- [122] Andre KURS et al., « Wireless power transfer via strongly coupled magnetic resonances », in : *science* 317.5834 (2007), p. 83-86.
- [123] HS NG, ML SIM et CM TAN, « Security issues of wireless sensor networks in healthcare applications », in : *BT Technology Journal* 24.2 (2006), p. 138-144.
- [124] Samiha AYED, Lamia CHAARI et Amina FARES, « A Survey on Trust Management for WBAN : Investigations and Future Directions », in : *Sensors* 20.21 (2020), p. 6041.
- [125] Ghufraan AHMED et al., « Rigorous analysis and evaluation of specific absorption rate (SAR) for mobile multimedia healthcare », in : *IEEE Access* 6 (2018), p. 29602-29610.
- [126] Kenneth R FOSTER, « Thermal and nonthermal mechanisms of interaction of radio-frequency energy with biological systems », in : *IEEE Transactions on Plasma Science* 28.1 (2000), p. 15-23.
- [127] Marta FERNANDEZ et al., « RF Energy Absorption in Human Bodies Due to Wearable Antennas in the 2.4 GHz Frequency Band », in : *Bioelectromagnetics* 41.1 (2020), p. 73-79.
- [128] Wael AYOUB et al., « Internet of mobile things : Overview of lorawan, dash7, and nb-iot in lpwans standards and supported mobility », in : *IEEE Communications Surveys & Tutorials* 21.2 (2018), p. 1561-1581.

-
- [129] Muhammad Mahtab ALAM et Elyes Ben HAMIDA, « Interference mitigation and coexistence strategies in IEEE 802.15. 6 based wearable body-to-body networks », in : *International Conference on Cognitive Radio Oriented Wireless Networks*, Springer, 2015, p. 665-677.
 - [130] Mahammad Firose SHAIK et M Monica SUBASHINI, « A new approach for Interference Mitigation in Multiple WBAN Using EMR-Rules », in : *2020 6th International Conference on Advanced Computing and Communication Systems (ICACCS)*, IEEE, 2020, p. 266-269.
 - [131] Emy Mariam GEORGE et Lillykutty JACOB, « Interference mitigation for coexisting wireless body area networks : Distributed learning solutions », in : *IEEE Access* 8 (2020), p. 24209-24218.
 - [132] Samaneh MOVASSAGHI et al., « AIM : Adaptive Internetwork interference mitigation amongst co-existing wireless body area networks », in : *2014 IEEE global communications conference*, IEEE, 2014, p. 2460-2465.
 - [133] Mohamad ALI et al., « Distributed scheme for interference mitigation of WBANs using predictable channel hopping », in : *2016 IEEE 18th international conference on e-Health networking, applications and services (Healthcom)*, IEEE, 2016, p. 1-6.
 - [134] Zhaoyang ZHANG et al., « Interference mitigation for cyber-physical wireless body area network system using social networks », in : *IEEE transactions on emerging topics in computing* 1.1 (2013), p. 121-132.
 - [135] Pan LI, Xiaojun GENG et Yuguang FANG, « An adaptive power controlled MAC protocol for wireless ad hoc networks », in : *IEEE Transactions on Wireless Communications* 8.1 (2009), p. 226-233.
 - [136] Jims MARCHANG et al., « Dynamic neighbour aware power-controlled MAC for multi-hop ad-hoc networks », in : *Ad Hoc Networks* 75 (2018), p. 119-134.
 - [137] Deena M BARAKAH et Muhammad AMMAD-UDDIN, « A survey of challenges and applications of wireless body area network (WBAN) and role of a virtual doctor server in existing architecture », in : *2012 Third International Conference on Intelligent Systems Modelling and Simulation*, IEEE, 2012, p. 214-219.

-
- [138] Umer Fiaz ABBASI, Azlan AWANG et Nor Hisham HAMID, « A cross-layer opportunistic MAC/routing protocol to improve reliability in WBAN », in : *The 20th Asia-Pacific Conference on Communication (APCC2014)*, IEEE, 2014, p. 36-41.
- [139] Changle LI, H-B LI et Ryuji KOHNO, « Performance evaluation of IEEE 802.15.4 for wireless body area network (WBAN) », in : *2009 IEEE International conference on communications workshops*, IEEE, 2009, p. 1-5.
- [140] Fan WU et al., « WE-Safe : A wearable IoT sensor node for safety applications via LoRa », in : *2018 IEEE 4th World Forum on Internet of Things (WF-IoT)*, IEEE, 2018, p. 144-148.
- [141] Sakshi POPLI, Rakesh Kumar JHA et Sanjeev JAIN, « A survey on energy efficient narrowband internet of things (NBloT) : architecture, application and challenges », in : *IEEE Access* 7 (2018), p. 16739-16776.
- [142] Mohammad Istiak HOSSAIN et Jan I MARKENDAHL, « Comparison of LPWAN Technologies : Cost Structure and Scalability », in : *Wireless Personal Communications* (2021), p. 1-17.
- [143] N ALAM et al., « Exploring the performance of the National Early Warning Score (NEWS) in a European emergency department », in : *Resuscitation* 90 (2015), p. 111-115.
- [144] Daniel J SILCOCK et al., « Validation of the National Early Warning Score in the prehospital setting », in : *Resuscitation* 89 (2015), p. 31-35.
- [145] Li-Heng FU et al., « Development and validation of early warning score system : A systematic literature review », in : *Journal of biomedical informatics* 105 (2020), p. 103410.
- [146] Abdallah BENHAMIDA et al., « Fuzzy Model for Early Warning Score System », in : *2019 IEEE International Work Conference on Bioinspired Intelligence (IWOBI)*, IEEE, 2019, p. 000167-000172.
- [147] Christian P SUBBE et al., « Validation of a modified Early Warning Score in medical admissions », in : *Qjm* 94.10 (2001), p. 521-526.
- [148] Monish Kumar CHOUDHURY et Neelanjana BARUAH, « A Fuzzy Logic-Based Expert System for Determination of Health Risk Level of Patient », in : *International Journal of research in Engineering and Technology* 4.5 (2015), p. 261-267.

-
- [149] MAXIM INTEGRATED, « MAX30102 High-Sensitivity Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor for Wearable Health », in : *Datasheet, Rev 1* (), p. 32, URL : <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30102.pdf>.
- [150] Freescale SEMICONDUCTOR, « MPX4250A, MPXA4250A », in : *Data sheet* (2017), URL : <https://www.nxp.com/docs/en/data-sheet/MPX4250A.pdf>.
- [151] Freescale SEMICONDUCTOR, « 50 Kpa On-Chip Temperature Compensated and Calibrated Silicon Pressure Sensors », in : *Data sheet* (2003), URL : <https://datasheet.datasheetarchive.com/originals/library/Datasheet-07/DSA00111820.pdf>.
- [152] Bosch SENSORTec, « BME280 DIGITAL HUMIDITY, PRESSURE AND TEMPERATURE SENSOR », in : *Datasheet* (2016), URL : <https://www.bosch-sensortec.com/media/boschsensortec/downloads/datasheets/bst-bme280-ds002.pdf>.
- [153] Semtech CORPORATION, « SX1276/77/78/79 - 137 MHz to 1020 MHz Low Power Long Range Transceiver », in : *Datasheet* (2016), URL : <https://datasheetspdf.com/pdf-file/923296/SemtechCorporation/SX1276/1>.
- [154] Taoufik BOUGUERA et al., « Energy consumption model for sensor nodes based on LoRa and LoRaWAN », in : *Sensors* 18.7 (2018), p. 2104.
- [155] Atmel CORPORATION, « ATmega328P », in : *Datasheet* (), URL : <https://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/ATmega48A-PA-88A-PA-168A-PA-328-P-DS-DS40002061A.pdf>.
- [156] Mohammed SAEED et al., « Multiparameter Intelligent Monitoring in Intensive Care II (MIMIC-II) : a public-access intensive care unit database », in : *Critical care medicine* 39.5 (2011), p. 952.
- [157] Hussein MROUE et al., « Analytical and simulation study for LoRa modulation », in : *2018 25th International Conference on Telecommunications (ICT)*, IEEE, 2018, p. 655-659.
- [158] Kaiqiang LIN et Tong HAO, « Experimental link quality analysis for LoRa-based wireless underground sensor networks », in : *IEEE Internet of Things Journal* 8.8 (2020), p. 6565-6577.

-
- [159] Brecht REYNDERS, Wannes MEERT et Sofie POLLIN, « Range and coexistence analysis of long range unlicensed communication », in : *2016 23rd International Conference on Telecommunications (ICT)*, IEEE, 2016, p. 1-6.
- [160] Romain CHEVILLON et al., « Stochastic Geometry-based Analysis of the Impact of Underlying Uncorrelated IoT Networks on LoRa Coverage », in : *IEEE Access* (2022).
- [161] Pascal JÖRKE et al., « Urban channel models for smart city IoT-networks based on empirical measurements of LoRa-links at 433 and 868 MHz », in : *2017 IEEE 28th Annual International Symposium on Personal, Indoor, and Mobile Radio Communications (PIMRC)*, IEEE, 2017, p. 1-6.
- [162] Lahby MOHAMED, Charkaoui LEGHRIS et Adib ABDELLAH, « A hybrid approach for network selection in heterogeneous multi-access environments », in : *2011 4th IFIP International Conference on New Technologies, Mobility and Security*, IEEE, 2011, p. 1-5.
- [163] Ioannis CHAMODRAKAS et Drakoulis MARTAKOS, « A utility-based fuzzy TOPSIS method for energy efficient network selection in heterogeneous wireless networks », in : *Applied Soft Computing* 11.4 (2011), p. 3734-3743.
- [164] He-Wei YU et Biao ZHANG, « A heterogeneous network selection algorithm based on network attribute and user preference », in : *AD hoc Networks* 72 (2018), p. 68-80.
- [165] Hewei YU, Yanan MA et Jingxi YU, « Network selection algorithm for multiservice multimode terminals in heterogeneous wireless networks », in : *IEEE Access* 7 (2019), p. 46240-46260.
- [166] Deng YONG, « Plant location selection based on fuzzy TOPSIS », in : *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology* 28.7 (2006), p. 839-844.
- [167] Mohamed LAHBY, Leghris CHERKAOUI et Abdellah ADIB, « Network selection algorithm based on Diff-AHP and TOPSIS in heterogeneous wireless networks », in : *2012 International Conference on Multimedia Computing and Systems*, IEEE, 2012, p. 485-490.

-
- [168] Mouad MANSOURI et Cherkaoui LEGHRIS, « A use of fuzzy TOPSIS to improve the network selection in wireless multiaccess environments », in : *Journal of Computer Networks and Communications* 2020 (2020).
- [169] Priyanka KAKRIA, NK TRIPATHI et Peerapong KITIPAWANG, « A real-time health monitoring system for remote cardiac patients using smartphone and wearable sensors », in : *International journal of telemedicine and applications* 2015 (2015).
- [170] M Raj Kumar NAIK et P SAMUNDISWARY, « Wireless body area network security issues—Survey », in : *2016 International Conference on Control, Instrumentation, Communication and Computational Technologies (ICCICCT)*, IEEE, 2016, p. 190-194.
- [171] Roberto DI PIETRO, Luigi V MANCINI et Alessandro MEI, « Energy efficient node-to-node authentication and communication confidentiality in wireless sensor networks », in : *Wireless Networks* 12.6 (2006), p. 709-721.
- [172] Indrajit PANDEY, Himadri Sekhar DUTTA et Jyoti Sekhar BANERJEE, « WBAN : a smart approach to next generation e-healthcare system », in : *2019 3rd International Conference on Computing Methodologies and Communication (ICCMC)*, IEEE, 2019, p. 344-349.
- [173] SRN REDDY, Dinesh KUMAR et al., « Early congenital heart defect diagnosis in neonates using novel WBAN based three-tier network architecture », in : *Journal of King Saud University-Computer and Information Sciences* (2020).
- [174] Bhawna NARWAL et Amar Kumar MOHAPATRA, « A Survey on security and authentication in Wireless Body Area Networks », in : *Journal of Systems Architecture* (2020), p. 101883.
- [175] Buddhika de SILVA, Anirudh NATARAJAN et Mehul MOTANI, « Inter-user interference in body sensor networks : Preliminary investigation and an infrastructure-based solution », in : *2009 Sixth International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks*, IEEE, 2009, p. 35-40.
- [176] Daniele DOMENICALI et Maria-Gabriella DI BENEDETTO, « Performance analysis for a body area network composed of IEEE 802.15. 4a devices », in : *2007 4th Workshop on Positioning, Navigation and Communication*, IEEE, 2007, p. 273-276.

-
- [177] H. TABASSUM, A. H. SAKR et E. HOSSAIN, « Analysis of Massive MIMO-Enabled Downlink Wireless Backhauling for Full-Duplex Small Cells », in : *IEEE Transactions on Communications* 64.6 (juin 2016), p. 2354-2369.
 - [178] Medina HADJEM, Osman SALEM et Farid NAIT-ABDESSELAM, « An ECG monitoring system for prediction of cardiac anomalies using WBAN », in : *2014 IEEE 16th International Conference on e-Health Networking, Applications and Services (Healthcom)*, IEEE, 2014, p. 441-446.
 - [179] Khalid HASAN et al., « A comprehensive review of wireless body area network », in : *Journal of Network and Computer Applications* 143 (2019), p. 178-198.
 - [180] R CONTRERAS et al., « Tremors quantification in parkinson patients using smart-watches », in : *2016 IEEE Ecuador Technical Chapters Meeting (ETCM)*, IEEE, 2016, p. 1-6.
 - [181] Niina KERÄNEN et al., « IEEE802. 15.6-based multi-accelerometer WBAN system for monitoring Parkinson's disease », in : *2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, IEEE, 2013, p. 1656-1659.
 - [182] Thaier HAYAJNEH et al., « A survey of wireless technologies coexistence in WBAN : analysis and open research issues », in : *Wireless Networks* 20.8 (2014), p. 2165-2199.
 - [183] V. TOWHIDLOU et M. SHIKH-BAHAEI, « Adaptive Full-Duplex Communications in Cognitive Radio Networks », in : *IEEE Transactions on Vehicular Technology* (2018), p. 1-1, ISSN : 0018-9545, DOI : 10.1109/TVT.2018.2847229.
 - [184] Yee W. TEH, David NEWMAN et Max WELLING, « A Collapsed Variational Bayesian Inference Algorithm for Latent Dirichlet Allocation », in : *Advances in Neural Information Processing Systems 19*, sous la dir. de B. SCHÖLKOPF, J. C. PLATT et T. HOFFMAN, MIT Press, 2007, p. 1353-1360, URL : <http://papers.nips.cc/paper/3113-a-collapsed-variational-bayesian-inference-algorithm-for-latent-dirichlet-allocation.pdf>.
 - [185] Mariella SARESTONIEMI et al., « Finite integration technique based channel modeling on the wban receiver performance evaluation (Parkinson's disease monitoring case) », in : *2017 11th International Symposium on Medical Information and Communication Technology (ISMICT)*, IEEE, 2017, p. 39-43.

-
- [186] T POONGODI et al., « IoT sensing capabilities : sensor deployment and node discovery, wearable sensors, wireless body area network (WBAN), data acquisition », in : *Principles of Internet of Things (IoT) Ecosystem : Insight Paradigm*, Springer, 2020, p. 127-151.
- [187] Jake L BEAVERS, Michael FAULKS et Jims MARCHANG, « Hacking NHS pacemakers : a feasibility study », in : *2019 IEEE 12th International Conference on Global Security, Safety and Sustainability (ICGS3)*, IEEE, 2019, p. 206-212.
- [188] Max INGHAM, Jims MARCHANG et Deepayan BHOWMIK, « IoT security vulnerabilities and predictive signal jamming attack analysis in LoRaWAN », in : *IET Information Security* 14.4 (2020), p. 368-379.
- [189] Panagiotis I Radoglou GRAMMATIKIS, Panagiotis G SARIGIANNIDIS et Ioannis D MOSCHOLIOS, « Securing the Internet of Things : Challenges, threats and solutions », in : *Internet of Things* 5 (2019), p. 41-70.
- [190] Sophia MOGANEDI et Jabu MTSWENI, « Beyond the convenience of the internet of things : Security and privacy concerns », in : *2017 IST-Africa Week Conference (IST-Africa)*, IEEE, 2017, p. 1-10.
- [191] Nuraj L PRADHAN et Tarek SAADAWI, « Power control algorithms for mobile ad hoc networks », in : *Journal of Advanced Research* 2.3 (2011), p. 199-206.
- [192] Jonathan de CARVALHO SILVA et al., « LoRaWAN—A low power WAN protocol for Internet of Things : A review and opportunities », in : *2017 2nd International Multidisciplinary Conference on Computer and Energy Science (SpliTech)*, IEEE, 2017, p. 1-6.
- [193] Xiaoming YUAN et al., « Performance analysis of IEEE 802.15. 6-based coexisting mobile WBANs with prioritized traffic and dynamic interference », in : *IEEE Transactions on Wireless Communications* 17.8 (2018), p. 5637-5652.
- [194] Sean P KEEHAN et al., « National Health Expenditure Projections, 2019–28 : Expected Rebound In Prices Drives Rising Spending Growth : National health expenditure projections for the period 2019–2028. », in : *Health Affairs* 39.4 (2020), p. 704-714.

-
- [195] ERICSSON, *Define the future of the industrial IoT*, 4 February 2020, URL : https://www.eitdigital.eu/fileadmin/files/2017/events/innovationdays/netherlands/Etienne_Scholl_-_Beyond_communication_the_digital_business_potential_of_5G.pdf.
 - [196] Yu-Chee TSENG et al., « A wireless human motion capturing system for home rehabilitation », in : *2009 Tenth International Conference on Mobile Data Management : Systems, Services and Middleware*, IEEE, 2009, p. 359-360.
 - [197] Anurag TEWARI et Prabhat VERMA, « Security and privacy in e-healthcare monitoring with WBAN : A critical review », in : *International Journal of Computer Applications* 136.11 (2016).
 - [198] Zheng MA et Jinchen BAO, « Sparse code multiple access (SCMA) », in : *Multiple Access Techniques for 5G Wireless Networks and Beyond*, Springer, 2019, p. 369-416.
 - [199] SM Riazul ISLAM et al., « Power-domain non-orthogonal multiple access (NOMA) in 5G systems : Potentials and challenges », in : *IEEE Communications Surveys & Tutorials* 19.2 (2016), p. 721-742.
 - [200] Yang LIU, Kemal DAVASLIOGLU et Richard D GITLIN, « Energy efficiency optimization of channel access probabilities in IEEE 802.15. 6 UWB WBANs », in : *2017 IEEE wireless communications and networking conference (WCNC)*, IEEE, 2017, p. 1-6.
 - [201] Elisabetta FARELLA et al., « Interfacing human and computer with wireless body area sensor networks : the WiMoCA solution », in : *Multimedia Tools and Applications* 38.3 (2008), p. 337-363.
 - [202] Arindam PAL, « Sensor Based Computational Model to Control the Spreading of Covid-19 Virus in A Smart City », in : *Studies in Indian Place Names* 40.70 (2020), p. 4983-4994.
 - [203] [HTTPS://EC.EUROPA.EU/EUROSTAT/STATISTICS-EXPLAINED/INDEX.PHP](https://ec.europa.eu/eurostat/statistics-explained/index.php), *eurostat statistics Explained, Healthcare expenditure statistics*, 20220, URL : <https://ec.europa.eu/eurostat/statistics-explained/index.php>.
 - [204] Md Khurram Monir RABBY, Mohammad Shah ALAM et MST Shamim Ara SHAWKAT, « A priority based energy harvesting scheme for charging embedded sensor nodes in wireless body area networks », in : *PloS one* 14.4 (2019).

-
- [205] Seungku KIM et al., « A beacon interval shifting scheme for interference mitigation in body area networks », in : *Sensors* 12.8 (2012), p. 10930-10946.
- [206] Roy C PARK, Hoill JUNG et Sun-Moon JO, « ABS scheduling technique for interference mitigation of M2M based medical WBAN service », in : *Wireless personal communications* 79.4 (2014), p. 2685-2700.
- [207] Prajna Paramita PRADHAN et Sanghita BHATTACHARJEE, « Interference Minimized Slot Scheduling for Coexisting WBANs : Delay and Priority-Based Approach », in : *Optical and Wireless Technologies*, Springer, 2020, p. 193-206.
- [208] Abbass NASSER, A MANSOUR et KC YAO, « Simultaneous Transmitting–Receiving–Sensing for OFDM-based Full-Duplex Cognitive Radio », in : *Physical Communication* 39 (2020), p. 100987.

Titre : Développement de réseaux de communication pour la détection précoce de symptômes pathologiques

Mots clés : Technologies sans fil, LoRa, WBAN, Applications médicales, Capteurs, IoT.

Résumé : L'objectif de la thèse est d'étudier et développer des réseaux de capteurs WBAN (Wireless Body Area Networks) consistant à surveiller les patients à distance, de détecter et de prévenir les situations médicales critiques tout en réduisant la consommation énergétique. Dans un premier temps, nous avons étudié l'architecture et les caractéristiques des réseaux WBAN et nous avons recensé les différentes technologies sans fil candidates pour ces réseaux. Puis, des applications médicales WBAN issues de travaux de recherche ainsi que des capteurs médicaux ont été présentés. Dans un second temps, nous nous sommes intéressés à la technologie LoRa, mise en évidence précédemment.

Nous avons proposé une application médicale à faible consommation énergétique basée sur la technologie LoRa (nommée HeaLoRa) permettant de déterminer et de transmettre le niveau de criticité d'un patient au centre médical. Puis, nous basant sur le facteur d'étalement de la technologie LoRa qui fournit un compromis entre la consommation énergétique et la probabilité d'erreur, nous avons proposé une méthode de sélection pour choisir un facteur d'étalement pertinent suivant l'état critique d'un patient. Enfin, pour la partie expérimentale, nous avons développé des applications médicales pour la détection précoce des symptômes pathologiques des patients.

Title : Development of communication networks for the early detection of pathological symptoms

Keywords : Wireless Technologies, LoRa, WBAN, Medical applications, Sensors, IoT.

Abstract : The objective of the thesis is to study and develop networks of sensors WBAN (Wireless Body Area Networks) consisting of monitoring patients remotely, detecting and preventing critical medical situations while reducing energy consumption. First, we studied the architecture and characteristics of WBAN networks and we identified the different candidate wireless technologies for these networks. Then, WBAN medical applications resulting from research work as well as medical sensors were presented. Secondly, we have interested to the LoRa technology, highlighted previously.

We have proposed a low-energy medical application based on LoRa technology (named HeaLoRa) to determine and transmit the level of criticality of a patient to the medical center. Then, based on the spreading factor of the LoRa technology which provides a compromise between the energy consumption and the error probability, we proposed a selection method to choose the relevant spreading factor according to the critical state of a patient. Finally, for the experimental part, we have developed medical applications for the early detection of pathological symptoms of patients.