Centre d'Etudes Doctorales : Sciences et Techniques de l'Ingénieur

N° d'ordre 81/2021

THESE DE DOCTORAT

Présentée par

Melle: Marwa BOUMAIZ

Discipline : Sciences de l'Ingénieur

Spécialité : Génie Electrique / Télécommunications

Sujet de la thèse : Evaluation des performances de transmission de couche physique du réseau WBAN dédié aux applications de télésurveillance médicale.

Formation Doctorale : Sciences de l'ingénieur, Sciences Physiques, Mathématiques et Informatique.

Thèse présentée et soutenue le samedi 13 novembre 2021 à 10h au Centre de conférences devant le jury composé de :

Nom Prénom	Titre	Etablissement	
Hassan QJIDAA	PES	Faculté des Sciences Dhar El Mehraz Fès	Président
Abdellah NAJID	PES	Institut National des Postes et Télécommunications de Rabat	Rapporteur
Seddik BRI	PES	Ecole Supérieure de Technologie de Meknès	Rapporteur
Mostafa MRABTI	PES	Ecole Nationale des Sciences Appliquées Fès	Rapporteur
Said MAZER	PES	Ecole Nationale des Sciences Appliquées Fès	Examinateur
Moulhime EL BEKKALI Mohamed EL GHAZI	PES PES	Ecole Nationale des Sciences Appliquées Fès Ecole Supérieure de Technologie Fès	Directeurs de thèse

Laboratoire d'accueil : Laboratoire d'Intelligence Artificielle, Sciences de Données et Systèmes Emergents.

Etablissement : Ecole Nationale des Sciences Appliquées Fès

Remerciements

Une thèse de doctorat est une vie, à travers laquelle on acquiert des connaissances profondes non seulement dans son domaine scientifique, mais par laquelle on développe également beaucoup de compétences sur le plan personnel. Je suis reconnaissante pour cette expérience, avec ces hauts et ces bas, qui m'a permis de me découvrir, et d'affiner mes capacités pour aller de l'avant.

Tout d'abord, Je tiens à remercier très chaleureusement mon directeur de thèse, Pr Mohammed EL GHAZI qui a éclairé mon chemin vers la science par son excellent encadrement, ses suggestions, ses remarques et ses aides précieuses et pertinentes que ce soit sur le plan technique ou humain.

J'adresse de profonds remerciements à mon co-directeur de thèse, Pr Moulhime EL BEKKALI, pour son soutien, ses encouragements et son attention constante sur mes travaux de recherche, qui ont contribué au bon déroulement de cette thèse.

Un grand merci à Mr Mohammed FATTAH, enseignant-chercheur à l'Ecole Supérieure de Technologie de Meknès, pour son excellent accompagnement dans chaque étape de mise en œuvre et de publication de mes travaux de recherche. Je le remercie également pour ses conseils et son soutien qui m'ont permis de surmonter de nombreux obstacles au cours de mon parcours de doctorante. J'ai beaucoup apprécié son enthousiasme.

J'adresse de sincères remerciement à Mr Anas BOUAYAD, enseignant-chercheur à la faculté des Sciences Dhar El Mahraz de Fès. Ses remarques, ses conseils, sa disponibilité et son intérêt ont été prépondérants pour la bonne marche de cette thèse. Ces remerciements vont également à tous les membres de notre équipe de recherche qui n'ont épargné aucun effort pour contribuer à l'élaboration de ce travail.

Je voudrais remercier tous les membres du laboratoire IASSE du centre des études doctorales de la FST de Fès, particulièrement son directeur, Pr Mohammed BERRADA, de m'avoir accueilli au sein de cette structure.

J'associe mes profonds remerciements à tous les professeurs de m'avoir honoré par l'acceptation d'examiner ce travail, et de contribuer à son évolution.

Enfin mais surtout, réussir cette thèse n'aurait pas été possible sans le soutien et l'amour de ma famille. Je dédie ma plus profonde reconnaissance à ma mère Aicha, mon père Allal, ma grand-mère Fattouma, à ma sœur Rajae et à mon frère Nadir, pour avoir été présents pour moi pour le meilleur et pour le pire.

Résumé

La croissance de la population que connait le monde de plus en plus, est confrontée à un réel défi qui est celui de l'augmentation de l'espérance de vie qui peut conduire à un vieillissement de la population, ce qui entrainera une augmentation des couts des soins de santé. Au Maroc à titre d'exemple, l'espérance de vie est passée de 63 ans en 1987 à 76.68 ans en 2019. Cette augmentation du taux de vieillissement de la population peut causer une surcharge des structures médicales, d'où la nécessité d'exploiter les avancées technologiques actuelles dans la conception de solutions intelligentes de soins de santé. Cet objectif est grandement satisfait par l'intégration des réseaux de capteurs corporels sans fil, qu'on appelle communément : WBAN (Wireless Body Area Networks). Ces réseaux sont composés de capteurs ou d'actionneurs de faible puissance, de courte portée de communication et qui peuvent être implantés à l'intérieur du corps humain ou disposés à sa surface, afin de collecter l'ensemble des signes vitaux (température, rythme cardiaque, oxymétrie de pouls…) nécessaires au diagnostic et à la surveillance continue des patients.

La normalisation récente des WBAN via le standard IEEE 802.15.6-2012 qui en définit les deux premières couches MAC et physique, vise à fournir une référence internationale pour les communications sans fil de courte portée et de faible puissance, ayant lieu à l'échelle du corps humain. Or, la conception des solutions de surveillance médicale basées sur cette même norme, nécessite de répondre à des exigences techniques et fonctionnelles rigoureuses (petit facteur de forme, temps de latence réduit, faible consommation d'énergie, sécurité…) en raison de la nature critique des données traitées dans ce type de réseaux. De plus, la bande étroite à 2.4 GHz de ce standard est souvent la plus préférée pour plusieurs raisons dont sa disponibilité universelle. Cependant, elle présente aussi un défi important qui est celui des interférences.

Nous visons à travers cette thèse L'évaluation des performances de la couche physique d'un réseau WBAN dédié aux applications médicales on-body et basé sur le standard IEEE 802.15.6. L'objectif étant de déterminer le paramétrage adéquat et optimal de la couche physique conduisant aux meilleures performances du modèle WBAN dans la bande étroite à 2.4 GHz. L'optimisation des performances WBAN recherchée commence par étudier l'adéquation de différents niveaux de puissance de transmission et des schémas de modulation définies pour cette même bande de 2.4 GHz (la modulation différentielle en quadrature de phase ou DQPSK, et la modulation différentielle à phase binaire ou DBPSK), avec les exigences des applications médicales on-body en termes de taux de perte de paquets (PLR), de temps de latence, de throughput et d'efficacité énergétique. L'étape suivante porte sur l'analyse d'un ensemble de facteurs qui peuvent nuire au bon fonctionnement de ces applications dans le cas des interférences mutuelles causées par la coexistence de plusieurs WBAN.

Ce travail, considérant les performances de transmission de la couche physique de la bande étroite, complète un précédent travail de thèse de doctorat effectué au sein de notre laboratoire « Intelligence Artificielle, Sciences de données et Systèmes Emergents (LIASSE) » et portant sur les performances des mécanismes d'accès au niveau de la couche de contrôle d'accès au média (MAC) du standard IEEE 802.15.6.

Mots clés : WBAN, DBPSK, DQPSK, puissance de transmission, IEEE 802.15.6, bande étroite à 2.4 GHz, interférences mutuelles, applications médicales on-body.

Abstract

The growing population in the world is facing a real challenge, which is the increase in life expectancy leading to population aging all over the world, thereby driving up the cost of health care. In Morocco, as an example, life expectancy has increased from 63 years in 1987 to 76.68 years in 2019. This growing rate of population aging can overload healthcare infrastructures, which makes it necessary to leverage current technological advances in the design of intelligent healthcare solutions. One way to do this is to consider the integration of wireless body area networks (WBANs). These are composed of low-power and short-range sensors or actuators that can be implanted inside the human body or placed on its surface, to collect all the vital signs (temperature, heart rate, pulse oximetry, etc.) needed for diagnosis and continuous monitoring of patients.

The recent standardization of WBANs, the IEEE 802.15.6 standard, aims to provide an international reference for short-range, low-power wireless communications taking place at the human body scale. However, the design of medical monitoring solutions based on this standard requires meeting stringent technical and functional requirements (small form factor, low latency, low power consumption, security...) due to the critical nature of the data processed in such networks. In addition, the 2.4 GHz narrow band of this standard is often the most preferred for several reasons including its universal availability. However, it also presents an important challenge of interference.

We aim through this thesis to optimize the performance of a WBAN dedicated to on-body medical applications which is based on the IEEE 802.15.6 standard, by addressing the physical layer parameters of the 2.4 GHz narrow band. This optimization consists in studying first the compliance of different transmission power levels and modulation schemes defined for this band

(differential quadrature phase shift keying or DQPSK, and differential binary phase shift keying or DBPSK) with the requirements of on-body medical applications, in terms of packet loss rate (PLR), latency, throughput and energy efficiency. Next, we discuss a set of factors that can affect the performance of these applications in the case of interference among adjacent WBAN.

This study, addressing the transmission performance of the narrowband physical layer, completes a previous doctoral thesis carried out in our laboratory "Artificial Intelligence, Data Science and Emerging Systems (LIASSE)" dealing with the performance of access mechanisms at the Media Access Control (MAC) layer of the IEEE 802.15.6 standard.

Key words: WBAN, DBPSK, DQPSK, transmission power, IEEE 802.15.6, 2.4 GHz narrowband, mutual interference, on-body medical applications.

ملخص

إن النمو السكاني الذي يشهده العالم يوما بعد يوم ، يواجه تحد ًيا حقيقي ًا وهو زيادة متوسط العمر المتوقع , الشيء الذي يمكن أن يؤدي إلى ارتفاع نسبة شيخوخة السكان ، مما قد ينجم عنه زيادة تكاليف الرعاية الصحية. في المغرب ، على سبيل المثال، ارتفع متوسط العمر المتوقع من 63 عا ًما في سنة 1987 إلى 76.68 عا ًما في سنة 2019. ويمكن أن تتسبب هذه الزيادة في معدل شيخوخة السكان في زيادة العبء على الهياكل الطبية ، ومن ثم نحن بحاجة إلى تسخير التطورات التكنولوجية الحالية

في تصميم حلول الرعاية الصحية الذكية .و ال يمكن تحقيق ذلك إل من خالل ادراج شبكات مستشعرات الجسم االسلكية ، والتي يشار إليها عادةً باسم (WBAN) .تتكون هذه الشبكات من أجهزة استشعار أو مشغالت ، ذات استهالك منخفض للطاقة و نطاق اتصال قصير، ويمكن زرعها داخل جسم اإلنسان أو وضعها على سطحه ، من أجل استشعار جميع المؤشرات الفيسيولوجية)درجة الحرارة ، ومعدل ضربات القلب ، وقياس التأكسج النبضي ، إلخ(الالزمة للتشخيص والمراقبة المستمرة للمرضى.

يهدف التوحيد ألاخير لشبكات WBAN ، وهو معيار IEEE 802.15.6 ، إلى توفير معيار دولي لالتصاالت االسلكية قصيرة المدى و منخفضة الطاقة التي تحدث عبر جسم اإلنسان. ومع ذلك ، فإن تصميم حلول المراقبة الطبية المعتمدة على هذا المعيار يتطلب تلبية مجموعة من المتطلبات التقنية والوظيفية الصارمة)عامل الشكل الصغير ، زمن الوصول المنخفض ، استهالك الطاقة المنخفض ، اآلمن ، إلخ(بسبب طبيعة المعلومات المعالجة في هذا النوع من شبكات االتصال. باإلضافة إلى ذلك ، غال ًبا ما يكون مجال الترددات الضيق 2.4 جيجا هرتز لهذا المعيار هو ألكثر تضيقً ال لعدة أسباب بما في ذلك توفره في كل بقاع العالم. ومع ذلك ، فإنه يطرح أي ضا تحد ًيا مه ًما وهو مشكل تداخل اإلشارات.

من خالل هذه ألطروحة ، نهدف إلى تحسين أداء شبكة WBAN مخصصة للتطبيقات الطبية التي تشتغل على مستوى سطح جسم اإلنسان، و التي تستند إلى معيار IEEE 802.15.6 ، من خالل العمل على مقيرات الطبقة المادية لنطاق الترددات الضيق عند 2.4 جيجا هرتز. يهدف هذا التحسين أوال ً إلى دراسة مدى مالءمة مستويات طاقة اإلرسال المختلفة وتقنيات التضمين المستعملة في هذا النطاق ترده) تضمين إزاحة الطور الثنائي أو DBPSK و تضمين إزاحة الطور الرباعي أو DQPSK (مع متطلبات التطبيقات الطبية ، من حيث معدل فقدان الحزمة (PLR) ، وزمن الوصول ، وتجاعة استهالك الطاقة. سنقوم بعد ذلك بتحليل مجموعة من العوامل التي يمكن أن تؤثر على ألداء السليم لهذه التطبيقات في حالة حدوث مشكل

التداخل بين شبكات WBAN المجاورة.

هذا العمل ، الذي يدرس أداء الإرسال للطبقة المادية للنطاق الضيق ، يشكل امتداد لأطروحة دكتوراه سابقة تمت مناقشتها في مختبرنا "الذكاء الاصطناعي وعلوم البيانات والأنظمة الناشئة LIASSE " والتي تركز بالأساس على أداء الإرسال على مستوى طبقة التحكم في النفاذ للوسط (MAC) لمعيار IEEE 802.15.6.

كلمات البحث : WBAN، DBPSK، DQPSK ، طاقة الإرسال ، IEEE 802.15.6 ، النطاق الضيق 2.4 جيجا هرتز ، التداخل المتبادل ، التطبيقات الطبية على الجسم.

Table des matières

Introduction générale 22

Chapitre 1 : État de l'art sur les réseaux de capteurs corporels sans fil 31

1.1 Introduction 32

1.2 Les applications des WBAN 34
1.2.1 Les applications médicales 34
1.2.2 Les applications non médicales 35

1.3 Les différences majeures entre les WSN et WBAN 36
1.3.1 La structure du réseau 36
1.3.2 Limitation des ressources énergétiques 36
1.3.3 Les exigences en données 37
1.3.4 Les exigences technologiques 37
1.3.5 La sécurité 37

1.4 Les défis des WBAN 39
1.4.1 Dispositifs et trafics hétérogènes 39
1.4.2 Efficacité énergétique 39
1.4.3 Les défis environnementaux des WBAN 40
1.4.4 Sécurité, authentification et respect de la vie privée 40
1.4.5 La biocompatibilité 40
1.4.6 Qualité de service 40
1.4.7 Les interférences 42
1.4.8 Conception du matériel 42
1.4.9 Caractéristiques de la propagation sans fil 42
1.4.10 La surchauffe 43

1.5 Architecture et topologies de communication 43
1.5.1 Architecture des WBAN 43
1.5.2 Les topologies de communication des WBAN 45

1.6 Les capteurs corporels médicaux 46
1.6.1 Exemples de capteurs utilisés dans le domaine médical 46
1.6.2 Les exigences fonctionnelles des capteurs corporels 50
1.6.3 Structure modulaire d'un nœud capteur 50
1.6.4 Propriétés des capteurs corporels 52
1.6.5 Les systèmes d'exploitation des capteurs 53

1.7 Conclusion 56

Chapitre 2 : Les technologies de communication WBAN : le standard IEEE 802.15.6 58

2.1 Introduction 58

2.2 Les technologies de communication pour WBAN 59
2.2.1 Les technologies Radiofréquence (RF) 59
2.2.2 Les technologies Ultrasonores 67
2.2.3 Les technologies optiques sans fil 67
2.2.4 Autres technologies 68

2.3 Choix de la technologie la plus appropriée 69

2.4 Spécifications du standard IEEE 802.15.6 73
2.4.1 La couche physique du standard IEEE 802.15.6 73
2.4.2 La couche MAC du standard IEEE 802.15.6 83

2.5 Les exigences techniques de la norme IEEE 802.15.6 ..... *88*

2.6 Conclusion *89*

Chapitre 3 ..... **91**

Les applications médicales on-body : puissance de transmission et schémas de modulation **91**

3.1 Introduction *91*

3.2 Présentation du modèle WBAN d'étude *93*

3.2.1 Topologie réseau et positionnement des nœuds 93

3.2.2 Les modèles de canaux de communication on-body : état de l'art 94

3.2.3 Configuration de la couche physique 101

3.2.4 Configuration de la couche MAC 105

3.2.5 Le modèle d'énergie adopté 106

3.3 Les applications médicales ciblées *109*

3.4 Description du simulateur Castalia (3.3) *111*

3.5 Scénarios de simulation *113*

3.6 Effets de la puissance de transmission et des schémas de modulation *114*

3.6.1 Taux de perte de paquets (PLR) 114

3.6.2 Throughput 117

3.6.3 Le temps de latence. 119

3.6.4 La consommation d'énergie 123

3.7 Discussion et synthèse *123*

3.8 Conclusion *128*

Chapitre 4 : Les interférences mutuelles dans les applications médicales on-body **130**

4.1 Introduction *130*

4.2 Les interférences mutuelles dans les WBAN : état de l'art *131*

4.2.1 Analyse des interférences 132

4.2.2 La réduction des interférences inter-BAN 134

4.3 Description des scénarios d'étude *136*

4.3.1 Scénario 1 : variation de la distance inter-BAN 137

4.3.2 Scénario 2 : variation du nombre de nœuds 138

4.3.3 Scénario 3 : variation de la charge utile 139

4.4 Conditions de simulation *139*

4.5 Analyse des résultats de simulations *142*

4.5.1 Comportement des schémas de modulation 142

4.5.2 Efficacité énergétique dans les scénarios d'interférences 148

4.6 Conclusion *156*

Conclusion générale **158**

1. Perspectives et axes de recherche *159*

1.1 prise en compte de la mobilité WBAN 159

1.2 Renforcer l'efficacité énergétique par les techniques de récupération d'énergie 160

1.3 Integration de la technologie SDN dans les WBAN 161

1.4 La technologie Blockchain pour WBAN 162

Références **164**

Publications 193

Liste des Acronymes

ADC: Analog to Digital Converter

ARQ: Automatic Repeat Request

ASK: Amplitude-Shift Keying

BAN: Body Area Networks

BCH: Bose Chaudhuri Hocquenghem

BER: Bit Error Rate

BLAST: Bursty, Light, Asynchronous, Stealth, and Transitive

BLE: Bluetooth Low Energy

BMC: Boiler Modulating Control

BPSK: Binary Phase-Shift Keying

CCA: Clear Channel Assessment

CDMA : Code Division Multiple Access

CEI : Commission électrotechnique internationale

CM: Channel Model

CO2: Carbon Dioxide

CRC: Cyclic Redundancy Check

CSMA : Carrier Sense Multiple Access

CSMA/CA: Carrier Sense Multiple Access with Collision Avoidance

CW: Containment Window

DBPSK: Differential Binary Phase-Shift Keying (BPSK)

DQPSK: Differential Quadrature Phase Shift Keying

DS-UWB: Direct-Sequence Ultra-WideBand

ECG: Electrocardiography

EEG: Electroencephalography

EH: Energy Harvesting

EMG: Electromyography

EP: Equipement Personnel

FCC: Federal Communications Commissions

FCS: Frame Check Sequence

FDMA: Frequency Division Multiple Access

FH: Frequency Hopping

FHSS: Frequency-Hopping Spread Spectrum

FSDT: Frequency Selective Digital Transmission

FSK: Frequency Shift Keying

GFSK: Gaussian Frequency Shift Keying

GMSK: Gaussian Minimum Shift Keying

GPRS: General Packet Radio Service

HBC: Human Body Communication

HCS: Header Check Sequence

IEEE: Institute of Electrical and Electronics Engineers

IOT: Internet Of Things

IR: InfraRouge

ISM: Industrial Scientific and Medical band

LBT: Listen Before Talk

LOS: Line of Sight

M2M : Machine to Machine

MAC: Media Access Control

MANTIS: MultimodAl system for NeTworks of In-situ wireless Sensors

MICS: Medical Implant Communication Service

MPDU: MAC protocol data unit

MS: Medical Server

NB: Narrow Band

NB-IOT: NarrowBand- Internet Of Things

NLOS: Non Line of Sight

OFDM: Orthogonal Frequency-Division Multiplexing

OWC: Optical Wireless Communications

PLR: Packet Loss Rate

PA: Point d'Accès

PAD: Pression Artérielle Diastolique

PAN : Personal Area Network

PAS: Pression Artérielle Systolique

PDA: Personal Digital Assistant

PER: Packet Error Rate

PHR: Physical Header

PHY: Physic

PLC: PowerLine Communication

PLCP: Physical Layer Convergence Procedure

PLR: Packet Loss Rate

PPDU: Physical Protocol Data Unit

PSDU: Physical Service Data Unit

PSK: Phase-Shift Keying

QoS: Quality of Service

QPSK: quadrature phase shift keying

RAM: Random Access Memory

RF: Radio Frequency

RFID: Radio Frequency IDentification

ROM: Read Only Memory

RSSI: Received Signal Strength Indicator

SAR: Specific Absorption Rate

SE: Système d'Exploitation

SFD: Starting Frame Delimitter

SHR: Synchronization Header

SIR: Signal Interference Ratio

TAS: Taux d'Absorption Spécifique

TDMA: Time Division Multiple Access

ULB: Ultra-Large Bande

UP: User Priorities

UWB: Ultra Wideband

WBAN: Wireless Body Area Networks

WLAN: Wireless Local Area Network

WMTS: Wireless Medical Telemetry Services

WSN: Wireless Sensor Network

Liste des tableaux

Tableau 1.1 Comparaison entre les wban et wsn **38**

Tableau 1.2 Comparaison entre les topologies des wban existantes **46**

Tableau 1.3 Exigences fonctionnelles des capteurs corporels dans les applications wban **50**

Tableau 1.4 Comparaison de differentes plates-formes de capteurs disponibles sur le marche..... **53**

Tableau 2.1 Comparaison entre differentes technologies non proprietaires candidates pour les wban **72**

Tableau 2.2 Les bandes de frequence de la bande etroite..... **75**

Tableau 2.3 Caracteristiques des bandes de frequence de la bande etroite..... **77**

Tableau 2.4 Les bandes de frequences associees a la couche uwb **82**

Tableau 2.5 Les frequences associees a la couche hbc **83**

Tableau 2.6 Les fenetres de contention et de priorite des protocoles slotted aloha et csma/ca..... **87**

Tableau 3.1 Les scenarios de communication dans la norme ieee802.15.6..... **98**

Tableau 3.2 Valeurs des parametres du modele cm3a..... **99**

Tableau 3.3 Valeurs des parametres du modele cm3b..... **100**

Tableau 3.4 Valeurs de transition de symboles pour la modulation π/2-dbpsk **103**

Tableau 3.5 Valeurs de transition de symboles pour la modulation π/4 dqpsk **103**

Tableau 3.6 Parametres radio utilises **105**

Tableau 3.7 Parametres de couche mac utilises **106**

Tableau 3.8 Parametre du module d'energie adopte..... **108**

Tableau 3.9 CLassification et exigences des applications medicales on-body **110**

Tableau 3.10 Conditions de simulation pour les quatre scenarios d'etude **114**

Tableau 3.11 Schema de modulation et valeurs de puissance de transmission optimaux pour les applications medicales on-body..... **127**

Tableau 4.1 Conditions de simulation des trois scenarios d'interferences..... **141**

Liste des figures

Figure 1.1 Les domaines d'application des WBAN **33**

Figure 1.2 Architecture complète d'un réseau WBAN **43**

Figure 1.3 Les topologies de communication des WBAN **45**

Figure 1.4 Méthodes invasives et non invasives de contrôle de glucose dans le sang **48**

Figure 1.5 Structure modulaire d'un nœud-capteur **52**

Figure 2.1 Modèle en couche des technologies Zigbee et IEEE 802.15.4 ..... **62**

Figure 2.2 Structure de la trame PPDU de la couche PHY NarrowBand **74**

Figure 2.3 Les interférences mutuelles dans les WBAN **80**

Figure 2.4 Les interférences croisées dans les WBAN **80**

Figure 2.5 Structure de l'unité de données dans la couche UWB **81**

Figure 2.6 Structure de paquet HBC **82**

Figure 2.7 Structure de la trame MAC du standard IEEE 802.15.6 ..... **83**

Figure 2.8 Mode beacon avec les limites de la supertrame **85**

Figure 2.9 Mode non-beacon avec les frontières de la supertrame **85**

Figure 2.10 Mode non-beacon sans les frontières de la supertrame **85**

Figure 3.1 Le modèle WBAN à onze capteurs **94**

Figure 3.2 les modèles de canal dans la norme IEEE 802.15.6 ..... **98**

Figure 3.3 PLR pour le scénario 1 (transmission à -10 dBm) **115**

Figure 3.4 PLR pour le scénario 2 (transmission à -5 dBm) **115**

Figure 3.5 PLR pour le scénario 3 (transmission à 0 dBm) **116**

Figure 3.6 PLR pour le scénario 4 (transmission à 3 dBm) **116**

Figure 3.7 Throughput pour le scénario 1 ..... **118**

Figure 3.8 Throughput pour le scénario 2 ..... **118**

Figure 3.9 Throughput pour le scénario 3 ..... **119**

Figure 3.10 Throughput pour le scénario 4 ..... **119**

Figure 3.11 Latence pour les applications médicales à débit inférieur à 10 kbps (DBPSK) **121**

Figure 3.12 Latence pour les applications médicales moyen débits (entre 32 et 43 kbps) **121**

Figure 3.13 Latence pour les applications médicales hauts débits (72 kbps)..... **122**

Figure 3.14 Consommation totale d'énergie en fonction du schéma de modulation en bas, moyen et haut débit **123**

Figure 4.1 les cas de figures du scénario 1 ..... **138**

Figure 4.2 PLR (R-BAN) pour les modulations DBPSK et DQPSK en bas débit (10kbps) **142**

Figure 4.3 PLR (R-BAN) pour les modulations DBPSK et DQPSK à débit moyen (44 kbps) **142**

Figure 4.4 PLR (R-BAN) pour les modulations DBPSK et DQPSK en haut débit (72 kbps) **143**

Figure 4.5 Evaluation du PLR (R-BAN), en bas débit pour DBPSK et DQPSK en fonction du nombre de nœuds du réseau I-BAN **146**

Figure 4.6 Evaluation du PLR (R-BAN), en débit moyen pour DBPSK et DQPSK en fonction du nombre de nœuds du réseau I-BAN
..... **14**
6

Figure 4.7 Evaluation du PLR (R-BAN), en haut débit pour DBPSK et DQPSK en fonction du nombre de nœuds du réseau I-BAN..... **146**

Figure 4.8 Evaluation du PLR (R-BAN), en faible débit pour DBPSK et DQPSK en fonction de la charge utile du trafic I-BAN **147**

Figure 4.9 Evaluation du PLR (R-BAN), en débit moyen pour DBPSK et DQPSK en fonction de la charge utile du trafic I-BAN **147**

Figure 4.10 Evaluation du PLR (R-BAN), en haut débit pour DBPSK et DQPSK en fonction de la charge utile du trafic..... **147**

Figure 4.11 Impact de la distance séparant les BAN adjacents sur la consommation d'énergie en bas, moyens et hauts debits **149**

Figure 4.12 La répartition des paquets au niveau de la couche MAC en absence et en cas d'interférences mutuelles à 72 kbps **150**

Figure 4.13 Effet de l'augmentation du débit de transmission sur la saturation de la mémoire tampon en cas d'interférence (la distance séparant les deux BAN est de 6m)..... **151**

Figure 4.14 la consommation d'énergie totale du R-BAN pour différentes tailles de mémoire tampon à 44 kbps
..... 152

Figure 4.15 Throughput pour différentes tailles de la mémoire tampon à 44 kbps **152**

Figure 4.16 La consommation d'énergie au niveau du R-BAN en fonction du nombre de nœuds du I-BAN à 10 kbps..... **153**

Figure 4.17 La consommation d'énergie au niveau du R-BAN en fonction du nombre de nœuds du I-BAN à 44 kbps..... **153**

Figure 4.18 La consommation d'énergie au niveau du Ref-BAN en fonction du nombre de nœuds du I-BAN à 72 kbps **154**

Figure 4.19 Impact de la charge utile du trafic du I-BAN sur la consommation totale d'énergie du Ref-BAN en bas débits (10 kbps) **155**

Figure 4.20 Impact de la charge utile du trafic du I-BAN sur la consommation totale d'énergie du Ref-BAN en moyens débits (44 kbps)..... **155**

Figure 4.21 Impact de la charge utile du trafic du I-BAN sur la consommation totale d'énergie du Ref-BAN en hauts débits (72kbps) **156**

Introduction générale

Les avancées récentes de la technologie en matière des télécommunications et de la microélectronique ont permis de développer des dispositifs intelligents de faible puissance qui peuvent être implantés ou fixés sur la surface du corps humain. La mise en réseau de ces dispositifs constitue ce que l'on appelle un réseau de capteurs corporels sans fil (WBAN), qui permet de surveiller en permanence l'état physiologique du corps dans des scénarios stationnaires ou mobiles. Dans ce type de réseaux, Le coordinateur recueille les mesures des capteurs individuels et les envoie à une passerelle qui, à son tour, transmet les données reçues à une station de surveillance distante pour stockage, traitement et analyse, en utilisant le réseau Internet ou l'infrastructure des télécommunications cellulaires. Fondamentalement, les capteurs WBAN surveillent les signes vitaux comme la pression artérielle, le taux de glycémie, la température corporelle, la concentration de CO2, l'électromyographie et observent les activités électriques du cœur (électrocardiographie ou ECG) et du cerveau (électroencéphalogramme ou EEG) tout en transmettant ces informations captées en temps réel au personnel médical autorisé, lorsqu'ils sont appelés dans le contexte des applications de soin de santé.

Les principales exigences et considérations de conception des technologies de communication sans fil qui peuvent être appliquées dans les WBAN sont nombreuses, on en cite :

- **Débits de données :** les débits de données doivent prendre en charge diverses applications WBAN et être compris entre 10 kbit/s et 10 Mbit/s. Le taux de bits erronés (BER) détermine la fiabilité de la transmission des données et dépend de la criticité des données. La fiabilité des réseaux WBAN dépend du délai de transmission des paquets et de la probabilité de perte des paquets.

- **Puissance de transmission :** Les capteurs WBAN peuvent transmettre jusqu'à 1 mW (0 dBm), ce qui est conforme au taux d'absorption spécifique (SAR) de 1,6 W/Kg dans 1 g de tissu corporel humain. La durée de vie des piles des nœuds WBAN devrait être de plusieurs mois, voire de plusieurs années, en particulier pour les nœuds implantés sous la peau.

- **Portée de communication :** Les WBAN permettent aux capteurs situés dans, sur et autour d'un même corps de communiquer entre eux. Une portée de communication de 2 à 5 m est donc suffisante pour un WBAN.

- **Temps de latence :** l'objectif principal des applications de surveillance est de collecter des informations en temps réel, d'où la nécessité d'un délai restreint. Comme spécifié dans la norme IEEE 802.15.6, la latence doit être inférieure à 125 ms pour les applications médicales et inférieure à 250 ms pour les applications non médicales.

- **Mobilité :** en raison des mouvements posturaux du corps, le WBAN peut subir des effets de masquage (shadowing) et d'évanouissement (fading) du signal, ce qui peut nuire à la fiabilité et aux mesures de qualité de service (QoS) telles que le taux de livraison des paquets, le délai, etc. Ainsi, un transfert de données hautement fiable et économe en énergie avec un faible retard est nécessaire pour garantir une transmission de données réussie.

- **Configuration :** Les WBAN doivent être configurables en permettant à un nœud individuel d'être capable de rejoindre le système WBAN sans aucune intervention externe.

- **Coexistence :** Les WBAN peuvent interagir et coexister entre eux ainsi qu'avec d'autres technologies sans fil comme Bluetooth, ZigBee, WSN, WLAN, etc. L'algorithme de

coexistence doit garantir le bon fonctionnement des WBAN dans un environnement dynamique et hétérogène où des réseaux de normes et de technologies différentes coopèrent entre eux pour communiquer des informations.

Ces exigences peuvent varier en fonction des différents environnements opérationnels et des caractéristiques de chaque application WBAN. Afin de satisfaire aux exigences des WBAN, de nombreuses technologies sans fil sont utilisées pour la communication entre les nœuds de capteurs et entre le coordinateur. Ces technologies peuvent être classées en technologie RF, technologies ultrason et technologies optiques sans fil. Dans Les technologies radiofréquence par exemple on peut trouver différents standard RF à savoir le Bluetooth (IEEE 802.15.3), le Bluetooth à faible énergie (BLE), le standard Zigbee ou alors le protocole IEEE 802.15.6 spécialement conçu pour les WBAN, etc.

La dernière normalisation des WBAN, la norme IEEE 802.15.6-2012 [1], vise à fournir une norme internationale pour les communications sans fil à faible puissance, à courte portée et extrêmement fiables dans la zone environnante du corps humain, et à prendre en charge une vaste gamme d'applications médicales de débits de données allant de 75,9 Kbps à 15,6 Mbps. De plus, la norme utilise différentes bandes de fréquences : la bande étroite (NB) utilisant 400, 800, 900 MHz et 2,3 et 2,4 GHz, la bande ultra-large (UWB) utilisant la bande de fréquence allant de 3,1 à 11,2 GHz et la communication avec le corps humain (HBC) utilisant les fréquences dans la gamme de 10-50 MHz qui ne peuvent pas supporter les transmissions à haut débit de données, par exemple, le streaming vidéo ou audio. Le standard IEEE 802.15.6, spécialement conçu pour répondre aux exigences des WBAN, classe les applications WBAN en applications médicales et non médicales. Les applications non médicales sont diverses et variées, elles comprennent le divertissement, le streaming en temps réel et les interventions d'urgence, etc. Les nombreuses applications médicales sont quant à elles classées en trois groupes

différents : (1) les applications médicales de monitoring à distance (par exemple, surveillance des patients, systèmes de télémédecine, assistance à l'autonomie à domicile), (2) les applications médicales pour les systèmes à implants (par exemple, détection du cancer) et (3) les applications médicales pour les systèmes portables (par exemple, surveillance de la santé, asthme, stades du sommeil, etc.)

Les soins de santé sont les applications les plus utilisées et les plus critiques car elles peuvent envoyer des informations vitales (ECG, EEG, pression artérielle, taux de glycémie, température corporelle, …) aux centres de soins et aux hôpitaux. Ainsi, un WBAN incapable d'envoyer de telles informations, ou les recevant avec de longs délais, pourrait être très préjudiciable à la qualité de vie du patient. Plusieurs facteurs tels que les interférences, la latence, la durée de vie du réseau, la mobilité, etc., peuvent affecter négativement les performances des WBAN, plus précisément dans les applications de soins de santé qui nécessitent de maintenir un transfert de données fiable et opportun, c'est-à-dire avec un délai minimal, entre chaque capteur et le coordinateur.

La norme IEEE 802.15.6 constitue une avancée dans le domaine des réseaux de capteurs corporels, car elle est conçue spécifiquement pour être utilisée avec une large gamme de débits de données, une consommation d'énergie réduite, une faible portée, et différentes priorités de nœuds en fonction des exigences de l'application. De plus, La bande étroite à 2,4 GHz est considérée par les praticiens comme la meilleure option pour les applications médicales on-body (les capteurs corporels sans fil du WBAN sont placés sur la surface du corps humain) en raison de sa disponibilité mondiale, sa maturité, et la disponibilité des équipements radio sur le marché. Cependant, comme plusieurs autres technologies fonctionnent déjà dans cette bande de fréquence, les interférences peuvent avoir lieu. En fait, dans un WBAN nous distinguons deux types d'interférences : les interférences mutuelles, qui s'imposent lorsque plusieurs WBAN

adjacents fonctionnent à proximité les uns des autres, et les interférences croisées, qui ont lieu lorsque plusieurs technologies (wifi, bluetooth, zigbee…) opèrent dans la même bande de fréquence.

La conception des applications médicales basées sur les réseaux WBAN nécessite donc de répondre à un certain nombre de conditions, comme le temps de latence, la perte de paquets (PLR), l'exigence de sécurité, le débit, etc. Ces exigences diffèrent selon l'application considérée. Les applications médicales on-body par exemple peuvent être classées en :

- **Applications médicales à bas débit :** ce sont les applications dont le débit ne dépasse pas 10 kbps, comme la mesure de la température du corps, du niveau de glucose dans le sang ou de la pression artérielle.

- **Applications médicales à débit moyen :** dont le débit varie entre 32 kbps et 44 kbps. Ce sont les applications de mesure de l'oxymétrie de pouls et des signaux EEG.

- **Applications médicales à haut débit :** qui peuvent atteindre un débit de 72 kbps, comme dans les applications de mesure des signaux de ECG.

Nombreux sont les défis auxquels les réseaux de capteurs médicaux sont confrontés, notamment les défis de conception, qui impliquent que les nœuds doivent avoir un facteur de forme réduit, et garantir la confidentialité des données et le respect de la vie privée des personnes, l'efficacité énergétique et bien d'autres aspects. Ainsi, la mise en place des solutions on-body de surveillance des patients à distance basées sur la norme IEEE 802.15.6, nécessite tout d'abord une étude de l'adéquation des paramètres de la bande de fréquence choisie avec les exigences de l'application considérée. De plus, plusieurs facteurs pouvant réduire les performances de ces applications doivent également être pris en considération, comme la puissance de transmission,

les schémas de modulation, le modèle de canal adopté, ou alors les scénarios d'interférences mutuelles et croisées, etc.

Problématique et contexte de la thèse :

Les applications médicales pour WBAN nécessitent de répondre à certaines exigences rigoureuses en terme de latence, de taux de perte de paquets, de consommation d'énergie et d'autres indicateurs de QoS, en raison de la nature critique des données qui y sont traitées. Par conséquent, la modélisation optimale du canal de transmission et le choix opportun du standard de communication et de certains paramètres de couche physique, MAC ou réseau est nécessaire pour satisfaire ces exigences.

La bande étroite à 2.4 GHz du standard IEEE 802.15.6, dédiée spécifiquement à la transmission ayant lieu sur la surface du corps humain (on-body) semble être le choix le plus convenable pour la conception des solutions on-body de surveillance médicale à distance pour plusieurs raisons détaillées dans ce rapport de thèse, dont sa disponibilité à l'échelle mondiale et l'existence préalable dans le marché des équipements électroniques, qui sont déjà largement utilisés en wifi et en Bluetooth. La couche physique de cette bande étroite propose deux schémas de modulation qui sont : la modulation différentielle en quadrature de phase (DQPSK) et la modulation différentielle à phase binaire (DBPSK). De plus, la puissance de transmission dans ce standard est limitée par les règlementations relatives au taux d'absorption spécifique du corps humain qui est de 1,6 W/kg dans 1 g de tissu corporel. Par conséquent, les nœuds WBAN doivent transmettre leurs paquets à une puissance de transmission minimale de -10 dBm, et la puissance maximale ne doit pas dépasser 0 dBm. De ce fait, le bon choix de la puissance de transmission et du schéma de modulation dans les applications on-body des WBAN, et l'analyse minutieuse du phénomène d'interférences connu dans la bande étroite à 2.4 GHz, jouent un rôle très important dans l'optimisation des performances de transmission.

Motivés par les défis mentionnés, nous visons à travers cette thèse d'optimiser les performances d'un réseau WBAN dédié aux applications médicales on-body et basé sur le standard IEEE 802.15.6, en agissant au niveau de la couche physique de la bande étroite à 2.4 GHz. Nous étudierons également l'adéquation de différents niveaux de puissance de transmission et des schémas de modulation citées précédemment avec les exigences des applications médicales on-body, et analyserons un ensemble de facteurs pouvant impacter le bon fonctionnement de ces applications dans le cas des interférences mutuelles entre WBAN adjacents. Ce travail, portant sur les performances de transmission de la couche physique NB, complète un précédent travail de thèse de doctorat effectué au sein de notre laboratoire LIASSE [2]–[4] et portant sur les performances des mécanismes d'accès de niveau MAC, conformément au standard IEEE 802.15.6 qui modélise de façon complète les réseaux WBAN en deux couches PHY et MAC.

Principales contributions et contenu de la thèse :

Nous conduisons dans cette thèse une recherche intensive et systématique visant l'étude de l'adéquation de certains paramètres pertinents de couche physique proposés dans la bande étroite à 2.4 GHz, avec les exigences des applications médicales on-body. Nous analyserons également l'impact de plusieurs scénarios d'interférence sur les performances de ces applications. Les principales contributions de cette thèse sont résumées dans ce qui suit, et sont détaillées dans les chapitres 3 et 4.

- La première contribution de cette thèse s'articule autour de deux études détaillées portant sur l'impact de la puissance de transmission et des deux schémas de modulation DBPSK et DQPSK sur les performances d'un modèle de réseau WBAN dédié aux applications de surveillance à distance on-body et s'appuyant sur la norme IEEE 802.15.6. Les performances de ce dernier sont évaluées au moyen de plusieurs paramètres : le PLR

(Packet Loss Rate), le taux de paquets reçus, le temps de latence et la consommation totale d'énergie. De ce fait, nous étudierons l'adéquation de ces paramètres de couche physique avec les exigences des applications médicales ciblées.

- La deuxième contribution porte sur l'évaluation du comportement des schémas de modulation citées auparavant sur les performances de transmission du WBAN d'étude dans un environnement d'interférences mutuelles. Cette évaluation est conduite à travers trois scénarios d'étude et pour trois paramètres pertinents qui sont la distance inter-BAN (scénario 1), le nombre de nœuds capteurs (scénario 2) et la charge utile de trafic des WBAN interférents (scénario 3). Les trois scénarios étudient chacun les performances de transmission, au moyen du taux de perte de paquets (PLR) et de la consommation totale d'énergie, pour trois niveaux de débit (faible, moyen et haut) et pour les deux schémas de modulation DBPSK et DQPSK.

Le contenu global de ce rapport de thèse est structuré en quatre chapitres décrits comme suit :

- **Chapitre 1- état de l'art sur les réseaux de capteurs corporels sans fil :** Ce premier chapitre présente une vue générale sur les réseaux WBAN, leurs architectures, les caractéristiques majeures qui les différencient des réseaux de capteurs sans fil (WSN) et les défis de conception qu'ils présentent. Il présente également les capteurs corporels les plus utilisés dans le domaine médical et fournit de plus amples détails sur leurs caractéristiques hardware et software.

- **Chapitre 2- Les technologies de communication pour WBAN -le standard IEEE 802.15.6 :** Ce chapitre présente un état de l'art sur les technologies de communication candidates pour les WBAN et met en évidence la norme IEEE 802.15.6 qui constitue le cadre, le contexte et la technologie adoptée dans nos travaux de recherche présentés dans ce rapport de thèse.

- **Chapitre 3- Les applications médicales on-body : puissance de transmission et schémas de modulation**. Ce chapitre présente le modèle d'étude de WBAN proposé dans cette thèse ainsi que les applications médicales ciblées et étudie l'adéquation des modulations DBPSK et DQPSK, ainsi que les puissances de transmission de la bande étroite à 2.4 GHz, avec les exigences de ces applications.

- **Chapitre 4- Les interférences mutuelles dans les applications médicales on-body :** Ce chapitre évalue les facteurs pouvant affecter le bon fonctionnement des applications médicales on-body en cas d'interférences mutuelles, et étudie également le comportement des modulations DBPSK et DQPSK, dans ce même contexte d'interférence.

Chapitre 1 :

État de l'art sur les réseaux de capteurs corporels sans fil

Contenu :

1.1 Introduction *32*

1.2 Les applications des WBAN *34*
1.2.1 Les applications médicales 34
1.2.2 Les applications non médicales 35

1.3 Les différences majeures entre les WSN et WBAN *36*
1.3.1 La structure du réseau 36
1.3.2 Limitation des ressources énergétiques 36
1.3.3 Les exigences en données 37
1.3.4 Les exigences technologiques 37
1.3.5 La sécurité 37

1.4 Les défis des WBAN *39*
1.4.1 Dispositifs et trafics hétérogènes 39
1.4.2 Efficacité énergétique 39
1.4.3 Les défis environnementaux des WBAN 40
1.4.4 Sécurité, authentification et respect de la vie privée 40
1.4.5 La biocompatibilité 40
1.4.6 Qualité de service 40
1.4.7 Les interférences 42
1.4.8 Conception du matériel 42
1.4.9 Caractéristiques de la propagation sans fil 42
1.4.10 La surchauffe 43

1.5 Architecture et topologies de communication *43*
1.5.1 Architecture des WBAN 43
1.5.2 Les topologies de communication des WBAN 45

1.6 Les capteurs corporels médicaux *46*
1.6.1 Exemples de capteurs utilisés dans le domaine médical 46
1.6.2 Les exigences fonctionnelles des capteurs corporels 50
1.6.3 Structure modulaire d'un nœud capteur 50
1.6.4 Propriétés des capteurs corporels 52
1.6.5 Les systèmes d'exploitation des capteurs 53

1.7 Conclusion *56*

1.1 Introduction :

Un réseau de capteurs corporels sans fil, communément connu sous le nom de WBAN (Wireless Body Area Network) est composé d'un ensemble de capteurs multiples implantés dans le corps humain ou fixés à sa surface, pour collecter différents paramètres physiologiques, tels que la température du corps, le taux de glycémie, le rythme cardiaque et respiratoire et même la valeur des calories brûlées après un exercice physique par exemple, etc. Ces réseaux peuvent être considérés comme un cas particulier des réseaux de capteurs sans fil (WSN), quoique les exigences techniques et les défis de conception des deux réseaux sont complètement différents.

Les applications des WBAN concernent plusieurs domaines dont le domaine médical, mais aussi les multimédias (jeux sérieux), la biométrie cognitive, ou le suivi des performances des athlètes. La figure 1.1 présente quelques applications médicales et non médicales des WBAN. Par conséquent, les exigences de qualité de service des WBAN sont dépendantes de l'application considérée.

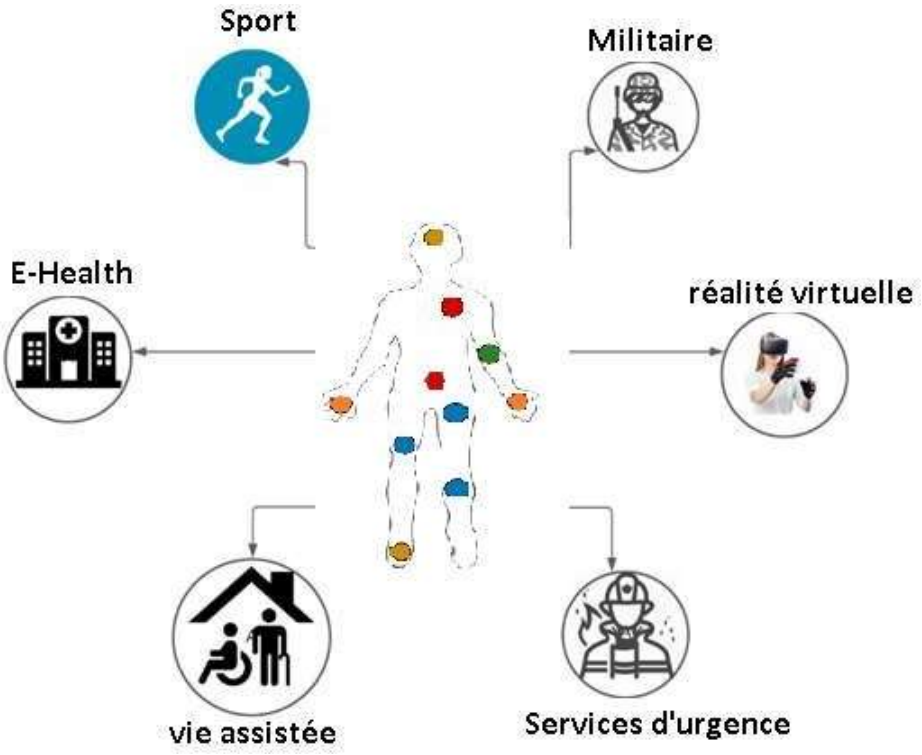


Figure 1.1 *Les domaines d'application des WBAN*

Ce premier chapitre constitue une vue générale sur les réseaux WBAN et leurs domaines d'application, les défis de conception auxquels ils sont confrontés et les majeures propriétés qui les différencient des réseaux WSN. Nous présenterons également l'architecture globale des WBAN et leurs différentes topologies de communication. De plus, les capteurs et les actionneurs sont les éléments clés des WBAN, car ils font le lien entre le milieu physique et les systèmes électroniques. Ces équipements sont généralement en contact direct avec le corps humain, ce qui fait que leur taille et leur compatibilité physique avec les tissus humains sont cruciaux. Ainsi, nous examinerons amplement aussi dans ce chapitre quelques exemples de capteurs corporels les plus utilisés dans le domaine médical et leurs exigences fonctionnelles et conceptuelles, leur architecture interne, et leurs systèmes d'exploitation.

1.2 Les applications des WBAN

Les réseaux WBAN supportent un grand nombre d'applications qui sont souvent classées en applications médicales et non médicales [5], [6], que nous présentons dans ce qui suit.

1.2.1 Les applications médicales

Dans le domaine médical, les WBAN peuvent être adoptés pour servir plusieurs applications, dont les plus importantes sont :

1.2.1.1 La télémédecine et la surveillance des patients à distance

Les applications de suivi des patients contrôlent généralement les signaux vitaux et fournissent un retour d'information en temps réel qui contribue au rétablissement du patient [7]. Dans une telle situation, le patient est maintenu sous la surveillance du médecin dans des états physiologiques naturels sans entraver ses activités normales et sans lui faire subir des coûts élevés. La surveillance médicale peut concerner l'activité de la vie quotidienne des patients, généralement atteints de certaines maladies spécifiques, sans nécessité d'hospitalisation ; tandis que la surveillance en milieu hospitalier se concentre sur les cas où les patients doivent rester à l'hôpital pour des soins intensifs et des observations, parfois pendant une période prolongée. Pendant ce temps, plusieurs paramètres médicaux sont enregistrés en continu.

Dans le domaine de la télémédecine, de nombreuses solutions basées sur les WBAN ont été proposées dans la littérature. Certains travaux ont tenté de concevoir un cadre générique capable de prendre en charge la majorité des cas [8], tandis que d'autres ont essayé d'étudier des maladies spécifiques. Les maladies cardiovasculaires [9]–[11], le diabète [12], la détection du cancer, la maladie de Parkinson [13], l'asthme, la maladie d'Alzheimer et la rétine artificielle sont quelques exemples d'applications spécifiques de surveillance à distance des patients [14].

1.2.1.2 Réhabilitation et thérapie

L'objectif de la réadaptation est de permettre aux patients de rétablir leur capacité fonctionnelle à la normale, grâce à des traitements de réadaptation appropriés après leur sortie de l'hôpital par exemple [15]. Le mouvement des patients, dans un processus de réadaptation, doit être continuellement surveillé et rectifié de manière à conserver un schéma de mouvement correct, ce qui fait appel à l'intégration des WBAN.

1.2.1.3 Biofeedback (Feedback biologique)

Le biofeedback désigne la mesure de l'activité physiologique ainsi que d'autres paramètres potentiellement utiles et les transmettre à l'utilisateur pour lui permettre d'apprendre à contrôler et à modifier son activité physiologique dans le but d'améliorer sa santé et ses performances.

1.2.1.4 Assistance à l'autonomie

Les applications dans ce domaine visent l'amélioration de la qualité de vie des personnes âgées ou des personnes à besoins spécifiques, qui ne sont pas considérées comme indépendantes mais qui n'ont pas besoin de soins médicaux 24 heures sur 24, afin de maintenir un mode de vie plus indépendant [16] [17].

1.2.2 Les applications non médicales :

Dans les applications WBAN non médicales [18], les utilisateurs normaux sont la population cible, et les informations biologiques peuvent être utilisées à des fins de divertissement, de sport, de sécurité et d'authentification [6], par exemple :

- **Le suivi de la condition physique, des performances et du bien-être :** ce type de supervision est dédié aux athlètes [19] et au personnel militaire dont l'objectif est d'optimiser les méthodes d'entraînement, améliorant ainsi leur endurance [20].

- **Biométrie cognitive :** les signaux vitaux tels que l'ECG, l'EEG et l'activité électrodermale peuvent être considérés comme des signatures biométriques uniques qui sont difficiles à faire l'objet d'opérations malveillantes (vol, falsification...). Ainsi, ils peuvent être utilisés dans des systèmes d'authentification biométrique [21].

- **Serious Games (jeux sérieux) :** est un ensemble de jeux destinés à promouvoir des comportement [22], ou à des fins éducatives.

1.3 Les différences majeures entre les WSN et WBAN

Contrairement aux WSN qui sont souvent déployés dans des environnements extérieurs, Les WBAN sont mis en place à l'échelle du corps humain. Cette différence de contexte d'utilisation rend distinctes les caractéristiques de chacun de ces deux réseaux [23]. Notamment :

1.3.1 La structure du réseau

Les nœuds dans un WBAN sont joints à différentes parties du corps. Certaines parties (par exemple la poitrine, la taille) sont fixes par rapport à d'autres (par exemple les bras, les jambes, la tête), qui bougent en raison du mouvement ambulatoire du corps. Ce mouvement mixte des nœuds WBAN [24] diffère de celui des WSN. Les WBAN doivent donc être plus robustes et réagir plus rapidement aux changements de leur topologie. En termes de dimensions du réseau, les WSN peuvent déployer entre quelques et plusieurs milliers de nœuds sur une zone allant de quelques mètres à quelques kilomètres, en fonction de l'environnement mentionné, tandis que les WBAN ont une distribution dense de nœuds limitée par la taille du corps humain [25].

1.3.2 Limitation des ressources énergétiques

Le remplacement des batteries dans les réseaux WBAN est difficile, il peut même nécessiter des interventions chirurgicales si les nœuds sont implantés à l'intérieur du corps humain. Ce qui fait que chaque nœud WBAN a une puissance d'émission extrêmement faible en raison de son

très petit facteur de forme [26] (normalement inférieur à 1 cm^3). Cependant, la durée de vie des nœuds dans les WBAN et les WSN est spécifique à l'application[27].

1.3.3 Les exigences en données

Les WBAN sont déployés pour superviser les signes physiologiques d'une personne et/ou ses activités de manière périodique, ce qui se traduit par des débits de données constants, alors que les WSN sont appliqués dans le cadre d'une surveillance des événements qui peuvent se produire à des intervalles de temps sporadiques [28]. Ils sont généralement hétérogènes et ont donc des exigences différentes en matière de fiabilité, de débit de données et de consommation d'énergie [27]. En outre, la latence est considérée comme une exigence clé dans les applications WBAN. Cependant, elle peut être négociée contre une amélioration de la consommation d'énergie et de la fiabilité dans les WSN. Par conséquent, il peut être nécessaire de maximiser la durée de vie des batteries au détriment d'une latence plus élevée dans les réseaux sans fil (WSN) [28].

1.3.4 Les exigences technologiques

La zone environnante d'un corps humain est considérée comme un milieu à perte pour la propagation des ondes. Par conséquent, les signaux collectés par les capteurs WBAN sont considérablement atténués avant d'atteindre le récepteur. De plus, les WBAN ont une portée de communication très courte par rapport aux WSN [27].

1.3.5 La sécurité

En termes de sécurité, le caractère strictement confidentiel et privé des données médicales doit être garanti par des mécanismes de sécurité stricts fortement exigés dans les WBAN, car leurs dispositifs fonctionnent dans des environnements hostiles et collectent des informations vitales [29], alors qu'un niveau de sécurité plus faible est requis dans les WSN, qui peut être spécifique à l'application considérée [27][29]. Le tableau 1.1 présente plus en détail les différences majeures entre les WBAN et WSN.

Tableau 0.1 *comparaison entre les WBAN et WSN.*

Critère de comparaison	Réseau de capteurs sans fil (WSN)	Réseau de capteurs corporels sans fil (WBAN)
Dimensions du réseau	De quelques à plusieurs milliers de nœuds sur une zone allant de quelques mètres à quelques kilomètres	Une distribution dense limitée par la taille du corps
Topologie	Aléatoire, fixe/statique	Topologie en étoile à un ou deux sauts
Taille des nœuds	De préférence de petite taille (pas de limitation majeure dans la plupart des cas)	Miniaturisation requise
Précision des nœuds	La précision l'emporte sur le grand nombre de nœuds et permet la validation des résultats	Chacun des nœuds doit être précis et robuste
Remplacement des nœuds	Facile à réaliser	Difficulté de remplacement des nœuds implantés
Bio-compatibilité	Pas de problème dans la plupart des applications.	Essentielle pour les implants et certains capteurs externes
Alimentation électrique et batterie	Accessible, pouvant être changé plus fréquemment et plus facilement	Difficulté de remplacement et d'accessibilité aux nœuds implantés
Durée de vie des nœuds	Plusieurs années / mois / semaines (en fonction de l'application)	Plusieurs années / mois (en fonction de l'application)
Demande de puissance	Le support en énergie est plus facile à fournir.	Le support en énergie est plus difficile à fournir.
Récupération d'énergie	L'énergie éolienne et l'énergie solaire sont les candidats les plus évidents	L'énergie thermique (chaleur du corps) et l'énergie cinétique sont les candidats les plus évidents
Débit des données	Plus souvent homogène	Plus souvent hétérogène
impact de la perte des données	La perte de données lors du transfert sans fil est compensée par le grand nombre de nœuds	La perte de données est considérée comme plus importante (des mesures supplémentaires peuvent être nécessaires pour garantir les capacités d'interrogation des données en temps réel et la qualité de service).
Niveau de sécurité	Inférieur (en fonction de l'application)	Un niveau de sécurité plus élevé pour protéger la confidentialité des patients
Trafic	Spécifique à l'application, Débit de données modeste, Cyclique/sporadique	Spécifique à l'application, Débit de données modeste, Cyclique/sporadique
Technologie sans fil	WLAN, GPRS, Zigbee , Bluetooth et RF	802.15.6, ZigBee, Bluetooth, UWB.
la connaissance du contexte	Insignifiant avec des capteurs statiques dans un environnement bien défini	Très important
Objectifs généraux de conception	Autonomie, optimisation des coûts, efficacité énergétique	Efficacité énergétique, éliminer l'exposition électromagnétique

1.4 Les défis des WBAN

Les WBAN sont une technologie émergente qui fait face à de nombreux défis lors de la phase de mise en œuvre. On parle ici de défis techniques, éthiques et non techniques. Nous examinerons dans ce qui suit les défis majeurs rencontrés lors de la conception des WBAN.

1.4.1 Dispositifs et trafics hétérogènes

Le WBAN est un réseau hétérogène, composés de différents types de capteurs et d'actionneurs. Par conséquent, les mesures et les types de données sont également différents. Certaines applications nécessitent des données en temps réel, tandis que d'autres se contentent de mesures périodiques. De plus, il existe également des données prioritaires et d'autres non prioritaires. Par conséquent, les types de données allant de l'audio en temps réel au contenu vidéo et aux signaux continus, tels que l'ECG et l'EMG, ainsi que l'hétérogénéité du trafic doivent être pris en charge dans ce type de réseaux surtout au niveau MAC [30].

1.4.2 Efficacité énergétique

La durée de vie de la batterie est un élément essentiel à prendre en compte, comme les capteurs WBAN sont alimentés par une petite batterie. Les nœuds WBAN on-body (portables) sont faciles à remplacer. Cependant, dans le cas de capteurs implantés, le remplacement de la batterie peut même nécessiter une opération chirurgicale.

Les sources d'inefficacité énergétique sont divers [31], ce qui inclut les collisions, l'écoute au repos, les fluctuations du trafic, les techniques d'allocation de ressources, etc. De ce fait, la mise en œuvre d'un WBAN économe en énergie pourrait être possible en améliorant la conception des couches PHY et MAC [32] [33], en mettant en place une topologie efficace (simple saut ou multi sauts) ou en ayant un rapport cyclique adaptatif.

1.4.3 Les défis environnementaux des WBAN

Les WBAN subissent des pertes de trajets pour de nombreuses raisons, telles que les mouvements du corps, la mobilité des nœuds, les obstacles environnementaux et l'absorption par les tissus corporels. En fait, il est possible de résoudre bon nombre de ces problèmes en créant des liens à sauts multiples et en plaçant les capteurs à des points optimaux [34] [35] [36].

1.4.4 Sécurité, authentification et respect de la vie privée

Il est indispensable de rendre les communications au sein d'un WBAN hautement sécurisées pour préserver la confidentialité des données, ce qui signifie que seules les entités autorisées doivent avoir accès aux informations transmises par le WBAN et confirmer l'authenticité des données entrantes. L'écoute clandestine, les fausses alertes ou l'injection de données incorrectes peuvent avoir de graves conséquences qui peuvent aller jusqu'au décès du patient. Par conséquent, la sécurité dans les WBAN doit être traitée à différents niveaux, par exemple, au niveau de la couche physique, MAC et réseau [37] [38].

1.4.5 La biocompatibilité

Dans le contexte des applications de WSN, la biocompatibilité n'est pas un problème majeur. Cependant, pour les applications WBAN, en particulier dans le cas des capteurs d'implants, la biocompatibilité est une question importante à traiter. En raison des capteurs implantés sous la peau ou toute autre partie du corps, les tissus corporels peuvent présenter une réaction, connue sous le nom de bio-encrassement, qui fait référence à l'accumulation de protéines, de cellules et d'autres biomatériaux indésirables à la surface du corps, ce qui peut entraîner une défaillance du capteur [39] [40]

1.4.6 Qualité de service

La qualité de service (QoS) est une question importante dans les WBAN et elle est différente des applications des WSN où la qualité de service dépend de la sensibilité des applications et de

la nature des données transportées. Par conséquent, selon les applications, la qualité de service est différente dans les WBAN. Par exemple, les systèmes de surveillance des patients dans un état critique nécessitent la livraison instantanée des données, sinon, tout retard peut entraîner des situations catastrophiques. Ainsi, il est difficile de fixer la qualité de service d'un système de santé distribué en raison de la nature imprévisible de l'environnement WBAN. Traditionnellement, la QoS comprend la latence, la puissance de transmission, la fiabilité et la réservation de la bande passante. A ce titre, pour soutenir la qualité de service dans les WBAN, les facteurs suivants doivent être pris en compte [41] :

- **Limitations des ressources :** Les ressources telles que la puissance de la batterie, la largeur de la bande passante disponible, la puissance de transmission, la taille de la mémoire tampon et la capacité de traitement sont des contraintes importantes pour toute application WBAN.

- **Trafic imprévisible et hétérogène :** Dans les applications WSN, il y a généralement un trafic périodique et il est facile de définir la qualité de service pour ces applications. Cependant, le WBAN connaît différents niveaux de trafic ; tels que l'absence de trafic et parfois des charges de trafic différentes en raison de la variété des applications supportées par les WBAN. Ce qui rend les exigences de QoS plus complexes et plus difficiles.

- **Instabilité du réseau :** Le WBAN peut comprendre à la fois des nœuds stationnaires et des nœuds mobiles. En outre, certains nœuds peuvent être en état actif alors que d'autres peuvent rester inactifs pendant un certain temps. Ce qui fait que le routage et l'accès au support deviennent difficiles dans de telles conditions.

- **Équilibre énergétique :** La gestion des sources d'énergie est très importante et la charge énergétique doit être répartie de manière égale entre tous les nœuds de capteurs et les appareils.

- **Redondance et criticité des données :** Il est important d'éviter les données redondantes et donc d'économiser l'énergie. Les techniques pour éviter les données redondantes pourraient être l'agrégation de données, mais cela complique la conception du réseau. Là encore, toutes les données n'ont pas la même importance. Par conséquent, il devrait y avoir un mécanisme de qualité de service pour donner la priorité aux données d'urgence.

1.4.7 Les interférences

Les interférences sont une question inévitable dans les WBAN, qui requiert une attention particulière. Selon la norme IEEE 802.15.6 [42], jusqu'à 256 nœuds peuvent être supportés dans un WBAN, et jusqu'à dix WBAN devraient coexister dans un environnement de $6m^3$, ce qui est très difficile en raison de la proximité des nœuds. Plus important encore, il y aura des interférences lorsque le WBAN est entouré par les autres technologies qui fonctionnent à une même fréquence. Par exemple, le WBAN basé sur ZigBee dans la bande de 2,4 GHz peut subir des interférences provenant des réseaux Bluetooth, IEEE 802.15.6 et Wi-Fi.

1.4.8 Conception du matériel

L'une des tâches les plus importantes consiste à concevoir le matériel approprié pour les WBAN. Plus précisément, la conception du nœud capteur, qui est fixé ou implanté dans le corps humain. Par conséquent, la conception du nœud doit être conforme à la nature des tissus du corps humain.

1.4.9 Caractéristiques de la propagation sans fil

La propagation sans fil joue un rôle essentiel dans la communication entre les nœuds. Comme les nœuds sont attachés au corps, la mobilité des patients affecte la propagation des ondes et parfois les appareils attachés à l'arrière du corps subissent un effet d'ombre (shadowing). En outre, les nœuds doivent faire face à des environnements dynamiques provoquant une propagation par trajets multiples. Lorsque les nœuds sont implantés, la position du dispositif a

un effet sur la propagation des ondes. Il est donc nécessaire de disposer d'un modèle de propagation précis qui aidera à prévoir l'impact de canaux réalistes sur la performance du réseau.

1.4.10 La surchauffe

Comme les capteurs WBAN sont parfois fixés directement sur la peau de la personne, la surchauffe du capteur est un facteur crucial. Habituellement, la surchauffe provient du rayonnement de l'antenne pendant la transmission des données. Par conséquent, la question de la surchauffe doit être gardée à l'esprit lors de la conception de ces protocoles [43], [44] [45].

1.5 Architecture et topologies de communication

1.5.1 Architecture des WBAN

L'architecture d'un réseau WBAN peut être classée en trois niveaux de communication différents comme le montre la figure 1.2, on parle ici de :

- Niveau 1 : qui décrit la communication intra-WBAN
- Niveau 2 : qui décrit la communication inter-WBAN
- Niveau 3 : qui décrit communication au-delà du WBAN

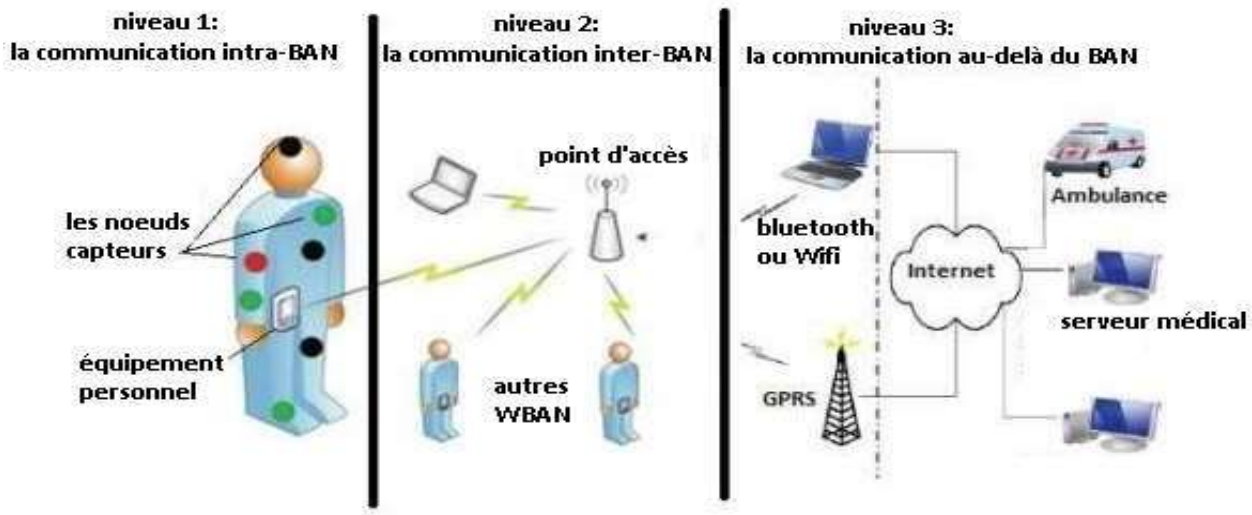


Figure 1.2 *Architecture complète d'un réseau WBAN*

1.5.1.1 Niveau 1 : Communication intra-WBAN

Ce niveau décrit l'interaction entre l'ensemble des nœuds du réseau et leurs portées de transmission respectives (~ 2 mètres) dans et autour du corps humain. A ce niveau, les capteurs corporels sont utilisés pour transmettre les signaux du corps humain à un équipement personnel (EP), situé au niveau 1. Les données physiologiques traitées sont ensuite transmises à un point d'accès au niveau 2.

1.5.1.2 Niveau 2 : Communication inter-WBAN

Ce niveau de communication se situe entre le serveur personnel et un ou plusieurs points d'accès (PA). Les PA peuvent être considérés comme faisant partie de l'infrastructure, ou même être placés stratégiquement dans un environnement dynamique pour gérer les situations d'urgence. La communication de niveau 2 vise à interconnecter les WBAN avec différents réseaux, qui peuvent être facilement accessibles dans la vie quotidienne ainsi qu'avec les réseaux cellulaires et Internet. Les paradigmes de la communication inter-BAN sont divisés en deux catégories[28] : l'architecture basée sur l'infrastructure, il s'agit de l'architecture la plus utilisée dans la plupart des applications WBAN, et l'architecture ad hoc où les points d'accès forment un maillage qui garantit un déploiement souple et rapide, ce qui permet au réseau de s'étendre facilement, d'offrir une plus grande couverture radio grâce à la transmission à sauts multiples et de favoriser la mobilité des patients.

1.5.1.3 Niveau 3 : la communication au-delà du WBAN

Ce niveau de communication est destiné à être utilisé dans les zones métropolitaines. Une passerelle telle qu'un PDA (Personal Digital Assistant) peut être utilisée pour établir la connexion entre le niveau 2 et ce niveau, c'est-à-dire essentiellement entre le réseau Internet et un serveur médical (MS) d'une application spécifique [27].

1.5.2 Les topologies de communication des WBAN

Le groupe de travail IEEE 802.15.6 a considéré que les WBAN pouvaient fonctionner selon une topologie en étoile à un seul ou à deux sauts comme mentionné sur la figure 1.3. Le nœud au centre de l'étoile étant placé à un endroit comme la taille [27]. Cependant, il convient de prendre compte des considérations minutieuses lors du choix de la topologie. On distingue ainsi deux types de transmission de données possibles [46] dans la topologie en étoile à un saut : la transmission du nœud capteur au coordinateur et la transmission du coordinateur au nœud capteur. Cependant, dans une architecture à sauts multiples, les nœuds sont connectés à des points d'accès via d'autres nœuds. Le tableau 1.2 présente les principales différences entre ces deux topologies.

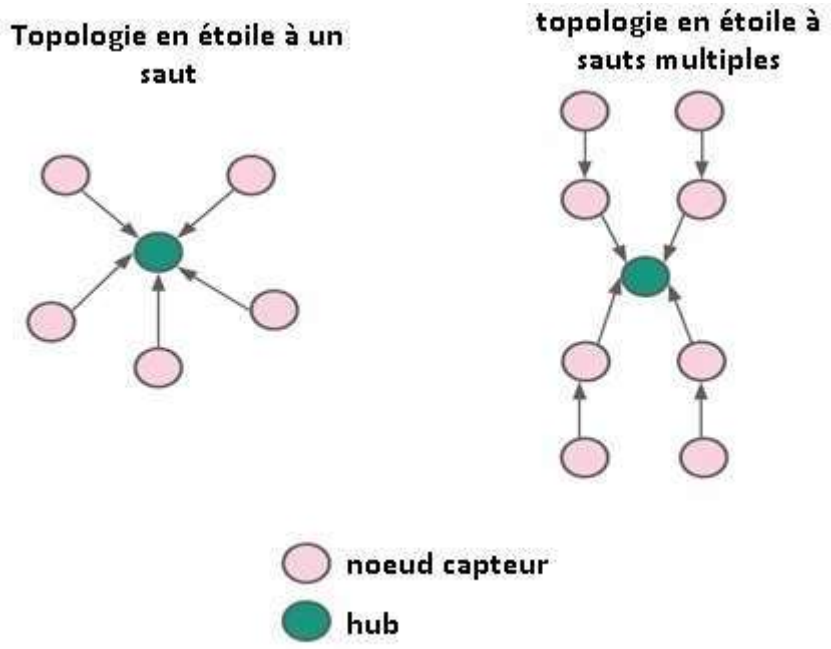


Figure 0.3 *les topologies de communication des WBAN*

Tableau 1.2 *Comparaison entre les topologies des WBAN existantes*

Critère de comparaison	Topologie à un seul saut	Topologie à sauts multiples
Consommation d'énergie	Pour les nœuds situés à proximité du coordinateur, ils utiliseront une puissance de transmission plus faible. Les nœuds plus éloignés, en revanche, nécessiteront toujours plus de puissance pour pouvoir transmettre des informations.	Les nœuds les plus proches du coordinateur consomment plus d'énergie car ils devront transmettre non seulement leurs propres informations mais aussi celles des autres nœuds.
Retard de transmission	Le réseau en étoile présente le moins de retard possible dans la transmission entre tout nœud capteur et l coordinateur, car il n'y a qu'un seul saut.	Dépend de la configuration du réseau. En termes de retard, les nœuds les plus proches du coordinateur peuvent faire passer leurs informations rapidement, sans aucun relais intermédiaire.
Interférences	Les nœuds capteurs qui sont plus éloignés du coordinateur nécessitent une transmission de plus grande puissance, ce qui augmente le niveau d'interférences.	Étant donné que chaque nœud ne transmet qu'à ses voisins, l'énergie de transmission est maintenue à un faible niveau et atténue donc les effets des interférences.
Défaillance des nœuds et mobilité	Seul le nœud défaillant sera affecté et le reste du réseau pourra fonctionner correctement.	La partie du réseau qui implique le nœud défaillant doit être reconfigurée. Des frais généraux sont impliqués.

1.6 Les capteurs corporels médicaux

Dans cette section nous allons nous intéresser plus en détail à la description des capteurs les plus utilisés dans le domaine médical et leurs exigences techniques. Ensuite, nous présenterons la structure modulaire d'un nœud capteur, tout en mettant l'accent sur les types de capteurs qu'on trouve sur le marché et leurs propriétés. Nous concluons cette section par une description des systèmes d'exploitation pour capteurs médicaux les plus connus.

1.6.1 Exemples de capteurs utilisés dans le domaine médical

Nous présentons dans cette section les capteurs médicaux les plus importants qui sont déjà disponibles sur le marché [28].

1.6.1.1 Accéléromètre/Gyroscope :

L'accéléromètre est utilisé pour reconnaître et superviser différentes postures du corps (assis, à genoux, en rampant, couché, debout, en marchant et en courant). Une telle fonction s'avère indispensable pour de nombreuses applications [47], dont l'assistance à la vie, ainsi que toutes les applications basées sur la réalité virtuelle [48] [49], les soins de santé [50], les sports [51] [52] [53]et les jeux électroniques [54]. Le gyroscope quant à lui, est utilisé pour mesurer ou maintenir l'orientation, selon le principe de la conservation du moment angulaire. Les gyroscopes peuvent être utilisés en combinaison avec les accéléromètres pour une supervision complète des mouvements physiques.

1.6.1.2 Capteur de mesure du glucose :

Habituellement, la mesure de glycémie se fait en prélevant une goutte de sang sur un doigt puis en l'appliquant sur une bandelette de test composée de substances chimiques sensibles au glucose présent dans l'échantillon de sang. Cependant, Récemment, un contrôle non invasif du glucose est disponible grâce à la technologie infrarouge et à la détection optique. La figure 1.4 montre ce passage des méthodes invasives [55] [56] aux méthodes non invasives [57] [58] [59] [60] de contrôle du glucose dans le sang [61].

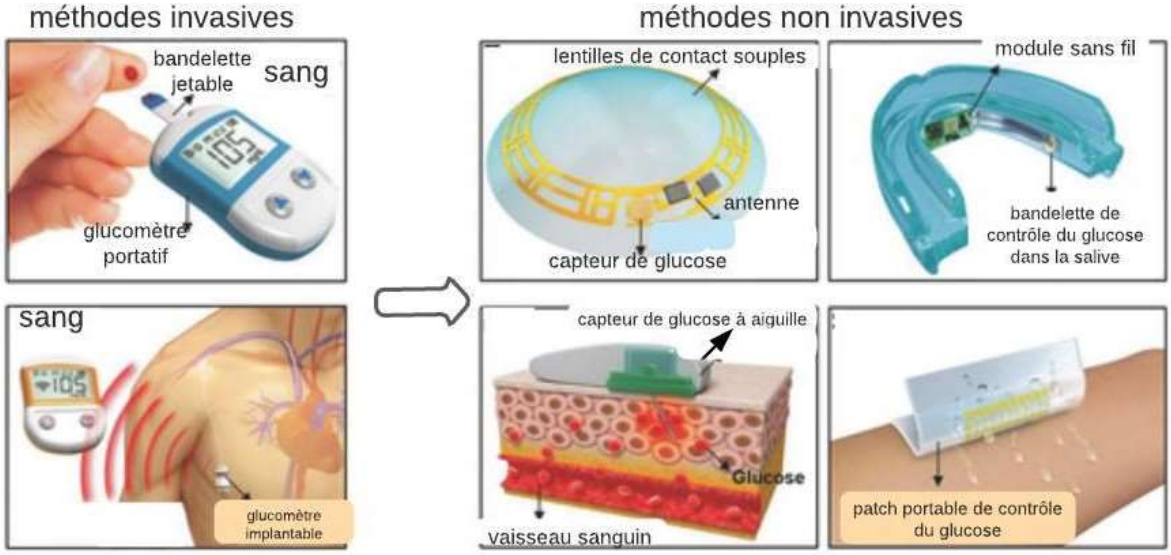


Figure 1.4 *Méthodes invasives et non invasives de contrôle de glucose dans le sang*

1.6.1.3 Capteur de pression sanguine

Le capteur de pression sanguine est un capteur non invasif, dédié à mesurer les valeurs de la pression artérielle systolique (PAS) et la pression artérielle diastolique (PAD) [62], en se basant sur la technique de l'oscillométrie.

1.6.1.4 Capteur d'électrocardiographie (ECG)

L'Electrocardiographie est un relevé graphique de l'activité électrique du cœur. Les professionnels de la santé l'utilisent pour diagnostiquer les maladies cardiaques et surveiller l'efficacité de différents médicaments pour le cœur. De plus, pour obtenir un signal ECG, plusieurs électrodes sont fixées à des endroits spécifiques de la peau (par exemple, sur les bras et la poitrine) [63] [64], et les différences de potentiel entre ces électrodes sont mesurées.

1.6.1.5 Capteur de gaz CO2

Le capteur de gaz CO2 [65] [66] [67] [68]a pour but de mesurer la concentration de dioxyde de carbone gazeux pour surveiller les changements de niveaux de CO2, ainsi que pour surveiller la concentration d'oxygène pendant la respiration.

1.6.1.6 Capteur d'électroencéphalographie (EEG)

Ce capteur mesure l'activité électrique du cerveau [69] [70] [71] [72] [73] en fixant de petits électrodes sur le cuir chevelu humain à plusieurs endroits. Ensuite, les informations sur l'activité électrique du cerveau détectée par les électrodes sont transmises à un amplificateur pour produire un modèle de tracés.

1.6.1.7 Capteur d'oxymétrie de pouls

Ce capteur permet de mesurer la saturation en oxygène [74] [75] à l'aide d'une sonde non invasive. Une petite pince munie d'une sonde est fixée au doigt, au lobe de l'oreille ou à l'orteil de la personne. Le capteur émet un signal lumineux qui traverse la peau [76]. Selon l'absorption de lumière de l'hémoglobine oxygénée et de l'hémoglobine totale dans le sang artériel, la mesure est exprimée sous forme d'un rapport entre l'hémoglobine oxygénée et la quantité totale d'hémoglobine.

1.6.1.8 Capteur d'électromyographie (EMG)

Le capteur EMG permet de mesurer les signaux électriques émis par les muscles lors des contractions ou au repos [77].

1.6.1.9 Capteurs d'humidité et de température

Ces capteurs sont utilisés pour mesurer la température du corps [78] [79] humain et/ou l'humidité [80] [81] de l'environnement proche d'une personne.

1.6.2 Les exigences fonctionnelles des capteurs corporels

Un WBAN efficace nécessite des capteurs présentant les propriétés suivantes : portabilité, légèreté, faible consommation d'énergie, et des nœuds de capteurs miniatures et autonomes qui surveillent les applications liées à la santé. Nous avons résumé ces applications dans le tableau 1.3 en décrivant leurs exigences fonctionnelles en termes de débit, bande passante, latence et fiabilité.

Tableau 1.3 *Exigences fonctionnelles des capteurs corporels dans les applications WBAN*

Application	Débit	Bande passante	Latence	Fiabilité
ECG (12 électrodes)	144 kbps	100-1000 Hz	<250 ms	10^{-10}
EMG	320 kbps	0-10,000 Hz	<250 ms	10^{-10}
EEG (12 électrodes)	43.2 kbps	0-150 Hz	<250 ms	10^{-10}
Saturation du sang	16 bps	0-1 Hz	-	10^{-10}
Moniteur de glucose	1600 bps	0-50 Hz	<20 ms	10^{-10}
Température	120 bps	0-1 Hz	-	10^{-10}
Capteur de mouvement	35 kbps	0-500 Hz	-	10^{-3}
audio, imagerie médicale, vidéo	10 Mbps	-	<100 ms	10^{-3}
voix	50-100 kbps	-	<10 ms	10^{-3}
Capsule endoscopique	1 Mbps	-	-	10^{-10}
Rétine artificielle	50-700 kbps	-	-	-
implant cochléaire	100 kbps	-	-	-

1.6.3 Structure modulaire d'un nœud capteur

La figure 1.5 décrit la structure modulaire d'un nœud-capteur typique, qui se compose de trois éléments essentiels : le module de capteur, le module processeur, le module radio et le module de mémoire.

- **Le module de capteur :** se compose d'un capteur, d'un filtre et d'un convertisseur analogique-numérique (ADC). Le capteur convertit une certaine forme d'énergie en signaux électriques analogiques, qui sont filtrés par un filtre « passe-bande » et numérisés par le convertisseur analogique-numérique pour un traitement ultérieur.

- **Le module processeur :** reçois les données captées par le module de capteur, les traitent et les envoie au module radio pour les transmettre.

- **Le module radio :** définit la technologie de transmission radio utilisée y compris Bluetooth, Bluetooth Low Energy, ZigBee et IEEE 802.15.4, UWB et IEEE 802.15.6, ainsi que d'autres technologies sans fil candidates, qui sont les principaux concurrents sur les marchés récents des WBAN, comme ANT, Rubee, RFID, Sensium, Zarlink, Insteon et Z-Wave. Ces technologies seront discutées minutieusement dans le chapitre suivant.

- **Le module de mémoire :** on distingue trois types de mémoire dans un capteur, la mémoire vive (RAM) qui permet le fonctionnement de l'application, la mémoire flash qui permet de stocker le système d'exploitation ainsi que les données traitées par le capteur, et la mémoire morte (ROM) contenant les instructions de démarrage du capteur.

Tous ces modules sont en plus alimentés par une batterie. Cependant, La partie RF est celle qui consomme le plus d'énergie. Par conséquent, lorsque le nœud capteur se met en état de veille, sa radio s'éteint, et sa consommation d'énergie devient alors quasiment insignifiante.

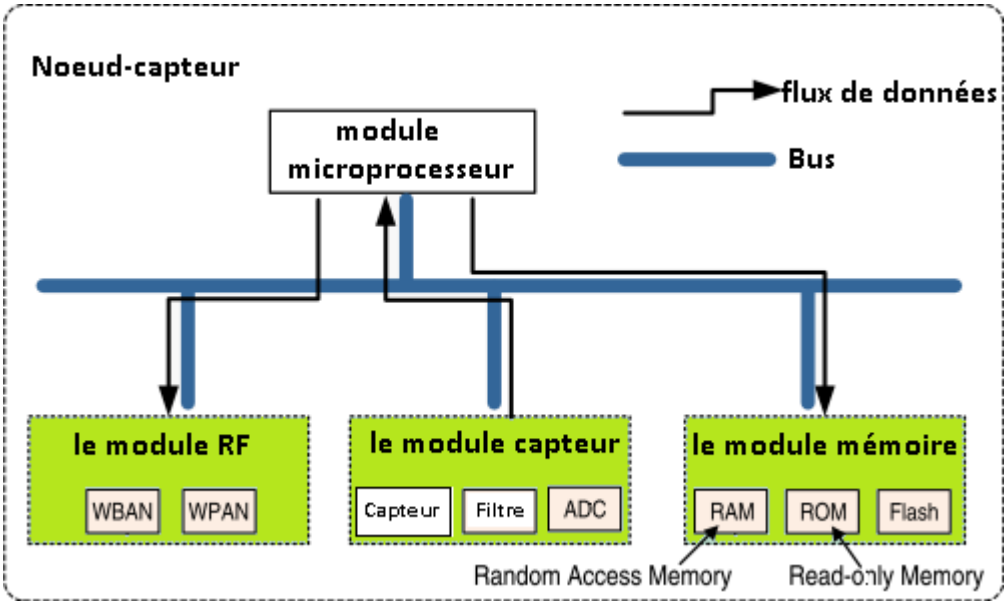


Figure 1.5 *structure modulaire d'un nœud-capteur*

1.6.4 Propriétés des capteurs corporels

Il existe différentes plates-formes de capteurs sur le marché, dont les plus importantes sont données dans le tableau 1.4 qui en compare les caractéristiques en termes de topologie, de débit de données, de système d'exploitation pris en charge, de norme sans fil utilisée, de débit de données maximum, de portée extérieure et de niveau de puissance. Ces caractéristiques révèlent les principales propriétés d'un capteur du point de vue du concepteur de l'application générale. D'après le tableau 1.4, il est à constater que tous les capteurs présentent une faible consommation d'énergie, mais possèdent un faible débit de données allant de 38,4 à 720 kbps, ce qui est insuffisant pour les réseaux de capteurs corporels à grande échelle où les applications impliquent un trafic de données multimédia comme le streaming vidéo.

De manière générale, une combinaison du système d'exploitation (SE) TinyOS [82] et de la norme IEEE 802.15.4, en tant qu'interface radio, a été largement adoptée. Bien que certaines plates-formes utilisent la norme Bluetooth, il s'avère que cette dernière est peu efficace sur le plan énergétique par rapport à la norme IEEE 802.15.4.

Tableau 1.4 *Comparaison de différentes plates-formes de capteurs disponibles sur le marché*

Nom de capteur	Système d'exploitation supporté	Technologie sans fil adoptée	Débit de données (kbps)	Portée extérieure (m)	Niveau de puissance
BAN node	TinyOS	IEEE 802.15.4	250	50	Faible
BTNode	TinyOS	Bluetooth	-	-	Faible
eyesIFX	TinyOS	TDA5250	64	-	Faible
iMote	TinyOS	Bluetooth	720	30	Faible
IMote2	TinyOS or .Net	IEEE 802.15.4	250	30	Faible
IRIS	TinyOS	IEEE 802.15.4	250	300	Faible
Micaz	TinyOS	IEEE 802.15.4	250	75-100	Faible
Mica2	TinyOS	IEEE 802.15.4	38.4	>100	Faible
Mulle	TCP/IP or TinyOS	Bluetooth or IEEE 802.15.4	-	>10	Faible
TelOS	TinyOS	IEEE 802.15.4	250	75-100	Faible
ZigBit	ZDK	IEEE 802.15.4	250	3,700	Faible

1.6.5 Les systèmes d'exploitation des capteurs

Nous présentons dans cette section les systèmes d'exploitation de capteurs sans fil les plus populaires, notamment TinyOS [82] , Contiki [83], MANTIS et LiteOS.

1.6.5.1 TinyOS

TinyOS est un système d'exploitation open source, écrit en langage NesC et développé à l'université de Berkeley. Il pourrait être le premier système d'exploitation de réseau de capteurs dans la littérature. Il appartient à la classe des architectures monolithiques, et sa conception permet aux logiciels d'application d'accéder directement au matériel lorsque cela est nécessaire. Il s'agit d'un minuscule système d'exploitation qui cherche à résoudre deux problèmes essentiels : Comment garantir des flux de données simultanés entre les composants hardware ? Comment fournir des modules avec peu de charges de traitement et de stockage ? Ces questions sont importantes car TinyOS est demandé pour gérer efficacement les capacités et les ressources matérielles tout en soutenant les opérations simultanées de manière efficace. La bibliothèque de composants de TinyOS comprend des protocoles réseau, des services distribués, des pilotes de capteurs et des outils d'acquisition de données. TinyOS utilise également un modèle de fonctionnement basé sur des événements (event-driven), c'est-à-dire l'activation, l'interruption

ou la mise en veille d'un capteur a lieu uniquement quand un évènement est apparu, pour supporter des niveaux élevés d'opérations simultanées avec une très petite quantité de mémoire.

TinyOS supporte le fonctionnement sur une large gamme de matériels et a été utilisé dans plusieurs générations de nœuds capteurs. Les processeurs pris en charge sont notamment le MSP430 du Texas Instruments et l'AVR Atmel.

1.6.5.2 Le système d'exploitation Contiki

Contiki [83] est un système d'exploitation open source dédié aux systèmes embarqués en réseau généralement, et les nœuds de capteurs sans fil en particulier. Il est développé par une équipe de développeurs de l'industrie et du milieu académique. Le projet Contiki est dirigé par Adam Dunkels.

Le système d'exploitation Contiki suit une architecture modulaire. En règle générale, lorsqu'il est en cours d'exécution, il comprend les éléments suivants : le noyau, les bibliothèques, le chargeur de programmes et un ensemble de processus. La communication entre les processus passe toujours par le noyau, qui permet aux pilotes de périphériques et aux applications de communiquer directement avec le matériel. Un processus est défini par une fonction de gestionnaire d'événements et une fonction optionnelle de gestionnaire de sondage.

En y regardant de plus près, le Contiki est divisé en deux parties : **le noyau** et **les programmes chargés** en général. Le noyau est constitué du « kernel » Contiki, du chargeur de programmes, des parties les plus couramment utilisées du langage et des bibliothèques, ainsi qu'une pile de communication avec des pilotes de périphériques pour le matériel de communication. Le noyau est compilé en une seule image binaire et n'est généralement pas modifié après le déploiement, bien qu'il soit possible d'utiliser un chargeur de démarrage (boot loader) spécial pour écraser ou réparer le noyau. Les programmes sont chargés dans le système par le chargeur de programmes,

qui permet comme son nom l'indique de charger/décharger les programmes dans le système en utilisant soit la pile de communication, soit un stockage directement attaché (tel que l'EEPROM).

Contiki est le premier système d'exploitation pour réseaux sans fil qui a assuré la communication IP avec la pile uIP (micro IP) TCP/IP. En 2008, ce système a incorporé l'uIPv6 (micro IPv6), la plus petite pile IPv6 du monde. Ce qui le rend parfaitement adapté pour les environnements de capteurs sans fil. Le système Contiki et ses applications sont développés en langage C. ce qui permet sa portabilité sur plusieurs architectures de microcontrôleurs, dont le MSP430 du Texas Instruments et l'AVR Atmel.

1.6.5.3 MANTIS OS

MANTIS (MultimodAl system for NeTworks of In-situ wireless Sensors) est un système d'exploitation open source embarqué adapté pour les plates-formes de micro-capteurs sans fil. MANTIS est implémenté dans une empreinte RAM légère qui occupe moins de 500 octets de mémoire, cela inclut le noyau, le planificateur (scheduler) et la pile réseau, ce qui fait de lui est un système d'exploitation léger et économe en énergie. Ce système d'exploitation dispose d'un ordonnanceur à faible consommation d'énergie qui met en veille le microcontrôleur lorsque la fonction sleep () est appelée, ce qui réduit la consommation d'énergie. L'une des caractéristiques de conception de ce système d'exploitation est sa flexibilité grâce à son architecture à couches, et à la possibilité de le tester sur des PC, des PDA et sur différentes plates-formes de micro-capteurs. MOS prend en charge également la gestion à distance des capteurs par une reprogrammation dynamique et une connexion à distance, et prend en charge bien d'autres fonctionnalités avancées des systèmes d'exploitation des capteurs comme le prototypage multimodal et les shells distants. Cependant, certaines choses doivent encore être améliorées dans ce système d'exploitation, comme la gestion de la faible consommation d'énergie qui doit être amélioré.

1.6.5.4 LiteOS

LiteOS [84] est un système d'exploitation de type Unix conçu pour les réseaux de capteurs à l'université de l'Illinois à Urbana-Champaign. Les motivations derrière la conception d'un nouveau système d'exploitation pour WSN sont de fournir un système d'exploitation de type Unix pour WSN, de fournir aux developpeurs système un paradigme de programmation familier, un système de fichiers hiérarchique, un support pour la programmation orientée objet sous la forme de LiteC++, et un shell de type Unix. L'empreinte de LiteOS est suffisamment petite pour fonctionner sur des nœuds MicaZ ayant un processeur de 8 MHz, 128 octets de mémoire flash et 4 ko de RAM.

LiteOS suit une architecture modulaire. Il est divisé en trois sous-systèmes : LiteShell, LiteFS et le noyau. LiteShell est un interpréteur de commandes de type Unix. LiteFS est son système de fichiers, il monte tous les nœuds de capteurs voisins sous la forme d'un fichier, monte un réseau de capteurs sous forme de répertoire et liste ensuite tous les nœuds de capteurs à un saut sous forme de fichier. Le troisième composant majeur de LiteOS est le noyau qui est hébergé dans le nœud capteur. Il permet aux développeurs d'enregistrer des gestionnaires d'événements grâce à des fonctions de rappel et fournit un support de synchronisation.

1.7 Conclusion :

Nous avons présenté dans ce premier chapitre une vue d'ensemble sur les réseaux de capteurs corporels sans fil. Etant un cas particulier des réseaux WSN, nous avons mis en évidence les principales différences qui existent entre ces deux types de réseau, il s'agit notamment de l'efficacité énergétique, de la sécurité et des exigences technologiques. Nous avons également abordé quelques aspects généraux dans les WBAN notamment les domaines d'application, les défis qui peuvent être rencontrés lors de leur conception, ainsi que les composants des différents niveaux d'architecture des WBAN et leurs topologies de communication. Nous sommes ensuite allés plus loin dans la description des capteurs corporels sans fil utilisés dans le domaine médical

et leurs exigences fonctionnelles et conceptuelles en raison de leur proximité du corps humain et du type de trafic de données qu'ils supportent. Nous avons ensuite décrit les différents modules qui composent un nœud capteur et le rôle de chacun d'eux. Enfin, nous avons conclu ce chapitre par une présentation des systèmes d'exploitation adoptés dans les capteurs sans fil et leurs caractéristiques.

Chapitre 2 :

Les technologies de communication WBAN : le standard IEEE 802.15.6

Contenu :

2.1 Introduction *58*

2.2 Les technologies de communication pour WBAN *59*

2.2.1 Les technologies Radiofréquence (RF) 59

2.2.2 Les technologies Ultrasonores 67

2.2.3 Les technologies optiques sans fil 67

2.2.4 Autres technologies 68

2.3 Choix de la technologie la plus appropriée *69*

2.4 Spécifications du standard IEEE 802.15.6 ..... *73*

2.4.1 La couche physique du standard IEEE 802.15.6 73

2.4.2 La couche MAC du standard IEEE 802.15.6 83

2.5 Les exigences techniques de la norme IEEE 802.15.6 ..... *88*

2.6 Conclusion *89*

2.1 Introduction :

Nous présentons dans ce chapitre les différentes technologies de communication sans fil pour les WBAN. Ces technologies peuvent être regroupées en trois types (ou classes): technologies radiofréquence (RF), technologies ultrasoniques et technologies optiques sans fil. Les technologies radiofréquence désignent les protocoles et standards de communication qui fonctionnent dans des bandes de fréquence allant de 3 KHz à 300 GHz. On peut trouver

différents standard RF dans cette catégorie, à savoir le Bluetooth (IEEE 802.15.3), le Bluetooth à faible énergie (BLE), le standard Zigbee ou alors le protocole IEEE 802.15.6 spécialement conçu pour les WBAN, etc. les technologies ultrasoniques sont aussi un candidat pour les communications d'implant, elles sont basées sur les ondes ultrasonores, souvent connues par leur propagation dans les milieux solides, fluides, gazeux ou liquides. Les communications optiques sans fil peuvent aussi constituer une alternative aux technologies RF, présentées plus en détail au cours de ce chapitre.

Le choix de la technologie la plus appropriée pour le modèle WBAN décrit dans cette étude est porté sur le standard IEEE 802.15.6 pour plusieurs raisons, dont sa compatibilité avec la plupart des applications médicales. Par conséquent, une description détaillée des couches physique et MAC de ce standard est présentée dans ce chapitre, tout en mettant l'accent sur la bande étroite à 2.4 GHz adoptée dans nos travaux de recherche. Les exigences techniques de la mise en place d'un WBAN basé sur ce même standard sont également présentées.

2.2 Les technologies de communication pour WBAN

Il existe un grand nombre de technologies de communication candidates pour WBAN, qui peuvent être regroupées en trois classes principales [85] :

- **Les technologies Radiofréquence (RF)**
- **Les technologies ultrasonores**
- **Les technologies optiques sans fil**

2.2.1 Les technologies Radiofréquence (RF)

Les réseaux WBAN supportent de nombreuses technologies RF pour communiquer avec la passerelle, comme le Bluetooth [86], Bluetooth à faible énergie (BLE) [87], ZigBee [88], IEEE 802.15.6 [1], et bien d'autres technologies équivalentes. Toutes ces technologies de

communication présentent des propriétés variées et fonctionnent à des fréquences différentes et avec des topologies de réseau différentes. Quant à la communication au-delà du BAN (de la passerelle au serveur), les technologies de communication à longue portée telles que WiMax, LTE et LTE-Advance sont utilisées. Dans cette section, nous nous focalisons uniquement sur les technologies RF candidates pour les réseaux WBAN.

2.2.1.1 IEEE 802.15.3 (Bluetooth)

La technologie Bluetooth [89] est conçue pour les communications à courte portée (entre 10 à 100 m) et à haut débit, elle fonctionne sur 79 canaux de 1 MHz chacun, et opère dans la bande de fréquence de 2,4 GHz. Cette technologie repose sur une topologie réseau en étoile, reliant un nœud maitre et sept nœuds esclaves. Le rôle du nœud maître consiste à fournir des modèles d'horloge et de sauts de fréquence. Bluetooth est une solution intéressante, mais étant donné que cette technologie consomme beaucoup d'énergie, elle ne convient pas aux applications WBAN. De plus, la limitation du Bluetooth impliquant uniquement sept nœuds capteurs esclaves, impose un seuil limite sur le nombre maximum de nœuds à utiliser dans le réseau WBAN.

2.2.1.2 Bluetooth Low Energy

Une variante de la technologie Bluetooth est le Bluetooth Low Energy (BLE) [90], qui a été introduit en tant que choix plus approprié pour les applications WBAN [91] où une faible consommation d'énergie est possible grâce au fonctionnement des nœuds à un rapport cyclique réduit. La technologie BLE renforce l'économie d'énergie [92] et est prévue pour fournir un débit de données allant jusqu'à 1 Mbps. Cependant, un fonctionnement en mode de données continu du BLE consomme autant d'énergie que le Bluetooth classique. Les principaux inconvénients de la technologie BLE sont l'absence de communication à sauts multiples, l'extensibilité limitée et la prise en charge de la topologie en étoile uniquement, ce qui peut constituer un obstacle pour la mise en place de WBAN évolutifs.

2.2.1.3 La technologie Ultra Large Bande

La technologie ultra-large bande (ULB) [93] est une technique de transmission radio très performante, à très faible puissance et à courte portée. Elle est adaptée à la transmission rapide d'information. L'utilisation de cette technologie innovante pour les réseaux personnels (PAN) [94] présente quelques points d'intérêt car elle permet une faible consommation d'énergie (~1mW/Mbps) et un débit d'information plus élevé (jusqu'à 480 Mbps). Ces points forts rendent l'ULB approprié pour quelques applications WBAN à haut débit [95] [96], car celles-ci nécessitent une capacité de transfert de données élevée et une faible consommation d'énergie.

2.2.1.4 Les technologies Zigbee et IEEE 802.15.4

ZigBee [97] est une amélioration du standard IEEE 802.15.4 [98]. Il s'agit d'une technologie très utilisée pour les applications WSN [99] [100] [101] à topologie maillée. Elle prend en charge un débit de données variable allant de 20 Kbps à 250 Kbps. Elle fonctionne sur 16 canaux dans la bande ISM de 2,4 GHz (250 Kbps), sur 10 canaux dans les bandes de 915 MHz (40 Kbps) et sur un canal dans les bandes de 868 MHz (20 Kbps). Comme le montre la figure 2.1 la technologie Zigbee se base sur les couches physiques et MAC de la norme IEEE 802.15.4 et définit des caractéristiques de communication supplémentaires aux niveaux des couches 3 (réseau) et 4 (application) [102]. Ces améliorations comprennent l'authentification, le cryptage pour la sécurité et une capacité d'acheminement et de transmission des données qui permet la création d'une topologie de réseau maillée. Un inconvénient majeur de la technologie ZigBee pour les applications WBAN est dû aux interférences avec la transmission WLAN, en particulier dans la bande 2,45 GHz, où de nombreux systèmes sans fil fonctionnent. Un autre inconvénient est lié à son faible débit de données, qui la rend inappropriée pour les applications WBAN en temps réel, en particulier dans le domaine de la santé.

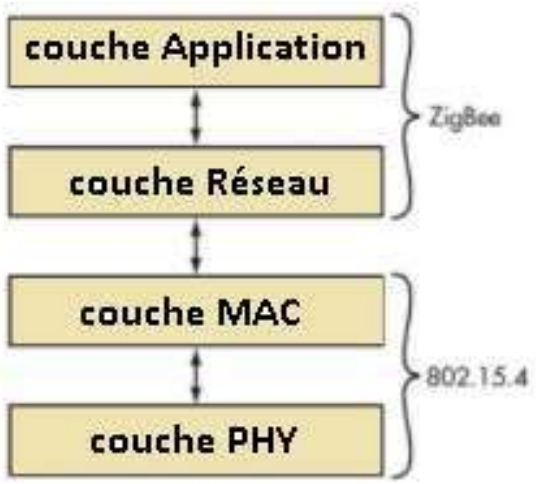


Figure 2.1 *modèle en couche des technologies Zigbee et IEEE 802.15.4*

2.2.1.5 IEEE 802.11ah (Wifi Halow)

La norme IEEE 802.11ah (WiFi HaLow) a été introduite en 2017 pour soutenir l'Internet des objets (IOT) [103] avec une couverture étendue et des exigences de faible consommation d'énergie [104]. Il fonctionne dans les bandes de fréquences inférieures à 1 GHz sans licence et sa bande passante n'est généralement que de 1 ou 2 MHz, alors que dans certains pays, des bandes plus larges, jusqu'à à 16MHz sont également autorisés. Par rapport aux générations du WiFi à haut débit, l'IEEE 802.11ah vise à assurer la connectivité à des milliers d'appareils ayant une couverture allant jusqu'à 1 km mais son débit maximal est d'environ 300 Mbps en utilisant 16 MHz de bande passante.

2.2.1.6 La technologie NB-IOT(NarrowBand- Internet Of Things)

La technologie NB-IoT [105] est également connue sous le nom de LTE Cat-NB1. Cette technologie est une norme prometteuse dans la spécification 3GPP qui a été conçue pour réaliser des communications longue portée à faible consommation d'énergie, afin d'étendre la durée de vie des batteries des capteurs, d'améliorer la couverture du signal et aussi d'accroître la flexibilité du déploiement. En outre, la technologie NB-IoT utilise les infrastructures technologiques cellulaires existantes (telles que les mâts cellulaires), ce qui contribue à réduire son coût de

déploiement. Elle est soutenue par plus de 30 opérateurs de réseaux mobiles dans le monde, qui offrent une couverture de communication pour environ 3,4 milliards d'appareils et sont géographiquement capables de fournir des services pour plus de 90% des cas d'utilisation de l'IOT, tels que les WBAN. NB-IoT pourrait être utilisé dans diverses applications IoT, comme les réseaux sans fil qui comprennent les WSN, les WBAN pour les soins de santé, le suivi et le comptage intelligents, les industries émergentes comme la ville intelligente et l'agriculture intelligente

2.2.1.7 Le standard IEEE 802.15.6

En avril 2010, le groupe de travail IEEE 802.15.6 a créé le premier projet de norme de communication des WBAN optimisée pour les nœuds à faible consommation d'énergie situés sur/à l'intérieur du corps humain pour diverses applications médicales et non médicales. La dernière normalisation des WBAN, la norme IEEE 802.15.6 [1], vise à fournir une norme internationale pour les communications sans fil à faible puissance, à courte portée et extrêmement fiables dans la zone environnante du corps humain, et à prendre en charge une vaste gamme de débits de données allant de 75,9 Kbps à 15,6 Mbps. En outre, la norme utilise différentes bandes de fréquences ; la bande étroite (NB : NarrowBand) utilise 400, 800, 900 MHz et 2,3 et 2,4 GHz, la bande ultra large (ULB) fonctionne entre 3,1-11,2 GHz et la communication avec le corps humain (HBC : Human Body Communication) utilise les fréquences dans la gamme de 10 à 50 MHz qui ne peuvent pas prendre en charge les transmissions de données à haut débit, par exemple la vidéo ou l'audio en continu. Une description détaillée de ce standard est présentée dans la section 2.4.

2.2.1.8 La technologie Ant

ANT [106] est une technologie sans fil propriétaire de faible puissance conçue et développée pour une large gamme d'applications de réseaux de capteurs sans fil (WSN). La technologie ANT est particulièrement adaptée aux nœuds capteurs alimentés par des batteries à faible débit

de données et couvre une gamme de topologies de réseau allant du simple réseau d'égal à égal (peer to peer) aux réseaux maillés complexes. Cette technologie fonctionne dans la bande de fréquences de 2,4 GHz, supporte un débit de données de 1 Mb/s et utilise le protocole TDMA pour résoudre les problèmes d'interférence. Cependant, dans les WBAN la technologie Ant est uniquement adoptée pour les applications médicales on-body.

2.2.1.9 La technologie Zarlink :

Zarlink [107] est un émetteur-récepteur RF de très faible puissance spécialement conçu pour les applications médicales d'implant. Zarlink utilise la détection d'erreurs par contrôle de redondance cyclique (CRC) ainsi que le schéma de correction d'erreurs Reed-Solomon pour fournir une liaison de communication hautement fiable. Il fonctionne dans les bandes MICS (402-405 MHz) et ISM (433-434 MHz) et supporte des débits de données allant jusqu'à 800 kb/s. Zarlink peut fonctionner à la fois dans un implant et dans une station de base. Selon le type de système choisi, les exigences sont différentes, notamment en termes de consommation d'énergie.

2.2.1.10 Sensium :

Sensium [108] est une plateforme sans fil à très faible consommation d'énergie principalement conçue pour fournir des services de santé personnalisés pour des applications de suivi des maladies chroniques. Sensium est capable de fournir une surveillance à très faible puissance des signes vitaux de santé tels que les niveaux de PH, le glucose sanguin et les signaux ECG. Le principal objectif de Sensium est d'être intégré dans un pansement numérique qui sera prescrit par les médecins. Sensium fonctionne dans la bande de fréquences de 900 MHz et supporte un débit de données de 160 kb/s. il est considéré comme l'une des principales technologies sans fil à très faible puissance pour les applications corporelles à faible débit de données.

2.2.1.11 Wavenis :

Wavenis [109] est une architecture de protocole sans fil créée en tant que technologie propriétaire par les systèmes Coronis et promue par l'Open Standard Alliance de Wavenis [110]. Wavenis est spécifiquement conçu pour fournir une solution sans fil à très faible consommation d'énergie et à longue portée pour une vaste gamme d'applications M2M (Machine to Machine) telles que le contrôle des processus industriels, la surveillance de l'environnement et la surveillance des soins de santé. Wavenis opère dans le monde entier dans les bandes ISM de 433 MHz, 868 MHz et 915 MHz. Elle prend en charge différents débits de données de 4,8 kb/s, 19,2 kb/s et 100 kb/s, utilise le schéma de modulation GFSK et fait appel à la technologie FHSS (Frequency-Hopping Spread Spectrum). La couche MAC du protocole Wavenis se compose de deux techniques de transmission : synchrone et asynchrone. Dans le mode de communication synchrone, les nœuds de réseau sont équipés d'une combinaison de schémas d'accès aux canaux CSMA et TDMA. Cependant, les réseaux de communication asynchrone s'appliquent aux applications où la fiabilité joue un rôle important, comme les systèmes de sécurité, et dans ces applications, le mécanisme CSMA/CA est utilisé.

2.2.1.12 BodyLAN

BodyLAN [111] est une plateforme de réseau BAN à très faible consommation d'énergie, à faible coût et d'une grande fiabilité, créée sous la forme d'une technologie propriétaire de FitLinxx. BodyLAN est conçu pour être utilisé dans une grande variété d'applications telles que l'électronique grand public, les appareils d'activité et de bien-être, les appareils médicaux et les équipements de fitness. En termes de consommation d'énergie, BodyLAN offre un taux de consommation d'énergie beaucoup plus faible que les appareils Bluetooth et utilise la technique de modulation GFSK qui empêche les paquets BodyLAN d'entrer en collision avec les paquets 802.11 g. BodyLAN fonctionne dans la bande ISM de 2,4 GHz et supporte des débits de 250 kb/s et 1 Mb/s. En termes de sécurité, BodyLAN crypte les charges utiles de trame et modifie

dynamiquement les algorithmes en fonction des adresses des équipements et des plans de synchronisation.

2.2.1.13 One-NET

ONE-NET [112] est une norme propriétaire à code source ouvert, principalement conçue pour résoudre les problèmes d'un réseau sans fil dans l'environnement domestique. Cette technologie est spécifiquement optimisée pour prendre en charge les applications à longue portée et à faible consommation d'énergie. ONE-NET fonctionne dans différentes gammes de fréquences de 433 MHz, 868 MHz, 915 MHz et 2400 MHz. Il utilise la technique de modulation FSK à large bande et supporte des débits de base et maximum de 38,4 kb/s et 230 kb/s respectivement. La technologie sans fil ONE-NET est spécifiquement optimisée pour une faible consommation d'énergie, comme dans le cas des équipements fonctionnant sur batterie.

2.2.1.14 EnOcean

EnOcean [113] est une technologie brevetée de capteurs sans fil basée sur la récupération d'énergie, conçue pour être appliquée dans une grande variété d'applications telles que l'automatisation les systèmes de contrôle, les transports, la surveillance de l'environnement et la surveillance de la santé. La technologie sans fil EnOcean est spécifiquement optimisée pour fournir des solutions pour des applications à très faible consommation et de récupération d'énergie. Le principal objectif de la technologie de récupération d'énergie d'EnOcean est de dériver l'énergie de l'environnement comme la lumière, le mouvement, la pression et de la transformer en énergie électrique qui peut être utilisée. Récemment, EnOcean a été ratifiée comme nouvelle norme internationale sans fil par la Commission électrotechnique internationale (CEI) sous la référence ISO/IEC 14543-3-10 afin d'accélérer le développement de réseaux de capteurs sans fil à énergie optimisée. La technologie EnOcean fonctionne dans les bandes de fréquences de 315 MHz, 868,3 MHz et 902 MHz. Elle adopte la technique de modulation ASK

(Amplitude-Shift Keying), utilise des paquets de données relativement petits (limités à 14 octets) et supporte des débits de données allant jusqu'à 125 kb/s.

2.2.2 Les technologies Ultrasonores

Les communications par ultrasons sont réalisées par la propagation des ondes acoustiques à l'intérieur du corps humain [114] à des fréquences supérieures à 20 KHz. Elles permettent de compléter ou de remplacer les technologies RF [115] pour les communications d'implants grâce à leur faible atténuation dans les tissus humains. Les émetteurs-récepteurs utilisés pour les communications à ultrasons sont principalement des transducteurs piézoélectriques.

Une nouvelle méthode de communication sans fil qui utilise les ondes sonores ultrasoniques comme support pour les systèmes de santé a été présenté dans [116]. Les auteurs ont analysé la faisabilité des communications ultrason dans les WBAN, et ont montré que les ondes ultrasonores sont réalisables et peuvent être utilisées pour la communication numérique.

2.2.3 Les technologies optiques sans fil

Les communications optiques sans fil (OWC) [117] dans l'infrarouge (IR), les parties visibles ou ultraviolettes du spectre sont une alternative très récente ou un complément potentiel aux technologies RF pour les WBAN médicaux [118] grâce à leur grande immunité contre les interférences externes et à leur sécurité inhérente due au confinement dans des espaces intérieurs. En outre, la puissance d'émission des systèmes OWC n'est pas limitée par les réglementations relatives au Taux d'Absorption Spécifique (SAR) comme pour les systèmes RF homologues. L'intérêt de la technologie optique sans fil a été étudié dans plusieurs ouvrages pour des applications médicales on-body, extra-body et in-body [119].

2.2.4 Autres technologies

2.2.4.1 Rubee

RuBee [120] est considéré comme une alternative à l'identification par radiofréquence (RFID). Il s'agit d'un protocole sans fil actif bidirectionnel qui utilise des signaux magnétiques à ondes longues (et non des signaux RF) pour transmettre et recevoir des paquets de données de 128 octets au sein d'un réseau local. RuBee est basé sur la norme IEEE 1902.1 et est spécifiquement conçu pour fournir une haute sécurité dans des environnements difficiles. Ce protocole fonctionne en basse fréquence, à 131 kHz. Comme le WiFi, le Bluetooth et le ZigBee, RuBee est un protocole à la demande basé sur des paquets mais avec un débit de données plus faible. En outre, la basse fréquence de fonctionnement de RuBee offre un avantage significatif en termes de consommation d'énergie, mais présente un inconvénient majeur qui est la nécessité d'utiliser des antennes de plus grande taille, ce qui fait de cette technologie un candidat probablement inapproprié pour les applications WBAN où la taille de l'antenne joue un rôle important.

2.2.4.2 Insteon

Insteon [121] est une technologie propriétaire de réseau maillé spécialement conçue pour les applications électroniques domestiques et personnelles. Elle utilise à la fois les signaux de radiofréquence (RF) et l'infrastructure de câblage électrique (PLC : PowerLine Communication) existante de la maison pour transmettre des données d'un appareil à l'autre. Insteon est capable d'utiliser des dispositifs uniquement RF, des dispositifs uniquement sur ligne électrique ou peut prendre en charge simultanément les deux types de systèmes de communication. Elle est donc considérée comme l'une des technologies domotiques les plus fiables. Les dispositifs Insteon [122] sont appelés pairs car tous les dispositifs Insteon sont capables de transmettre, de recevoir et de relayer d'autres messages de manière totalement indépendante d'un contrôleur. La portée de communication d'Insteon peut être étendue grâce à une approche à sauts multiples. Dans cette

méthode, un réseau Insteon utilise deux sauts ou plus pour acheminer des informations d'une source à une destination. En outre, dans les applications PLC, Insteon fonctionne à 131,65 kHz et utilise la technique de modulation BPSK (Binary Phase-Shift Keying) ; dans les applications RF, il fonctionne dans la bande ISM (902-924 MHz) et utilise le schéma de modulation FSK (Frequency-Shift Keying). Insteon utilise le schéma de demande de répétition automatique (ARQ : Automatic Repeat Request) pour obtenir une transmission de données fiable sur des canaux de communication peu fiables ou bruités. La technologie Insteon prend en charge des débits de données instantanés de 13,165 kb/s. Elle supporte également un certain nombre de méthodes de cryptage telles que le rolling-code, la clé gérée et la clé publique.

2.2.4.3 La technologie Dash7

Dash7 [123] est un protocole de communication sans fil open source à très faible consommation d'énergie et à longue portée, elle est basée sur la norme ISO/IEC 18000-7 [124] utilisant la technologie RFID active. Cette technologie fonctionne dans la bande de 433 MHz, et prend en charge des débits de données nominaux et maximaux de 28 kb/s et 200 kb/s respectivement. Le Dash7 est capable de couvrir des distances de l'ordre de cent mètres à quelques kilomètres. Les réseaux Dash7 sont particulièrement adaptés aux applications à faible consommation d'énergie où la transmission de données est sporadique et fonctionne beaucoup plus lentement, comme les systèmes de télémétrie. Le Dash7 utilise la technologie BLAST (Bursty, Light, Asynchronous, Stealth, and Transitive) [125], c'est-à-dire que la technologie des réseaux Dash7 est particulièrement adaptée aux applications en mode rafale et en mode léger (la taille des paquets est maximisée à 256 octets) avec communication asynchrone.

2.3 Choix de la technologie la plus appropriée

Il est possible de décider de la technologie radio la plus convenable pour les WBAN en fonction des exigences spécifiques de l'application concernée. Par exemple, la technologie UWB est considérée comme la plus appropriée pour les applications à courte portée (5-10 m) et à

grande vitesse avec des exigences de débit de données élevées (110 - 480 Mbps). Il n'y a aucune restriction quant à la fréquence utilisée, car elle présente les caractéristiques dominantes de débits de données potentiellement élevés et d'une faible consommation d'énergie. D'autre part, la technologie Zarlink est la plus appropriée pour les applications d'implants médicaux nécessitant une basse fréquence et de faibles débits de données. Rubee quant à lui, n'exige pas de communication en visibilité directe pour son fonctionnement, qui est très avantageux par rapport aux autres technologies radio fournies dans ce document. En outre, Rubee présente l'avantage d'une distance de transmission efficace, d'un niveau de sécurité élevé, d'une consommation d'énergie ultra-faible, d'un fonctionnement stable et d'une longue durée de vie de la batterie, ce qui rend son utilisation pratique pour la surveillance des patients, la gestion des stocks, les soins de santé mobiles, le suivi, la gestion des actifs et le déploiement des commandes, des capteurs, des actionneurs et des indicateurs. Cependant son fonctionnement à faible fréquence rend le facteur de forme des antennes Rubee très grand ce qui peut être gênant pour les applications médicales on-body (sur la surface du corps humain). Un inconvénient important de Zigbee (IEEE 802.15.4) pour les applications WBAN est due aux interférences avec les transmissions WLAN, en particulier dans la bande de 2,4 GHz où de nombreux systèmes sans fil fonctionnent. D'autres lacunes de Zigbee sont liées à son faible débit de données (250 Kbps), qui le rend inapproprié pour les applications WBAN à grande échelle et en temps réel. En revanche, le Bluetooth à faible énergie est plus susceptible d'être utilisé pour le déploiement d'appareils à faible puissance autour d'un corps humain en raison de son coût et de sa consommation d'énergie plus faibles (92 nJ/b).D'autre part, Bluetooth est avantageux pour la prise en charge d'applications ayant des débits de données, une couverture de réseau et des besoins en énergie différents et est plus pratique pour les applications à haut débit de données à court terme dans lesquelles deux dispositifs "peer to peer" sont connectés dans une configuration ad hoc, comme entre deux serveurs personnels de deux WBAN ou entre un WBAN et un PC.

Ainsi, les différents environnements opérationnels et les caractéristiques des différentes applications WBAN exigent un choix approprié de la technologie radio sans fil utilisée. Une comparaison des technologies non propriétaires les plus importantes est montrée sur le tableau 2.1.

Tableau 2.1 *comparaison entre différentes technologies non propriétaires candidates pour les WBAN*

Technologie	Fréquence	Portée	Débit	Modulation	Topologie
Bluetooth V.1 802.15.1	2.4 GHz ISM	10-150m (on-body)	780 kbps	GFSK	étoile
Bluetooth V.2 + Enhanced Data Rate (EDR)	2.4 GHz ISM	10-100m (on-body)	3Mbps	GFSK, PSK, 8-DQPSK, π/4 DQPSK	étoile
Bluetooth V.2 + high speed (HS)	2.4 GHz ISM et 5 GHz	10m (on-body)	3-24 Mbps	GFSK	étoile
Bluetooth V4.0 + Low End Extension (LEE)	2.4 GHz ISM	10 m (on-body)	1 Mbps	GFSK	étoile
Zigbee (IEEE 802.15.4)	868 MHz, 915 MHz, 2.4 GHz ISM	10-100m (on-body)	20,40,250 Kbps	O-QPSK, BPSK (+ASK)	Étoile, maillée, arbre-cluster
ULB	3.1-10.6 GHz	5-10 m (on-body)	110-480 Mbps	OFDM, DS-UWB, BPSK, QPSK	étoile
RFID (ISO/ IEC 18000-6)	860 à 960 MHz	1 à 100 m	10 à 100 Kbps	FSK, PSK, ASK	Peer to peer
Sensium	868 MHz, 915 MHz	1-5 m (on-body)	50 Kbps	BFSK	étoile
Zarlink (ZL 70101)	402-405 MHz, 433-434 MHz	2 m (in-body)	200-800 Kbps	2FSK, 4FSK	Peer to peer
Rubee (IEEE 1902.1)	131 KHz	30 m	9.6 Kbps	ASK, BPSK, BMC	Peer to peer
ANT	2.4 GHz ISM	30 m (on-body)	1 Mbps	GFSK	Étoile, maillée, peer to peer, arbre
IEEE 802.15.6	NarrowBand (400,800,900 MHz et 2,3 et 2,4 GHz). ULB(3,1-11,2 GHz). HBC (10-50 MHz)	10 m	75,9 Kbps à 15,6 Mbps	Dépend de la bande de fréquence adoptée	Etoile à un seul saut et à deux sauts

Le modèle de réseau WBAN de notre étude est dédié aux applications on-body de surveillance médicale à distance. De plus, les transmissions de données sont considérées comme de courte portée (6m), et doivent permettre une large gamme de débits de transmission supportant toutes les applications médicales on-body. Pour les technologies non propriétaires que nous avons cités au cours de ce chapitre, la norme IEEE 802.15.6 convient mieux aux exigences de notre application. Nous discuterons cette norme plus en détail dans ce qui suit.

2.4 Spécifications du standard IEEE 802.15.6

En novembre 2007, l'organisme de standardisation mondial IEEE a créé le standard IEEE 802.15 Task Group 6 pour les équipements à faible puissance fonctionnant sur, dans ou à proximité du corps humain[126]. Ainsi, pour couvrir un grand nombre d'applications médicales [37] et non médicales dans les WBAN, ce standard a défini trois couches physiques sélectionnées selon le type d'application considérée. On parle ici de la couche physique à bande étroite (NarrowBand : NB), la couche ultra large bande (Ultra Wide Band : UWB) et la couche des communications du corps humain (Human Body Communication : HBC) présentées plus en détail dans ce chapitre. La norme adopte également une couche MAC (Medium Access Control) sophistiquée [5], qui utilise plusieurs modes d'accès au canal, tout en facilitant l'opération de contrôle pour le système en entier.

Nous présentons dans cette section une description détaillée des couches physique et MAC du standard IEEE 802.15.6, tout en mettant l'accent sur la bande étroite à 2.4 GHz comme étant la bande de fréquence adoptée dans ce travail. Nous présentons également les exigences techniques de la mise en place d'un WBAN basé sur ce même standard.

2.4.1 La couche physique du standard IEEE 802.15.6

Dans la norme IEEE 802.15.6 On distingue trois couches physiques différentes: la couche physique à bande étroite (NB) [127], la couche physique ultra large bande (UWB) et la couche

physique des communications du corps humain (HBC) [128], une description détaillée de ces trois couches physiques [129] est présentée dans ce qui suit :

2.4.1.1 La couche physique à bande étroite (NB)

2.4.1.1.1 Structure de la trame

La couche physique à bande étroite s'occupe de l'activation et la désactivation des nœuds, la transmission et la réception des données sur le canal, et l'évaluation de l'occupation ou non du medium, connue par l'opération du Clear Channel Assessment (CCA) [130] [131] [132].

L'Unité de données du protocole physique (PPDU) de la couche NB se constitue d'un préambule PLCP (Physical Layer Convergence Procedure), un en-tête PLCP et une unité de données de services phy PSDU (Physical Service Data Unit) [133] qui contient les données utiles à transmettre. La structure de trame PPDU est représentée plus en détail sur la figure 2.2.

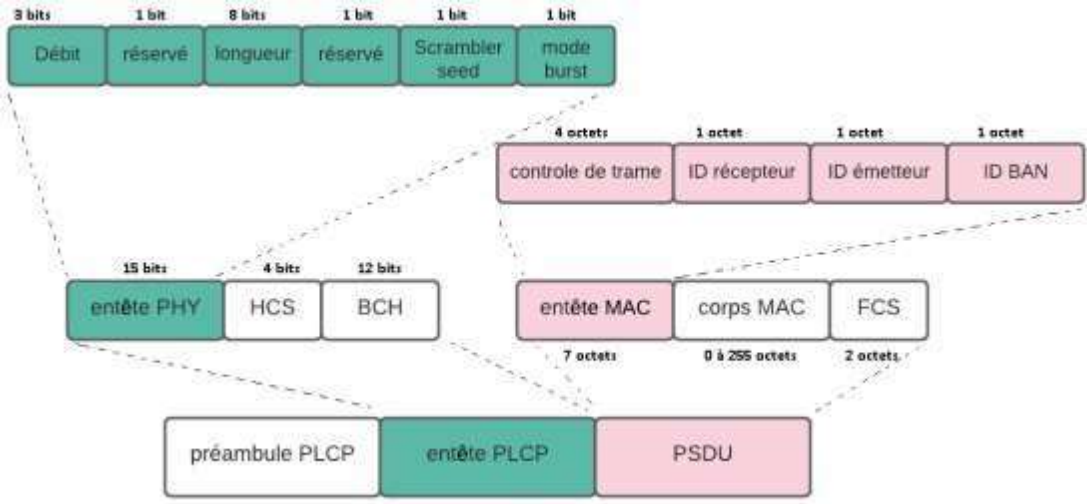


Figure 2.2 *structure de la trame PPDU de la couche PHY NarrowBand*

Comme le montre la figure, la trame PPDU dans la couche NB est composée de :

- **Préambule PLCP :** s'occupe de la synchronisation temporelle au niveau du récepteur, la récupération de l'offset de la porteuse et fournit les données nécessaires à l'opération de décodage au niveau de celui-ci.

- **Entête PLCP :** permet essentiellement de transmettre les paramètres physiques au récepteur notamment : le débit de transmission et la longueur de la charge utile du trafic, ainsi que d'appliquer une séquence de contrôle d'entête (Header Check Sequence : HCS), et de contrôle de parité avec le code Bose Chaudhuri Hocquenghem (BCH) sur l'entête physique. L'entête PLCP est transmis juste après la transmission du préambule. Par la suite, l'émetteur change le débit de transmission et le fait correspondre à celui spécifié par l'entête physique pour transmettre le PSDU.

- **Le PSDU :** est une concaténation d'un entête MAC, un corps de trame MAC dont la taille peut varier de 0 à 255 octets, et d'un champ de contrôle de trame (Frame Check Sequence : FCS) pour le contrôle d'intégrité.

2.4.1.1.2 Bandes de fréquence

La bande étroite du standard IEEE 802.15.6 [134] englobe un ensemble de bandes de fréquences définies dans le tableau 2.2 qui décrit également la bande passante des canaux qui y sont associés.

Tableau 2.2 *les bandes de fréquence de la bande étroite*

Les communications en bande étroite	
Bande de fréquence	Bande passante
402-405 MHz	300 kHz
863-870 MHz	400 kHz
950-956 MHz	400 kHz
2400-2483.5 MHz	1 MHz
420-450 MHz	300 kHz
902-928 MHz	500 kHz
2360-2400 MHz	1 MHz

2.4.1.1.3 Spécifications de la bande étroite à 2.4 GHz

La couche NB du standard IEEE 802.15.6 supporte la transmission de données dans une multitude de bandes de fréquence, résumées dans le tableau 2.3 et adopte différents schémas de

modulation et différents débits de données allant de 75.9kbps à 971.4 kbps. Parmi ces bandes on distingue la bande de 2.4 GHz dont la plage de fréquences s'étend de 2400 à 2483.5MHz.

Tableau 2.3 *caractéristiques des bandes de fréquence de la bande étroite*

Bandes de fréquences (MHz)	Description	Schéma de modulation		Débits d'information (kbps)	Débit de code (k/n)		Facteur d'étalement (S)		Débit de symbole (Ksps)
		Préambule et entête PLCP	**PSDU**		**Entête PLCP**	**PSDU**	**Entête PLCP**	**PSDU**	
402-405	Medical Implant Communication Service (MICS) : Pour les communications d'implants	DBPSK	DBPSK DQPSK	75.9 151.8 303.6 455.4	19/31	51/63	2	2 ou 1	187.5
420-450	Wireless Medical Telemetry Services (WMTS) utilisée dans les systèmes de télémétrie médicale (japon).	GMSK	GMSK	75.9 151.8 187.5	19/31	51/63	2	2 ou 1	187.5
863-870 902-928 950-958	WMTS (Europe) ISM (North America/ Australia/New Zealand)	DBPSK	DBPSK DQPSK D8PSK	101.2 202.4 404.8 607.2	19/31	51/63	2	2 ou 1	250
2360-2400 2400-2483.5	ISM (bande mondiale)	DBPSK	DBPS DQPS	121.4 242.9 485.7 971.4	19/31	51/63	4	4/2/1	600

2.4.1.1.3.1 Avantages de la bande étroite à 2.4 GHz par rapport aux autres bandes

La bande étroite à 2.4 GHz est souvent préférée des autres en raison de sa disponibilité mondiale[135]. Elle est également la bande la plus mature [127] offrant ainsi une bande passante plus large. De plus, cette bande se base sur des composants PHY bien connus, qui sont déjà largement utilisés en WiFi et en Bluetooth [136], et se caractérise par l'adoption d'antennes de petite taille [137], ce qui la rend parfaitement adaptée pour la plupart des applications on-body. Toutes ces caractéristiques font de la bande ISM de 2.4 GHz du standard IEEE 802.15.6 la bande la plus utilisée.

2.4.1.1.3.2 Les schémas de modulation de la bande étroite à 2.4 GHz

Selon les spécifications du standard IEEE 802.15.6 [1] [126] [138], la bande étroite à 2.4 GHz propose deux schémas de modulation. Il s'agit de la modulation différentielle en quadrature de phase (DQPSK) et la modulation différentielle à phase binaire (DBPSK). De ce fait l'information binaire (données utiles de la supertrame) est modulée par l'une des deux modulations différentielles de phase suivantes : π/2-DBPSK ou π/4-DQPSK [139] [140], qui permettent d'encoder les données à transmettre dans la phase du signal de référence. Ces modulations différentielles offrent l'avantage de la compatibilité avec les récepteurs non cohérents.

La modulation π/2-DBPSK utilise deux phases relatives pour encoder les données [141] (+π/2 et –π/2). Des symboles d'un bit sont donc transmis dans les deux phases de la même porteuse (Asin(2πft)) mais séparées par 180°, de la manière suivante :

- Pour un bit 0 ➔ □(□) = □□□□(2□□□ + 90°)
- Pour un bit 1 ➔ □(□) = □□□□(2□□□ − 90°)

En ce qui concerne la modulation π/4-DQPSK, elle permet d'encoder deux bits par symbole en utilisant 4 phases décalées de π/4. De plus, on a toujours un déphasage même lorsque les symboles adjacents sont exactement les mêmes. Il en résulte les 8 signaux suivants :

- Pour le symbole 00 : S(t) = Asin (2 πft) ou Asin(2 πft+45)
- Pour le symbole 01 : S(t) = Asin (2 πft+90) ou Asin(2 πft+135)
- Pour le symbole 10 : S(t) = Asin (2πft+180) ou Asin(2 πft+225)
- Pour le symbole 11 : S(t) = Asin (2πft+270) ou Asin(2 πft+315)

2.4.1.1.3.3 Problème d'interférences connu dans la bande étroite à 2.4GHz

Un réseau WBAN peut se retrouver dans des environnements où coexistent plusieurs autres WBAN [142] ou autres technologies de réseaux sans fil fonctionnant dans la bande 2.4 GHz (wifi, bluetooth, zigbee…), ce qui pose le problème des interférences. De ce fait, un WBAN peut affronter deux types d'interférences : Les interférences intra-BAN, et les interférences inter-BAN [143] [144]. Pour le premier type, les interférences se produisent entre nœuds du même BAN. Cependant on peut facilement éviter ce type d'interférence par l'utilisation de plusieurs mécanismes dont l'accès au canal à division du temps communément connu par le protocole TDMA [145] [146]. Quant au deuxième type, les interférences sont causées par la présence des réseaux WBAN adjacents [147] , comme montré sur la figure 2.3, ou d'autres technologies sans fils fonctionnant dans la même bande de fréquence, notamment la bande de l'ISM 2.4 GHz, comme l'illustre la figure 2.4. Il est donc nécessaire de tenir compte de l'atténuation des interférences dans la conception des réseaux WBAN.

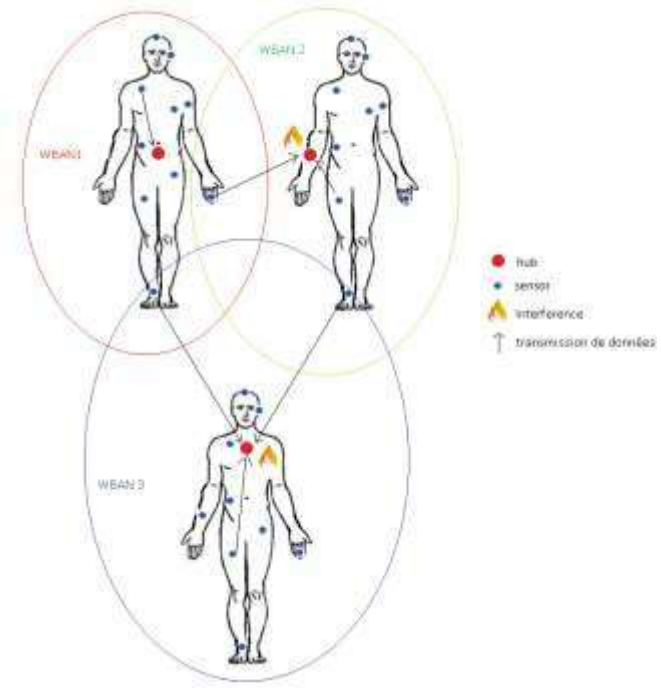


Figure 2.3 *les interférences mutuelles dans les WBAN*

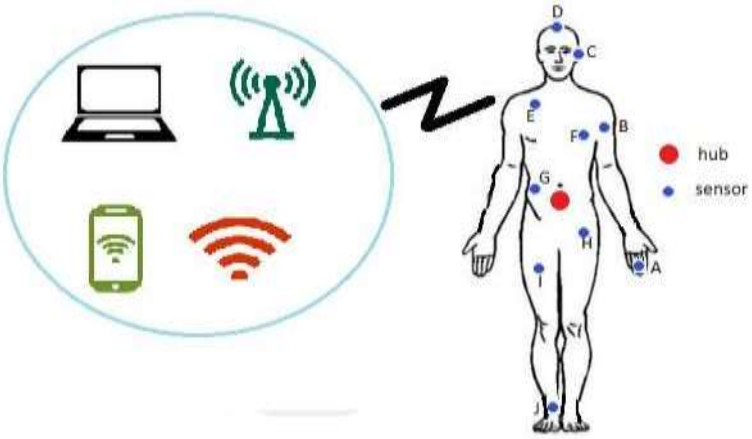


Figure 2.4 *les interférences croisées dans les WBAN*

2.4.1.2 La couche physique Ultra Large Bande (UWB) :

L'unité de données PPDU de la couche PHY UWB [148] se compose d'un entête de synchronisation (Synchronization Header : SHR), d'un entête physique (Physical Header : PHR) et d'un PSDU dont le contenu change selon le mode utilisé. On distingue ainsi deux modes de fonctionnement dans la couche physique ultra large bande, un mode par défaut, et un mode de qualité de service élevée. Dans le mode de fonctionnement par défaut, dédié aux applications

médicales et non médicales, le PSDU est formé de la concaténation de l'unité de données du protocole MAC (MPDU) et des bits de contrôle de parité du code BCH. Tandis que dans le mode de qualité de service élevée, étant dédié aux applications médicales hautement prioritaires, le PSDU est constitué soit des MPDU soit des bits de parité BCH. La structure de trame dans la couche physique à ultra large bande est montrée sur la figure 2.5.

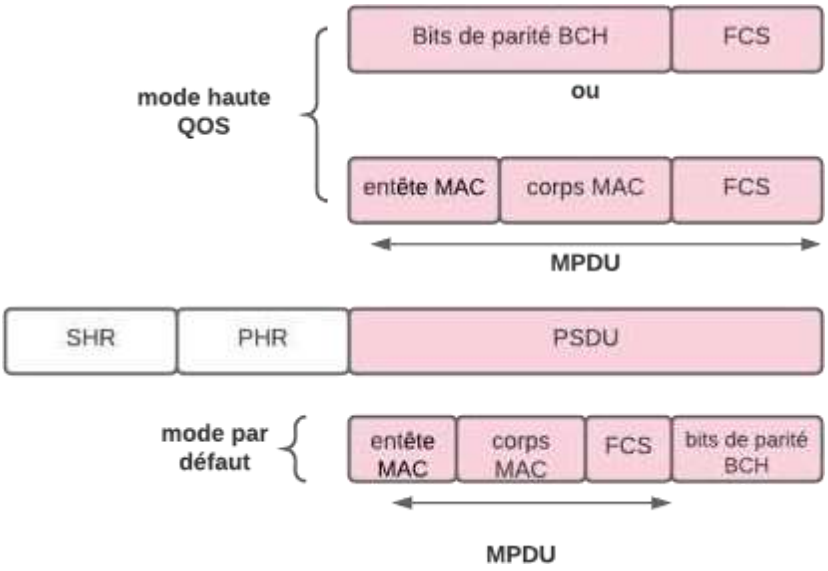


Figure 2.5 *structure de l'unité de données dans la couche UWB*

La couche PHY ultra large bande se caractérise par une faible complexité d'implémentation, elle offre la transmission de données dans des bandes de fréquences dites bandes hautes et basses. Chacune de ces bandes est divisée en un certain nombre de canaux d'une bande passante de 499,2 MHz. Comme mentionné sur le tableau 2.4 la bande basse est constituée de trois canaux, tandis que la bande haute se compose de huit canaux qui peuvent être numérotés de 4 à 11. Les canaux 1 et 6 dont les fréquences centrales sont 3993,6 MHz et 7987,2 MHz respectivement, sont considérés comme des canaux obligatoires, tandis que les autres canaux sont conservés facultatifs. Ainsi, Un équipement qui fonctionne en ultra large bande devrait supporter au moins l'un de ces canaux obligatoires.

Tableau 2.4 *les bandes de fréquences associées à la couche UWB*

La bande de fréquence	Numéro de canal	Fréquence centrale (MHz)	Bande passante (MHz)
Les bandes basses	0	3494.4	499.2
	1	3993.6	499.2
	2	4492.8	499.2
Les bandes hautes	3	6489.6	499.2
	4	6988.8	499.2
	5	7488.0	499.2
	6	7987.2	499.2
	7	8486.4	499.2
	8	8985.6	499.2
	9	9484.8	499.2
	10	9984.0	499.2

2.4.1.3 La couche HBC (Human Body Communications)

La communication dans la couche physique HBC se fait autour d'une fréquence de 21 Mhz. Dans cette couche le corps humain est considéré lui-même comme médium de propagation. Comme indiqué sur la figure 2.6, Le préambule PLCP, le délimiteur de début de trame (Starting Frame Delimitter : SFD), l'entête PLCP et le PSDU constituent la structure de trame de la couche PHY HBC. Les données à transmettre sont donc réparties dans le domaine fréquentiel en utilisant des codes d'étalement sélectifs en fréquence ; Cette méthodologie est appelée système de transmission numérique sélective en fréquence (FSDT) [149].

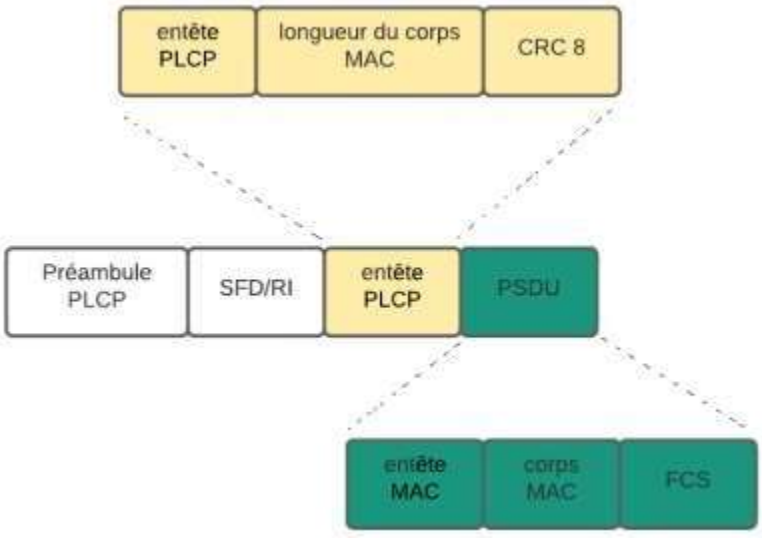


Figure 2.6 *structure de paquet HBC*

Les bandes de fréquences associées à la couche HBC sont présentées sur le tableau 2.5.

Tableau 2.5 *les fréquences associées à la couche HBC*

Les bandes de fréquences	Bande passante
16 MHz	4 MHz
27 MHz	4 MHz

2.4.2 La couche MAC du standard IEEE 802.15.6

2.4.2.1 Structure de la trame MAC

Comme le montre la figure 2.7, la trame MAC du standard IEEE 802.15.6 se constitue de :

- **Un entête MAC :** qui se compose d'une trame de contrôle sur 4 octets, un identifiant du destinataire sur 1 octet, un identifiant de l'expéditeur sur 1 octet et un identifiant du BAN sur 1 octet.
- **Un corps de trame MAC** : dont la taille varie de 0 à 255 octets
- **Une séquence de contrôle de trame** : codée sur 2 octets.

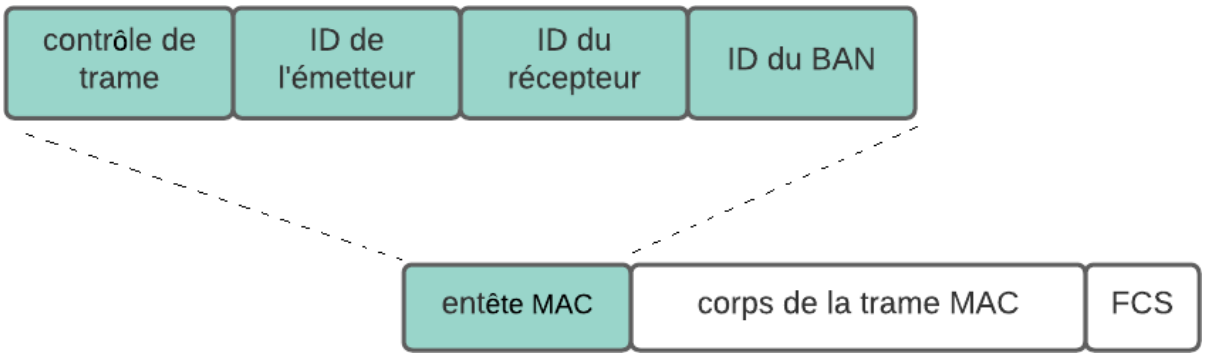


Figure 2.7 *structure de la trame MAC du standard IEEE 802.15.6*

2.4.2.2 Les modes de fonctionnement :

Pour assurer des allocations de ressources référencées dans le temps, le nœud coordinateur (hub) du réseau WBAN doit subdiviser temporellement son canal de transmission en un ensemble de *supertrames* délimitées ou non par des balises (beacons). La supertrame est

transmise par le nœud coordinateur pour faciliter la gestion du réseau, telle que la coordination de l'accès au support, la gestion des ressources énergétiques des nœuds ou la facilité de synchronisation d'horloge du réseau WBAN. Cependant, dans certains cas, le nœud coordinateur peut ne pas avoir besoin de référencer dans le temps ses allocations de ressources aux autres nœuds-capteurs du réseau et peut alors fonctionner sans avoir recours à une base de temps, et la supertrame peut ainsi être utilisée sans délimitation (sans ajout de beacon). Par conséquent, trois modes d'accès au canal sont assurés et gérés par le standard IEEE 802.15.6 au niveau de la couche MAC d'un réseau WBAN :

- **Le mode beacon avec limites de supertrame.**
- **Le mode non beacon avec limites de supertrame.**
- **Le mode non beacon sans limites de supertrame**

2.4.2.2.1 Mode Beacon avec limites de supertrame

Dans ce mode [150], le coordinateur transmet un beacon (période de balise) lors de l'émission d'une supertrame active. Cette supertrame est à son tour subdivisée en plusieurs phases d'accès : des phases d'accès exclusifs (EAP1 et EAP2), des phases d'accès aléatoires (RAP1 et RAP2), des phases d'accès type I/II, et une phase d'accès par contention, comme le montre la figure 2.8. Les phases d'accès exclusifs sont adoptées dans le cas d'un trafic urgent, ce sont les phases d'accès qui sont utilisées lorsque les données à transmettre sont d'une priorité élevée. Cependant, les phases d'accès aléatoires et à contention (RAP1, RAP2 et CAP) sont utilisées pour envoyer un trafic normal où il n'y a pas de conditions critiques d'urgence [151].

La phase d'accès de Type-I/II est utilisée pour les allocations bi-lien planifiées et non planifiées, les allocations planifiées des liaisons montantes et descendantes, et les allocations Polled et Posted de type I (non type II). La longueur des allocations type I et type II est définie

en termes de temps de transmission et en nombre de trames, respectivement. Dans les phases d'accès de Type I / II, le polling est utilisé pour l'allocation des ressources. Selon les exigences de l'application, le coordinateur peut désactiver l'une de ces périodes.[152]

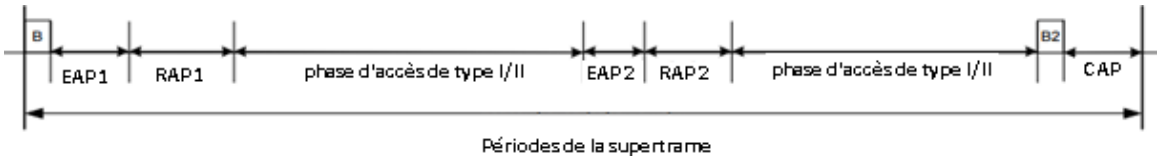


Figure 2.8 *mode beacon avec les limites de la supertrame.*

2.4.2.2.2 Mode non-beacon avec limites de la supertrame

Dans ce mode, le coordinateur peut avoir une supertrame une seule fois dans la phase d'accès de type I ou II [153], comme le montre la figure 2.9.

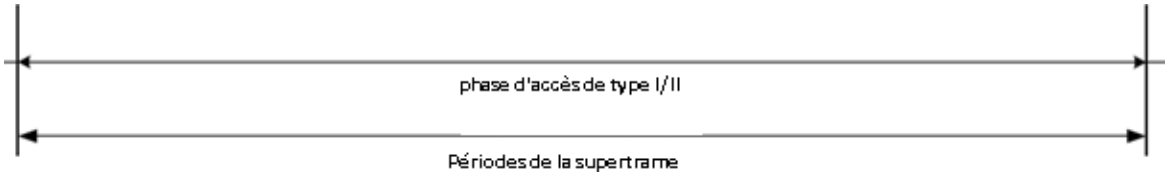


Figure 2.9 *mode non-beacon avec les frontières de la supertrame [1]*

2.4.2.2.3 Mode non-beacon sans limites de la supertrame

Dans ce mode, il n'y a pas de limites de supertrame. Le coordinateur peut fournir uniquement des allocations polled ou posted non planifiées de type II, ou une combinaison des deux. Ceci est montré dans la figure 2.10 :

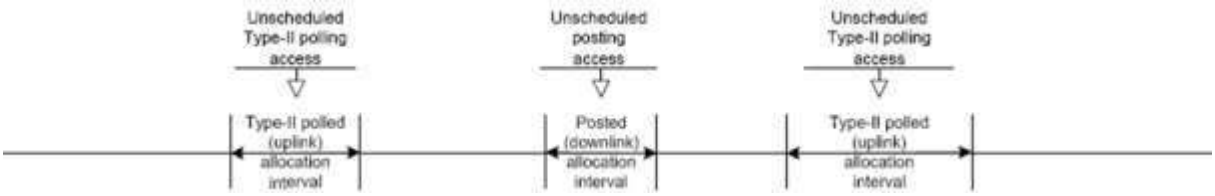


Figure 2.10 *mode non-beacon sans les frontières de la supertrame [42]*

2.4.2.3 Les mécanismes d'accès du standard IEEE 802.15.6

Les mécanismes d'accès utilisés dans les supertrames sont divisés en trois catégories : Mécanisme d'accès aléatoire, qui utilise soit CSMA / CA [154], soit le Slotted ALOHA [155], mécanisme d'accès improvisé et non planifié (sans connexion sans accès à contention), qui utilise des polling et posting non planifiés pour l'allocation de ressources, et un mécanisme d'accès planifié qui programme l'allocation de ressources qu'on appelle 1-periodic ou m-periodic.

2.4.2.3.1 Mécanismes d'accès aléatoire

Les allocations dans les phases d'accès exclusif, les phases d'accès aléatoire et la phase d'accès à contention sont plus restreintes et les méthodes d'accès qui sont utilisées dans ces phases sont CSMA/CA pour la couche physique à bande étroite et SLOTTED ALOHA pour la couche physique ultra large bande que nous décrivons dans ce qui suit.

2.4.2.3.1.1 CSMA/CA

Le protocole d'accès au canal CSMA/CA utilise un compteur back-off et une fenêtre de contention (CW) pour obtenir une nouvelle allocation. Le nœud a donc le privilège d'initier, utiliser, modifier, annuler ou de mettre fin à une allocation à contention. Dans ce mécanisme d'accès, le nœud capteur initialise son compteur à une valeur entière aléatoire entre 1 et une fenêtre de contention (CW). La valeur de CW dépend des priorités d'utilisateurs (UP) et varie entre CWmin et CWmax. Puis le compteur se décrémente constamment jusqu'à ce qu'un slot CSMA soit égal à pCSMASlotLength. Lorsque le compteur atteint zéro, les données sont transmises. Dans le cas où le compteur atteint CWmax (la priorité la plus élevée), le CW sera doublé et le canal sera occupé.

2.4.2.3.1.2 Slotted ALOHA

Ce mécanisme d'accès utilise la probabilité de contention. Un nœud obtient une nouvelle allocation à contention dans un slot Aloha en fonction de cette probabilité. Le nœud a les mêmes privilèges que ceux du mécanisme CSMA / CA.

Dans les mécanismes d'accès aléatoire on se base dans l'accès au canal sur les priorités prédéfinies d'utilisateur, comme montré dans le tableau 2.6 [156]:

Tableau 2.6 *les fenêtres de contention et de priorité des protocoles Slotted ALOHA et CSMA/CA.*

Priorités de l'utilisateur (UP)	CSMA/CA		Slotted ALOHA	
	CWmax	**CWmin**	**CPmax**	**CPmin**
0	64	16	1/8	1/16
1	32	16	1/8	3/32
2	32	8	1/4	3/32
3	16	8	1/4	1/8
4	16	4	3/8	1/8
5	8	4	3/8	3/16
6	8	2	1/2	3/16
7	4	1	1	¼

2.4.2.3.2 Mécanismes d'accès improvisé et non planifié

Le coordinateur peut utiliser un accès improvisé pour envoyer des commandes de polling ou posting sans pré réservation ou préavis dans les modes beacon ou non-beacon avec des frontières de la supertrame [37]. Ces commandes sont utilisées pour initier les transactions d'une ou plusieurs trames de données par les nœuds ou le concentrateur en dehors de l'intervalle d'allocation planifié. Les polls sont utilisés pour accorder une allocation polled type I ou type II pour les nœuds, tandis que les posts sont utilisés pour envoyer des trames de gestion (informations du réseau).

2.4.2.3.3 Mécanismes d'accès planifié et polling planifié

Le mécanisme d'accès planifié est utilisé pour obtenir des allocations planifiées pour les liaisons ascendantes, les liaisons descendantes, et les liaisons bi-lien. En outre, le polling planifié est utilisé pour les allocations polled (ex : requête de données du coordinateur) et posted (ex :

instruction du coordinateur). Ces allocations peuvent être 1-périodique ou m périodique. Toutefois, aucune de ces allocations ne sont admises simultanément dans un seul WBAN. Les nœuds considèrent les périodes de supertrame (avec allocation d'intervalle) comme des périodes de réveil.

2.5 Les exigences techniques de la norme IEEE 802.15.6

Pour implémenter un réseau WBAN conforme à la norme IEEE 802.15.6, nous devons tenir compte de plusieurs exigences rappelées ci-dessous[27] :

- **Débits (bit rate) :** les communications inter-capteurs au sein des réseaux WBAN doivent s'effectuer avec des débits allant de 10 kbps à 10 Mbps.

- **PER :** Pour la majorité (~ 95%) des liens les plus performants, le taux d'erreur de paquet (PER) doit demeurer en deçà de 10% pour une charge utile de référence de 256 octets.

- **Facilité d'intégration et de suppression des nœuds :** L'ajout, la suppression ou le remplacement des nœuds du réseau WBAN doit s'opérer aisément et en moins de 3 secondes environ.

- **Nombre maximal des nœuds :** la taille d'un réseau WBAN ne doit excéder 256 nœuds.

- **Fiabilité des communications au sein du réseau WBAN, en cas de mobilité :** les performances d'un réseau WBAN ne doivent pas subir de dégradations, au point de causer des pertes de données, en cas de mobilité du patient équipé d'un réseau WBAN. Le port du réseau WBAN par le patient ne doit pas non plus causer la moindre gêne pour ce dernier au cours de sa mobilité.

- **Latence et gigue (jitter) :** la latence et la gigue sont deux métriques essentielles à l'évaluation du bon fonctionnement d'un réseau WBAN. La latence ne doit pas dépasser 125 ms dans les applications médicales et 250 ms dans les applications non médicales. En ce qui concerne la gigue, elle doit être inférieure à 50 ms.

- **Les réseaux WBAN on-body et in-body devraient pouvoir coexister.**

- **La coexistence entre BAN adjacents :** jusqu'à 10 réseaux BAN doivent pouvoir être capables de coexister dans un espace de 6m3 environ.

- **Puissance de transmission :** Tous les neuds-capteurs du réseau WBAN doivent pouvoir assurer une puissance de transmission bornée dans l'intervalle [-10 dBm, 0 dBm].

- **TAS :** Selon le FCC (Federal Communications Commissions), le Taux d'Absorption Spécifique (TAS) est de 1,6 W/kg dans 1 g de tissu corporel.

- **Coexistence croisée de réseaux hétérogènes :** les réseaux WBAN doivent pouvoir assurer des performances fonctionnelles acceptables dans un environnement de cohabitation hétérogène avec d'autres technologies de réseaux sans fil (wifi, IEEE 802.15.14, etc.).

- **La gestion de la qualité de service (QoS)** doit pouvoir assurer des fonctionnalités de sécurité et de priorité pour les services dans un réseau WBAN.

2.6 Conclusion :

Dans ce chapitre nous avons présenté une étude détaillée qui met en évidence et compare l'ensemble des technologies de communication RF, ultrasonores et optiques, candidates pour les réseaux de capteurs corporels sans fil. Les caractéristiques techniques et opérationnelles de

chacune de ces technologies, permettent de faire le choix sur la norme sans fil convenable pour le type d'application considéré. Le choix de la technologie radio à adopter pour notre modèle WBAN est porté sur la norme IEEE 802.15.6 pour plusieurs raisons, portant notamment sur la faible consommation d'énergie, l'évolutivité du standard et la large gamme de débit de transmission proposée. Une description détaillée de ce standard a été présentée également dans ce chapitre, tout en mettant l'accent sur la bande étroite à 2.4 GHz, bande de choix pour nos travaux de recherche en raison de l'universalité de son usage, de sa maturité, et de la disponibilité de ses équipements sur le marché. Les exigences techniques de mise en place d'un réseau WBAN basé sur la norme IEEE 802.15.6 ont également été présentées en détail dans ce chapitre.

Chapitre 3 :

Les applications médicales on-body : puissance de transmission et schémas de modulation

Contenu :

3.1 Introduction *91*

3.2 Présentation du modèle WBAN d'étude *93*

3.2.1 Topologie réseau et positionnement des nœuds 93

3.2.2 Les modèles de canaux de communication on-body : état de l'art 94

3.2.3 Configuration de la couche physique 101

3.2.4 Configuration de la couche MAC 105

3.2.5 Le modèle d'énergie adopté 106

3.3 Les applications médicales ciblées *109*

3.4 Description du simulateur Castalia (3.3) *111*

3.5 Scénarios de simulation *113*

3.6 Effets de la puissance de transmission et des schémas de modulation *114*

3.6.1 Taux de perte de paquets (PLR) 114

3.6.2 Throughput 117

3.6.3 Le temps de latence. 119

3.6.4 La consommation d'énergie 123

3.7 Discussion et synthèse *123*

3.8 Conclusion *128*

3.1 Introduction :

Après avoir abordé les différentes spécifications du standard IEEE 802.15.6 dans le chapitre précédent, nous présentons dans ce chapitre le modèle WBAN adopté pour cette étude, composé

de dix nœuds capteurs corporels qui transmettent les signes physiologiques collectées du patient à nœud capteur central : le coordinateur. Le modèle WBAN proposé, à onze nœuds capteurs, fonctionne dans la bande étroite à 2.4 GHz et adopte une topologie réseau en étoile à un seul saut et où la transmission des données se fait directement entre le capteur et le coordinateur sans passer par des nœuds de relais intermédiaires. La modélisation de canal de transmission est une question très importante avant toute conception de solution basée sur les réseaux WBAN, en raison de la différence des caractéristiques de propagation sur le corps humain par rapport à l'espace libre. Ceci nous conduit à présenter dans ce chapitre un état de l'art sur les modèles de canal on-body les plus importants, en mettant l'accent sur ceux proposés par le standard IEEE 802.15.6. Nous décrivons également la configuration de base adoptée pour les couches physique et MAC, ainsi que le modèle d'énergie utilisé par les nœuds du réseau WBAN étudié. Nous présentons aussi les applications médicales on-body ciblées par le modèle WBAN proposé.

Selon les spécifications du standard IEEE 802.15.6 [1][126][138], la bande étroite à 2.4 GHz propose deux schémas de modulation. Il s'agit de la modulation différentielle en quadrature de phase (DQPSK) et de la modulation différentielle à phase binaire (DBPSK). Selon cette même norme, les nœuds capteurs dans un WBAN doivent être capables de transmettre leurs données avec une puissance allant de -10 dBm (0,1 mW) à 0 dBm (1mW) [27] afin de ne pas dépasser le taux d'absorption spécifique par le corps humain qui est de 1,6W/kg dans 1g de tissu corporel. Or, le choix de l'une de ces deux modulations ainsi que le niveau adéquat de puissance de transmission des nœuds est important dans les applications médicales visées. Ce qui nous conduit à étudier, également dans ce chapitre, l'adéquation des modulations DBPSK et DQPSK, ainsi que des puissances de transmission de la bande étroite à 2.4 GHz, avec les exigences des applications médicales on-body basées sur la norme IEEE 802.15.6, que nous avons classé précédemment en : applications médicales à bas débit, à débit moyen et à haut débit, en termes du taux de perte de paquets PLR (Packet Loss Rate), de taux de paquets reçus (throughput) et du

temps de latence. Les simulations relatives à cette étude ont été menées par le simulateur Castalia 3.3 qui se base sur la plateforme Omnet++, que nous présenterons plus en détail au cours de chapitre.

3.2 Présentation du modèle WBAN d'étude

3.2.1 Topologie réseau et positionnement des nœuds

Les nœuds dans un réseau WBAN peuvent être disposés selon différentes topologies réseau, comme nous l'avons mentionné en chapitre 1. Le choix de la topologie la plus convenable est important, en raison de son impact direct sur les performances du réseau WBAN en termes de consommation d'énergie, de sa capacité à gérer l'hétérogénéité du trafic et de sa robustesse contre les pannes [5]. A cette issue, la plupart des chercheurs supposent qu'une topologie en étoile à un seul saut, où les nœuds capteurs transmettent directement leurs données au coordinateur sans avoir recours à des relais, est la meilleure solution [5].

Le modèle de réseau WBAN choisi pour notre étude est illustré en figure 3.1, il opère dans la couche NB à 2.45 GHz, et il est composé de onze nœuds capteurs, dont un coordinateur (ou hub) situé au centre du ventre du sujet porteur de ce réseau WBAN. Comme le montre la figure 3.1, les onze capteurs sont distribués sur le corps du patient selon une topologie réseau en étoile avec un seul saut (un seul coordinateur), où les trames de communication sont transmises directement entre le coordinateur et chacun des dix autres capteurs, sans devoir passer par d'autres relais. Le choix des positions des différents nœuds est conduit par le besoin de surveiller la plupart des signes physiologiques vitaux (température, pression artérielle, oxymétrie de pouls, ECG, EEG…) décrits dans les applications médicales on-body des WBAN pour la norme IEEE 802.15.6 [157][158]. Cette surveillance est effectuée au moyen de prélèvements réguliers et programmés de ces paramètres physiologiques (Tableau 3.9). Nous avons classé ces applications médicales on-body dans le tableau 3.9 en trois catégories : applications médicales à bas débits,

à moyens débits et à hauts débits. Les exigences techniques de ces applications sont traitées et présentées au cours de ce chapitre [159], [160] et [161].

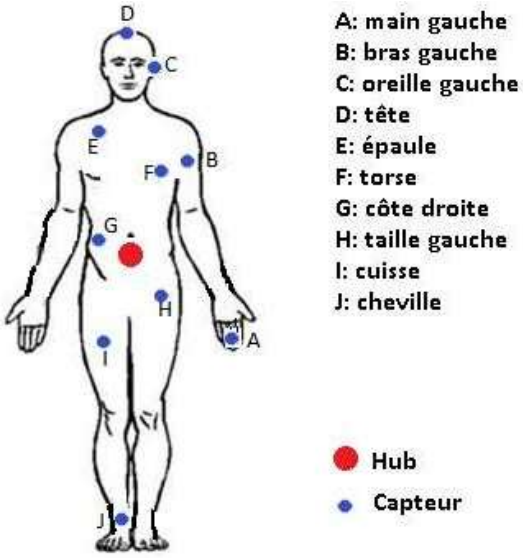


Figure 3.1 *le modèle WBAN à onze capteurs*

3.2.2 Les modèles de canaux de communication on-body : état de l'art

Contrairement aux communications in-body, dont la propagation des signaux se passe à travers les tissus du corps humain, dans les systèmes de communication on-body, les signaux se propagent souvent à travers la surface du corps. Cette propagation peut se manifester par une combinaison d'ondes de surface, ondes rampantes, ondes diffractées, ondes réfractées et ondes de propagation en espace libre en fonction de la position de l'antenne [162] [5]. De plus, Le placement des capteurs corporels sur ou à proximité du corps humain expose ces capteurs à des effets d'interaction antenne-corps humain, notamment des effets de couplage en champ proche, de distorsion du diagramme de rayonnement et de modification de l'impédance d'antenne. Ces effets impactent les performances fonctionnelles des capteurs en dégradant leur efficacité et réduisant la fiabilité des signaux physiologiques prélevés [163]. La mobilité du patient (causée par sa gesticulation habituelle et normale ou par des processus physiologiques comme la

respiration pulmonaire ou les battements cardiaques) ainsi que les variations physiques de l'environnement local du patient rendent difficile la modélisation ou le choix du canal BAN on-body à adopter, surtout que ce dernier est sensible à la variation temporelle du signal reçu [163]. En raison de ces problématiques, une bonne caractérisation du canal de propagation est nécessaire avant toute conception de solution WBAN.

Étant donné le grand nombre de paramètres variables responsables de la définition des caractéristiques du canal sans fil pour les applications BAN, il est souvent plus facile d'analyser ces canaux à l'aide des statistiques, où, pour un scénario particulier, un niveau de probabilité est attribué à un paramètre de sortie du canal, tel que le signal ou la phase reçus. Pour simplifier encore cette analyse, les canaux BAN sont souvent étudiés dans divers environnements, en tenant compte séparément des différentes activités des utilisateurs (par exemple, se tenir debout dans un couloir, marcher dans un espace ouvert ou courir à l'extérieur, etc.). Ces résultats peuvent être présentés isolément ou, le cas échéant, agrégés pour créer des modèles de canaux BAN plus génériques. Dans la plupart des cas, cela permettra de considérer les statistiques du canal on-body comme stationnaires au sens large, c'est-à-dire que les premiers et seconds moments ne varient pas en fonction du temps. Comme nous l'avons vu précédemment, il existe un certain nombre de bandes de fréquences différentes susceptibles de convenir aux applications BAN, par exemple les bandes MICS et les bandes ISM. Cependant, la plupart des travaux sur la modélisation des canaux présentés dans la littérature se sont focalisé sur les bandes 868MHz et en particulier les bandes 2,4GHz mondiales, puisque la technologie radio est déjà ou partiellement disponible sur le marché. Par conséquent, nous présentons dans ce qui suit les travaux de recherche les plus importants de modélisation du canal on-body dans la bande de 2.4 GHz.

En raison de la géométrie du corps humain et de la multitude de trajectoires possibles du signal, il peut être assez difficile d'adapter un modèle général d'atténuation en fonction de la distance aux données obtenues dans les canaux on-body [163]. Par exemple, considérons une liaison on-body qui va (en visibilité directe) du côté droit antérieur de la poitrine au côté droit antérieur de la taille, puis considérons une liaison de la même longueur du côté droit antérieur de la taille à un point sur le côté postérieur du corps. Cette liaison, bien qu'ayant la même longueur (la même distance entre les deux points), n'est pas en visibilité directe (NLOS) et est donc sujette à des mécanismes de propagation très différents et donc susceptible de subir une atténuation beaucoup plus importante. Malgré cela, des modèles de perte de trajet basé sur la distance ont été étudiés pour les canaux BAN pour des scénarios et des liaisons très bien définis. Par exemple, dans [164], un modèle empirique de pertes de trajet basé sur la formule de Friis dans l'espace libre a été adopté pour les communications on-body à 2.4 GHz, Les auteurs ont considéré un milieu plat et à pertes, représentant le tissu humain, et ont caractérisé la relation entre la hauteur de l'antenne au-dessus du tissu humain et les paramètres du modèle tels que l'exposant d'atténuation et les pertes de trajet à la distance de référence choisie. Dans [165], les pertes de trajets basées sur la formule de Friis ont de nouveau été considérées. Dans cette étude, les pertes de trajets le long du torse et le long du bras ont été mesurées et alors que l'exposant d'atténuation, n, pour la propagation le long des deux médias étaient presque les mêmes ($n \approx 3,3$), les pertes de trajets le long du torse étaient plus élevées que celles du bras. Les auteurs ont estimé que cet effet pouvait être dû à une absorption beaucoup plus importante au niveau du torse et à sa géométrie bien moins plate que celle du bras étiré.

Quant au standard IEEE 802.15.6 on a identifié une liste de scénarios dans lesquels les dispositifs conformes à cette norme sont censés fonctionner, ainsi que leur description et la bande de fréquences concernée. Ces scénarios ont été définis sur la base du positionnement physique

des nœuds et, par conséquent, comme le montre le tableau 3.1, trois types différents de nœuds BAN ont été identifiés :

- **Nœud d'implant :** placé à l'intérieur du corps humain, immédiatement sous la peau ou plus profondément dans les tissus corporels.
- **Nœud superficiel :** placé à la surface de la peau humaine ou à une distance maximale de 2 cm.
- **Nœud externe :** non en contact avec la peau humaine (entre quelques centimètres et jusqu'à 5 m du corps).

Dans le tableau 3.1, les scénarios de communication sont regroupés en classes qui peuvent être représentées par le même modèle de canal (CM). Il est important de noter que le modèle de canal pour les scénarios impliquant des dispositifs implantés est fondamentalement différent de celui qui caractérise les communications au niveau de la surface du corps. Pour cette raison, CM1 et CM2 représentent les modèles de canaux impliquant au moins un dispositif implanté, CM3 décrit les communications entre des équipements situés sur la surface du corps à visibilité directe (le modèle CM3A) et à visibilité indirecte (CM3B), et enfin le modèle CM4 qui représente les communications entre un équipement situé à la surface du corps humain et un autre à l'extérieur de celui-ci.

Tableau 3.1 *les scénarios de communication dans la norme IEEE802.15.6*

Scénario	description	Bandes de fréquence	Modèle de canal
S1	Implant to implant	402–405 MHz	CM1
S2	Implant to body surface		CM2
S3	Implant to external		CM2
S4 (LOS)	Body surface to body surface	{13.5, 50, 400, 600, 900 MHz 2.4, 3.1–10.6 GHz}	CM3 A
S5 (NLOS)	Body surface to body surface		CM3 B
S6 (LOS)	Body surface to external		CM4
S7 (NLOS)	Body surface to external	900 MHz 2.4, 3.1–10.6 GHz	CM4

La figure 3.2 présente une représentation graphique des scénarios et du modèle de canal correspondant.

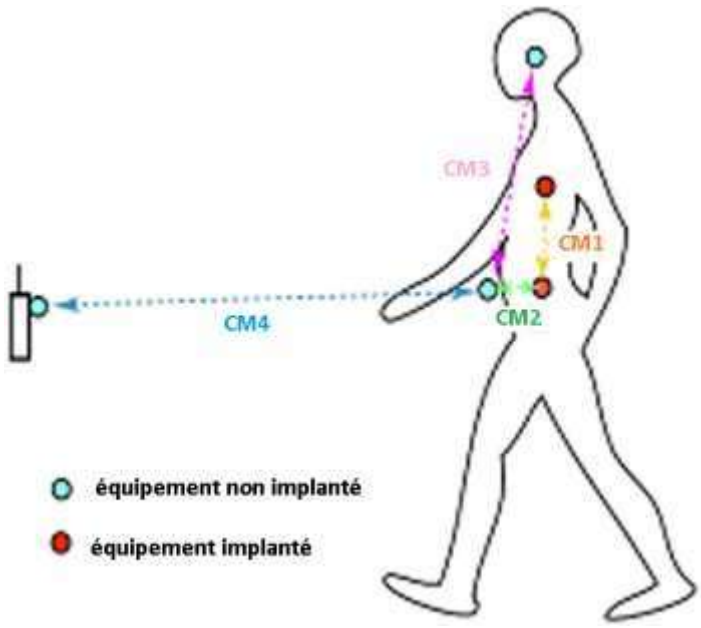


Figure 3.2 *les modèles de canal dans la norme IEEE 802.15.6*

Pour la bande étroite à 2.4 GHz, la norme IEEE 802.15.6 a donc défini deux modèles de pertes de trajets, décrivant la propagation à visibilité directe et à visibilité indirecte nommée

CMBA et CMSB respectivement [150].

3.2.2.1 Le modèle CM3A

Le modèle de pertes de trajets à visibilité directe CM3A définit les pertes de trajets L_{path} comme le montre l'équation (1) :

$$\square_{\square\square\square h} = \square\square\square_{10}(\square) + \square + \square \quad [\square\square] \qquad (1)$$

Où L_{path} (d) représente la valeur des pertes de trajet à une distance d (mm), a et b sont des coefficients d'ajustement linéaire et N est une variable normalement distribuée avec un écart type σN.

Dans les conditions d'une chambre, d'hôpital les valeurs des paramètres de ce modèle sont définies dans le tableau 3.2.

Tableau 3.2 *valeurs des paramètres du modèle CM3A*

Paramètre	**Valeur**
Frequency	2.45 GHz
A	6.6
B	36.1
σ_N	3.8

3.2.2.2 Le modèle CM3B

Dans le modèle de pertes de trajets à visibilité indirecte CM3B, les pertes de trajets décroisent exponentiellement autour du périmètre du corps, lorsque les nœuds du réseau WBAN ne sont pas en visibilité directe. Ils s'aplatissent sur de grandes distances grâce à l'apport de composants à trajets multiples provenant de l'environnement intérieur [166]. Ces pertes de trajets sont données par l'équation (2) :

$$\square\square(\square)[\square\square] = -10\square\square\square_{10}(\square_0\square^{-\square_0\square} + \square_1) + \square_{\square}\square_{\square} \quad (2)$$

Où :

- **PL(d)** désigne les pertes de trajets en dB à une distance d,

- **P0** est une composante liée aux pertes moyennes survenant près de l'émetteur et dépend du type d'antenne.

- **P1** est l'atténuation moyenne des composants dans un environnement intérieur, irradiés du corps et réfléchis vers l'antenne de réception,

- **m0** représente le taux de décroissance exponentielle moyen en dB/cm de la composante d'onde rampante se diffractant autour du corps,

- **np** est une variable aléatoire gaussienne de moyenne et unité nuls,

- **σp** est la variance log-normale en dB autour de la moyenne, représentant les variations mesurées à différents endroits du corps et de la pièce.

Les valeurs des paramètres du modèle CM3B, considérés dans les conditions d'une chambre d'hôpital [166], sont présentées dans le tableau 3.3.

Tableau 3.3 *Valeurs des paramètres du modèle CM3B*

Paramètre	**Valeur**
Fréquence (GHz)	2.45
□□[dB]	−25.8
□□[□□/□□]	2.0
□□[dB]	-71.3
□□[□□]	3.6

3.2.2.3 Choix du modèle de canal

Pour approcher une modélisation de canal on-body réaliste avec notre modèle WBAN d'étude, nous considérons que la propagation des signaux a lieu sur la surface du corps humain, entre les capteurs corporels. Nous pouvons ainsi distinguer deux types de canaux de propagation on-body :

- **Le canal on body à visibilité directe (LOS)** et exempte de tout type d'obstacle entre chacun des capteurs et le coordinateur,

- **Le canal on body à visibilité indirecte** où des obstacles peuvent exister dans la liaison de chaque paire de nœuds communicants.

Nous avons considéré le cas où il peut y avoir des obstacles entre deux nœuds communicants, par conséquent le choix est tombé sur le modèle de canal CM3B. Nous avons mesuré les distances qui séparent chacun des nœuds du hub en considérant que notre réseau est sujet aux mêmes conditions d'environnement qu'une chambre d'hôpital, puis nous avons pu calculer les valeurs des pertes de trajets pour l'ensemble des liens des WBAN considérés.

3.2.2.4 La variation temporelle

La variation temporelle est aussi un autre aspect important dans la modélisation du canal BAN, en raison des changements rapides qui peuvent surgir dans ce type d'environnement. Dans notre modèle WBAN d'étude, la mobilité des membres du corps est capturée par une composante de variation temporelle. A notre connaissance, il n'existe pas dans la littérature de modèle unique décrivant la variation temporelle, mais c'est plutôt une modélisation générale de ce paramètre qui est adoptée [139]. La description de l'approche utilisée dans la majorité des simulateurs, pour simuler la variation temporelle, est la suivante : on considère que l'affaiblissement de propagation réel peut différer très sensiblement de l'affaiblissement de propagation moyen au cours du temps. De ce fait, une fonction de densité de probabilité (pdf) est réalisée pour faire face à ce problème. La pdf est définie à partir de la dernière valeur observée et du moment passé depuis. Cette pdf ne peut pas être produite dynamiquement à partir des modèles réels mais doit plutôt provenir de mesures expérimentales [167].

3.2.3 Configuration de la couche physique

3.2.3.1 Schémas de modulation

Dans la bande étroite à 2.4 GHz, l'information binaire (données utiles de la supertrame) est modulée par l'une des deux modulations différentielles π/2-DBPSK ou π/4 DQPSK et le

préambule est toujours modulé en π/2-DBPSK. Pour chacune de ces deux modulations le flux binaire b(n), n= 0,1,..,N-1 est transformé en une séquence de symboles s(k), k= 0,1,..,(N/Log2(M))-1 comme le montre la relation (3) [168] :

$$s(k) = s(k-1)\exp(j\Delta\varphi_k) \qquad (3)$$

où M est l'ordre de modulation, et s(-1) = exp (jπ/2) est la référence pour le premier symbole de préambule[1].

Ces modulations différentielles offrent l'avantage de la compatibilité avec les récepteurs non cohérents.

Le débit et la robustesse de modulation vis-à-vis des erreurs de bits sont parmi les principales différences qui existent entre ces deux types de modulation :

- **Débit :** DBPSK permet de transmettre un bit par symbole, au lieu de deux dans le cas de la modulation DQPSK, ce qui fait que la modulation DQPSK permet de doubler le débit de données, tout en utilisant la même bande passante [5].

- **Robustesse de modulation :** Si on regarde le diagramme de constellation des deux modulations, nous remarquons que la séparation entre les phases en DBPSK est plus grande qu'en DQPSK : les deux phases en DBPSK sont séparées par 180°, alors qu'en DQPSK la séparation est seulement de 45°, ce qui rend la modulation DBPSK beaucoup plus robuste contre les erreurs de bits.

Les tableaux 3.4 et 3.5 présentent les valeurs de transition entre les symboles $\Delta\varphi_k$ pour les modulations π/2-DBPSK et π/4 DQPSK.

Tableau 3.4 *valeurs de transition de symboles pour la modulation π/2-DBPSK*

B(K)	□□
0	+Π/2
1	- Π/2

Tableau 3.5 *Valeurs de transition de symboles pour la modulation π/4 DQPSK*

B(2K), B(2K+1)	□□
0 0	π/4
0 1	3π/4
1 0	7π/4
1 1	5π/4

3.2.3.2 Autres paramètres radio

A notre connaissance, il n'existe pas sur le marché de puce radio spécialement conçue et dédiée pour répondre aux exigences du standard IEEE 802.15.6. Pour cette raison, nous nous basons dans notre étude sur une proposition de puce radio élaborée par Alan Wong et al [169] et compatible avec les recommandations du standard IEEE 802.15.6 pour la couche PHY NB à 2.4 GHz. Les paramètres de la radio utilisée dans notre étude sont résumés dans le tableau 3.6, dont les plus importants sont :

- **Fréquence d'opération :** le modèle de réseau WBAN proposé fonctionne dans la bande étroite à 2.4 GHz, plus exactement dans la fréquence 2.45 GHz.

- **Puissance de transmission :** la radio adoptée dans cette étude propose trois niveaux de puissance de transmission qui sont -3 dBm, 0 dBm et 3 dBm. La puissance consommée dans chaque niveau est montrée dans le tableau 3.6.

- **Sensibilité du récepteur :** la sensibilité du récepteur dépend du schéma de modulation adopté. Dans la modulation DQPSK le récepteur se caractérise par une sensibilité de -96.5 dBm, alors qu'en DBPSK la sensibilité est réduite à -104 dBm.

- **Durée du CCA :** pour détecter l'occupation ou non du canal, les nœuds du WBAN proposé écoutent le canal pendant un temps de 1ms avant de commencer la transmission.

- **Temps de transition** de l'état de transmission à l'état de réception ou l'inverse est égal 20 µs

- **Temps de transition** de l'état de transmission ou réception à l'état inactif est égal à 0.194ms.

- **Temps de transition** de l'état inactif à l'état de transmission ou réception est égal à 0.05 ms

- **Puissance de transition** de l'état de transmission à l'état de réception ou l'inverse est égal à 3 mW

- **Puissance consommée** durant l'état de sommeil est égale à 0.05 mW

- **Puissance de transition** de l'état de sommeil à l'état d'émission ou de réception ou l'inverse est égale à 1.5 mW

Tableau 3.6 *paramètres radio utilisés*

Fréquence d'opération	2.45 GHz	
Modulation	DQPSK	DBPSK
Sensibilité du récepteur (dBm)	-96.5	-104
Espacement des canaux	1 Mhz	
Débit de symbole (ksps)	600	
Puissance de transmission (dBm)	-10 to 3	
Durée CCA (ms)	1	
Seuil CCA (dBm)	-95	
Puissance consommée en mode veille (mW)	0.05	
Temps de transition de l'état Tx→Rx et Rx→Tx Temps	20µs	
Temps de transition de l'état Rx→Sleep, Tx→Sleep	0.194ms	
Temps de transition de l'état Sleep→Rx, Sleep→Tx	0.05ms	
Puissance consommée durant la transition du Tx→Rx et du Rx→Tx	3 mW	
Puissance consommée durant la transition du Sleep→Rx, Sleep→Tx , Rx→Sleep et TX→Sleep	1.5 mW	
Puissance durant l'état du sommeil	0.05 mW	
Symboles du modèle RSSI	8	
Consommation de puissance pour le mode TX	pour DPSK -10 dBm	puissance consommée est 5.9 mW
	pour DPSK 0 dBm	puissance consommée est 9.5 mW
	pour DPSK 3 dBm	puissance consommée est 12.3 mW

3.2.4 Configuration de la couche MAC

Dans notre modèle WBAN d'étude, nous adoptons comme mécanisme d'accès au niveau MAC, le mode beacon avec frontières de supertrame décrit dans la norme IEEE 802.15.6 et dans lequel une balise de délimitation de supertrame est transmise au début de chaque supertrame, établissant une base de temps commune. Dans ce mode, le coordinateur divise cette base de temps en plusieurs phases d'accès. De ce fait, Notre modèle de réseau WBAN se base sur un paramétrage hybride de couche MAC combinant un accès planifié au canal basé sur le protocole TDMA, et un accès à contention basé sur le protocole CSMA/CA, étant donné les résultats optimaux obtenus avec ce paramétrage dans les travaux de recherche de A.Bouayad et al [3], [4], [170].

Dans la couche MAC adoptée, comme le montre le tableau 3.7, le coordinateur définit une période de beacon de 32 intervalles d'allocation de 10 ms chacun, soit 320 ms de période de beacon. Si chaque nœud du réseau s'alloue trois intervalles (30 ms) d'accès planifié (TDMA), nous nous retrouvons avec 30 intervalles d'allocation (300 ms) correspondants aux 10 nœuds du BAN réservés à l'accès planifié, les deux intervalles d'allocation restants (20 ms) seront dédiés à l'accès aléatoire (CSMA/CA). Le mécanisme de polling est également activé.

Tableau 3.7 *paramètres de couche MAC utilisés*

Charge utile du trafic (octets)	100
Période de beacon en Time slots (TS)	32
Périodes d'accès aléatoires en TS	2
Périodes d'accès planifié en TS	3
Mécanisme de polling	Activé
Taille de la mémoire tampon (octets)	48
Durée des TS (en millisecondes)	10

3.2.5 Le modèle d'énergie adopté

Le modèle de consommation d'énergie que nous adoptons dans cette étude représente l'énergie consommée totale E_{con} dans un réseau par a relation (4) :

$$E_{con} = E_{TX} + E_{RX} \qquad (4)$$

Où E_{TX} est l'énergie consommée par les émetteurs, et E_{RX} est l'énergie consommée par le récepteur (hub).

Pour une transmission de paquets réussie, l'énergie consommée E_S est donnée par la relation (5) :

$$E_S = E_{TX} + E_{SB} + E_{SC} \qquad (5)$$

Où :

- **E_{SB} :** est l'énergie consommée durant le temps de backoff pour une transmission réussie.
- **E_{SC}:** est l'énergie consommée lors des collisions pour une transmission réussie.

E_{TX} est donné par la relation (6) :

$$E_{TX} = E_{TX,D} + E_{RX,A} \qquad (6)$$

D et A se rapportent aux paquets de données et ACK, respectivement.

L'énergie consommé lors de la transmission d'un paquet de données est donnée par la relation (7), où T_{TX} et P_{TX} représentent le temps et la puissance de transmission d'un paquet de données respectivement.

$$E_{TX,D} = T_{TX} . P_{TX} \qquad (7)$$

L'énergie consommé lors de la réception d'un ACK est donnée par la relation (8), où T_{ACK} et P_{RX} représentent le temps et la puissance de réception d'un ACKrespectivement

$$E_{RX,A} = T_{ACK} . P_{RX} \qquad (8)$$

E_{SB} et E_{SC} sont donnés par les relations (9) et (10) :

$$E_{SB} = T_{SB} . P_{IDLE} \qquad (9)$$

Où T_{SB} est le temps de backoff, et P_{IDLE} est la puissance utilisée en mode de veille.

$$E_{SC} = N_C . (P_{TX} . T_{TX} + T_C + P_{TX} . T_{TX}) \qquad (10)$$

Où N_C est le nombre de collisions pour un paquet transmis avec succès, et T_C est le temps de collisions.

Pour une transmission de paquets sans succès, l'énergie consommée lorsqu'un paquet est supprimé E_{DP} est donnée par la relation (11) :

$$E_{DP} = E_{DpB} + E_{DpC} \qquad (11)$$

Où :

- **E_{DpB}** est l'énergie consommée pendant le temps de backoff pour un paquet supprimé.
- **E_{DpC}** est l'énergie consommée en raison de collisions pour un paquet supprimé.

E_{DpB} et E_{DpC} sont donnés par les relations (12) et (13) :

$$E_{DpB} = P_{IDLE} . T_{DpB} \qquad (12)$$

$$E_{DpC} = (r+1). (P_{TX}.T_{TX} + T_C + P_{TX}.T_{TX}) \qquad (13)$$

Où r est le nombre de retransmissions d'un paquet.

Quelques paramètres relatifs au module d'énergie sous Castalia 3.3 sont présentés dans le tableau 3.8

Tableau 3.8 *paramètre du module d'énergie adopté*

Paramètres du module d'énergie	Description	Valeur
Periodic Energy Calculation Interval	Intervalle de calcul de l'énergie en ms	1000
Baseline Node Power	Consommation d'énergie minimale d'un nœud en mW	6
Initial Energy	Énergie initiale d'un nœud en joules	18720
Sigma CPU Clock Drift	Écart-type de la dérive du CPU	0.00003

3.3 Les applications médicales ciblées

Le modèle de réseau WBAN proposé dans cette étude est dédié aux applications médicales non invasives on-body. Ces applications peuvent être classées en applications on-body à bas, moyen et haut débit.

- **Applications médicales on-body bas débit :** incluant toutes les applications médicales dont le débit est inférieur à 10 kbps, comme la mesure de la température du corps, la pression artérielle ou la mesure de la quantité du glucose dans le sang.

- **Applications médicales on-body à débit moyen :** incluant toutes les applications médicales dont le débit ne dépasse pas 44 kbps, comme l'oxymétrie de pouls et la mesure des signaux de l'Electroencéphalogramme (EEG).

- **Applications médicales on-body à haut débit :** sont toutes les applications médicales on-body qui peuvent atteindre un débit de 72 kbps. Comme la mesure des signaux de l'électrocardiogramme (ECG).

Les exigences techniques de ces applications sont traitées et présentées dans les références bibliographiques [159], [160] et [161], et également résumées dans le tableau 3.9.

Tableau 3.9 *Classification et exigences des applications médicales on-body*

Classe de l'application	**Nœud capteur utilisé**	**Description**	**Débit**	**Rapport cyclique**	**Consommation de puissance**	**latence**	**confidentialité**
Applications médicales à faible débit	Capteur de température	Mesure la température du corps	120 bps	<1%	Faible	250 ms	Haute
	Capteur de glucose (à porter)	Mesure le niveau du glucose dans le sang	1.6 kbps	<1%	Faible	250	Haute
	Capteur de pression artérielle	Mesure la pression exercée par le sang circulant sur les parois des vaisseaux sanguins.	<10 bps	< 1%	Haute	250 ms	Moyenne
Applications médicales à débit moyen	Oxymètre de pouls SpO2	Mesure la saturation en oxygène de l'hémoglobine au niveau des capillaires sanguins.	32 Kbps	< 1%	Faible	250 ms	haute
	Capteur EEG	L'électroencéphalogramme est une technique de surveillance électrophysiologique permettant d'enregistrer l'activité électrique du cerveau.	12 électrodes: 43.2 kbps	< 1%	Faible	250 ms	Haute
Applications médicales à haut débit	Capteur ECG	Mesure l'activité électrique du cœur.	-288 kbps (ECG-12 électrodes) -71 kbps (ECG-6 électrodes)	< 10%	Faible	250 ms	Haute

3.4 Description du simulateur Castalia (3.3)

Castalia est un simulateur pour les réseaux de capteurs sans fil (WSN), les réseaux de capteurs corporels (BAN) et plus généralement les réseaux de systèmes embarqués à faible puissance. Il est basé sur la plateforme OMNeT++ et peut être utilisé par les chercheurs et les développeurs qui souhaitent tester leurs algorithmes et/ou protocoles distribués dans des modèles de canaux sans fil réalistes, tout en gardant un comportement réaliste des nœuds, notamment en ce qui concerne l'accès à la radio [167]. Castalia peut également être utilisé pour évaluer les caractéristiques de différentes plates-formes pour des applications spécifiques, car il est hautement paramétrable et peut simuler une large gamme de plates-formes. Les principales caractéristiques de Castalia qui le distinguent des autres simulateurs sont les suivantes :

- **Supporte la simulation des modèles de canal avancés basé sur des données mesurées empiriquement :**
    - Le modèle définit une représentation des pertes de trajets, et pas seulement des connexions entre les nœuds.
    - Propose un modèle complexe de la variation temporelle des pertes de trajets.
    - Supporte entièrement la mobilité des nœuds.
    - L'interférence est traitée comme l'intensité du signal reçu, et non comme une caractéristique distincte.
- **Supporte des modèles de radios avancés basés sur des radios réelles pour les communications à très faible puissance :**

- Probabilité de réception basée sur le SINR, la taille des paquets, le type de modulation. De plus, Castalia supporte différents types de modulation dont PSK, FSK supporté, ainsi que des modulations personnalisées autorisées en définissant la courbe SNR-BER.

- Niveaux de puissance d'émission multiples avec variations individuelles des nœuds autorisées.

- États de nœuds (sommeil, actif, inactif…) avec une consommation d'énergie et des délais de changement d'état différents.

- Modélisation réaliste du RSSI et de la détection de la porteuse

- **Dispositions étendues en matière de modélisation de la détection :**

  - Modèle de processus physique très flexible.

  - Détection du bruit, polarisation et consommation d'énergie des dispositifs.

- **Dérive de l'horloge du nœud.**

- **Disponibilité des protocoles MAC et protocoles de routage.**

- **Castalia est conçu pour être adapté et étendu.**

Pour toutes ces caractéristiques, et sachant que le simulateur Castalia de version 3.3 est basé sur la plateforme OMNeT++(4.6) et intègre en standard le support de la norme IEEE 802.15.6, nous l'adoptons comme choix de son usage dans notre étude numérique.

3.5 Scénarios de simulation

Pour évaluer l'impact de la puissance de transmission et des schémas de modulation sur les performances du modèle WBAN proposé, en termes de taux de perte de paquets, throughput, et de temps de latence, nous travaillons sur le modèle WBAN présenté dans le chapitre précédent. Nous considérons que le patient portant le réseau WBAN proposé se trouve dans une chambre d'hôpital de $6m^3$. Le modèle de canal adoptée est CM3B, et le paramétrage de couche MAC et de couche physique utilisé est le même que celui que nous avons proposé dans le chapitre précédent, à l'exception des schémas de modulation et de la puissance de transmission qui seront modélisés différemment. Pour ce faire nous allons suivre les scénarios suivants :

- **Scénario 1 :**
    - Modèle de réseau WBAN d'étude : WBAN à onze capteurs corporels dont un jouant le rôle de coordinateur.
    - Topologie réseau du WBAN : en étoile à un seul saut.
    - Les dix nœuds capteurs transmettent leurs paquets au coordinateur à une puissance de transmission de -10 dBm.
    - Débits de transmission des paquets : varient dans l'intervalle [10 -120 Kbps]
    - Schéma de modulation utilisé : DBPSK ou DQPSK.
- **Scénario 2 :** identique au scénario 1 avec une puissance de transmission égale à -5 dBm.
- **Scénario 3 :** identique au scénario 1 avec une puissance de transmission égale à 0 dBm.

- **Scénario 4 :** identique au scénario 1 avec une puissance de transmission égale à 3 dBm.

Les conditions de simulation pour les quatre scénarios d'étude sont résumées sur le tableau 3.10.

Tableau 3.10 *Conditions de simulation pour les quatre scénarios d'étude*

Les conditions de simulation	**Scénario 1**	**Scénario 2**	**Scénario 3**	**Scénario 4**
Temps de simulation	51 s	51 s	51 s	51 s
Nombre de simulations	10	10	10	10
Puissance de transmission	-10 dBm	-5 dBm	0 dBm	3 dBm
Schéma de modulation	DBPSK et DQPSK	DBPSK et DQPSK	DBPSK et DQPSK	DBPSK et DQPSK
Débit de transmission des paquets	De 10 à 120 Kbps	De 10 à 120 Kbps	De 10 à 120 Kbps	De 10 à 120 Kbps

3.6 Effets de la puissance de transmission et des schémas de modulation

3.6.1 Taux de perte de paquets (PLR).

La perte de paquets dans un réseau WBAN peut être due à différentes causes possibles telles qu'une déconnexion d'un capteur de son réseau WBAN (aucune réception de beacon n'est détectée au niveau du coordinateur) ou tout simplement un problème quelconque d'impossibilité de transmission pour un capteur dans les tentatives de transmission définies. Le taux de perte de paquets représente donc la probabilité qu'un paquet généré par un nœud ne puisse être reçu normalement et comme prévu par le coordinateur [171]. Cependant, ce paramètre peut être impacté par différents facteurs [172], à savoir :

- **Des facteurs d'environnement :** comme la distance entre capteurs, l'activité et la posture du corps

- **Des facteurs techniques :** comme la puissance de transmission, la sensibilité du récepteur, le gain d'antenne ou le codage.

Dans ce qui suit, nous nous intéressons à l'évaluation numérique du taux de perte de paquets (PLR) pour les quatre scénarios envisagés en fonction du schéma de modulation (DBPSK ou DQPSK) et de la puissance de transmission utilisés. Les graphiques des figures 3.3, 3.4, 3.5, et 3.6 montrent pour quatre scénarios d'étude, l'évolution du PLR en fonction du débit utilisé et des schémas de modulations utilisés.

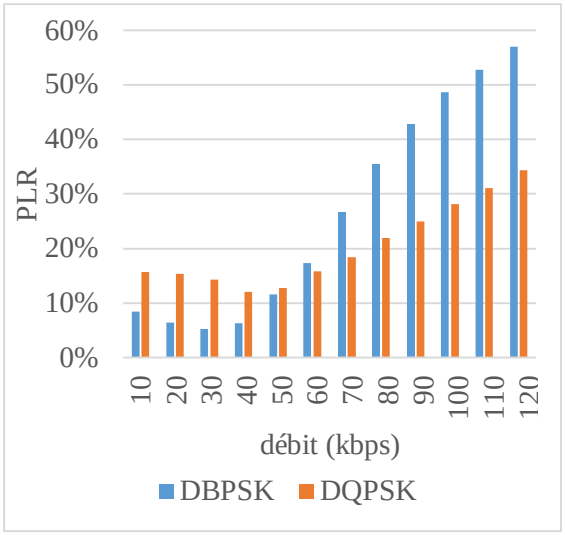


***Figure 3.3** PLR pour le scénario 1 (transmission à -10 dBm)*

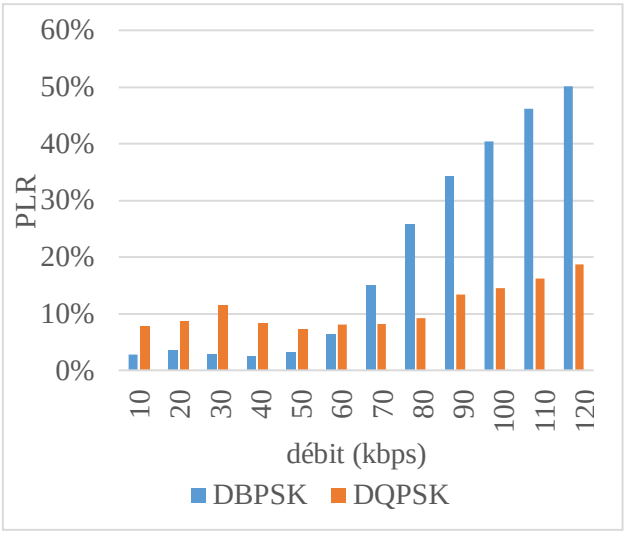


***Figure 3.4** PLR pour le scénario2 (transmission à -5 dBm)*

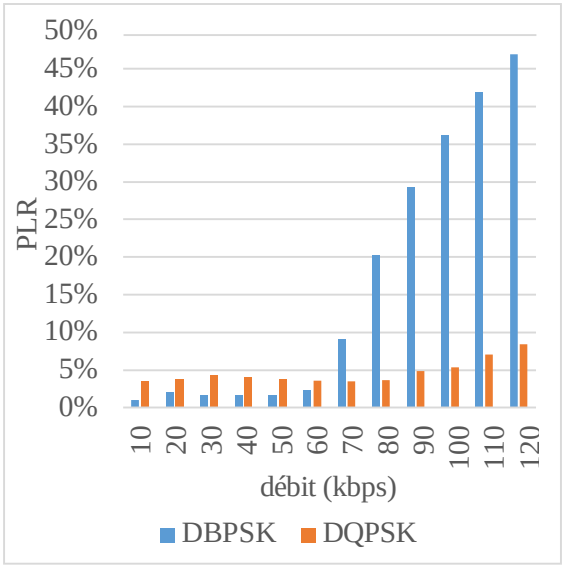


***Figure 3.5** PLR pour le scénario 3 (transmission à 0 dBm)*

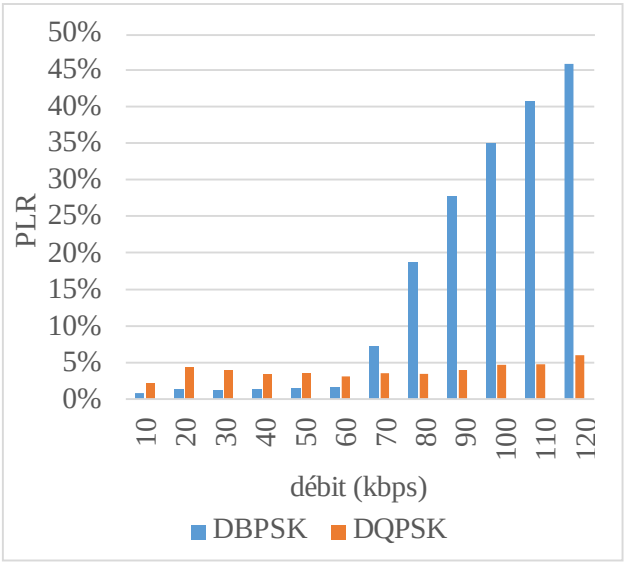


***Figure 3.6** PLR pour le scénario 4 (transmission à 3 dBm)*

3.6.1.1 Analyse, Interprétation et discussion des résultats obtenus

Comme prévu, l'analyse des résultats des figures 3.3, 3.4, 3.5, et 3.6 montre clairement que le taux de perte de paquets diminue lorsque la puissance de transmission augmente. En effet, le modèle de canal CM3B introduit des pertes de trajets relativement importantes en fonction de la distance séparant les nœuds communicants (71.3 dB pour une distance d inter-capteur supérieure à 30cm). Pour assurer donc un meilleur niveau de signal reçu au niveau du capteur coordinateur (niveau de signal supérieur au seuil minimal de sensibilité réceptive du coordinateur), correspondant à un meilleur taux de paquets reçus, la puissance de transmission des paquets doit être suffisante. En plus, comme on peut le voir sur ces figures pour des valeurs de bas débit et de débit moyen (inférieures à 50 kbps), la modulation DBPSK montre un taux de perte de paquets plus faible comparé à celui obtenu avec la modulation DQPSK. Ceci peut s'expliquer par la différence de sensibilité de la radio du capteur liée au schéma de modulation adopté. La sensibilité du récepteur se révèle en effet nettement plus petite avec la modulation DBPSK (-104 dBm) qu'avec la modulation DQPSK (-96.5 dBm). Cependant, en haut débit (à partir de 60 kbps) le taux de réception de paquets semble meilleur avec la modulation DQPSK qu'avec la

modulation DBPSK. Nous pouvons associer la perte de performances de la modulation DBPSK au problème bien connu de la saturation de la mémoire tampon en haut débit. De plus, La modulation DQPSK permet avec 4 phases de coder deux bits par symbole au lieu d'un seul dans le cas de la modulation DBPSK. Ainsi, à débit égal, la modulation DQPSK permet de transmettre deux fois plus de symboles (donc une multiplication du débit par un facteur 2) qu'avec la modulation DBPSK. Ceci explique donc la saturation relativement rapide, en haut débit, de la mémoire tampon du coordinateur en modulation DBPSK. Ce constat est en plus confirmé par la relation (14) ci-dessous [5].

$$\square_{\square} = (\frac{\square\square.\square}{\square} * \frac{\square}{\square})(\square\square\square\square) \qquad (14)$$

Où R_d est le débit d'information, R_s est le débit de symbole, S est le facteur d'étalement, k/n est le débit de code BCH, et N est une variable liée à l'ordre de modulation M par $M=2^N$. Cette relation montre en effet que le débit d'information augmente proportionnellement à l'augmentation de l'ordre de modulation.

3.6.2 Throughput

Le taux de paquets reçus ou « throughput » est une métrique importante dans les réseaux WBAN qui désigne le nombre de paquets reçus avec succès par seconde (p/s). De faibles valeurs de ce paramètre peuvent être dues à plusieurs causes ou facteurs dont les faibles valeurs du rapport cyclique ou les échanges de paquets de contrôle [173]. Comme le montre la relation (15) [22], le throughput S (exprimé en octets/s) est d'autant meilleur que le taux de perte de paquets est petit. A PLR constant, S est proportionnel au nombre M des nœuds du réseau et à la charge utile (P) du trafic (exprimée en octets) et est inversement proportionnel à la durée de la période du beacon B_p.

$$\square = \frac{\square.\square}{\square_{\square}}(\square - \square\square\square) \qquad (15)$$

Intuitivement et comme le confirme aussi la relation (15), le throughput (ou taux de paquets reçus avec succès) est d'autant meilleur que le taux de paquet perdus est faible.

Les graphiques des figures 3.7, 3.8, 3.9 et 3.10 présentent les résultats obtenus du throughput, en fonction du débit, pour les deux schémas de modulations DBPSK et DQPSK et pour différentes valeurs de puissance transmise (-10dBm, -5 dBm, 0dBm et 3dBm) relatifs aux quatre scénarios d'étude.

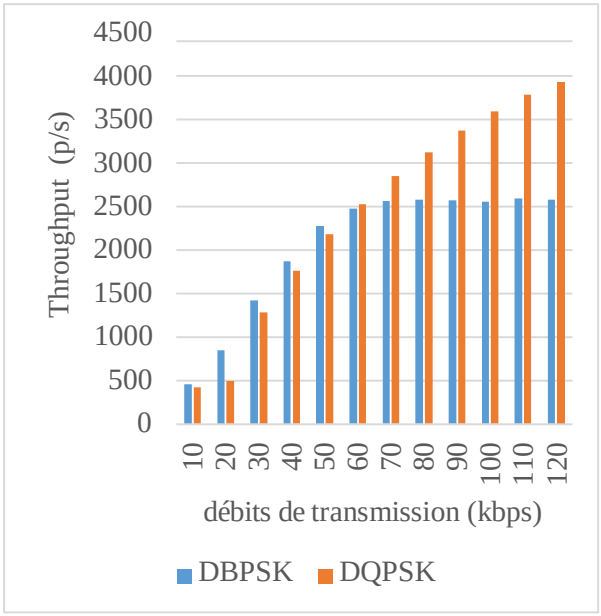


Figure 3.7 *Throughput pour le scénario 1*

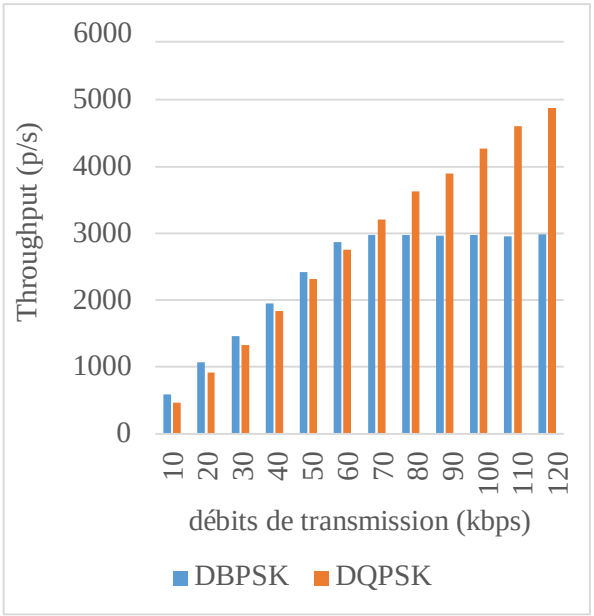


Figure 3.8 *Throughput pour le scénario 2*

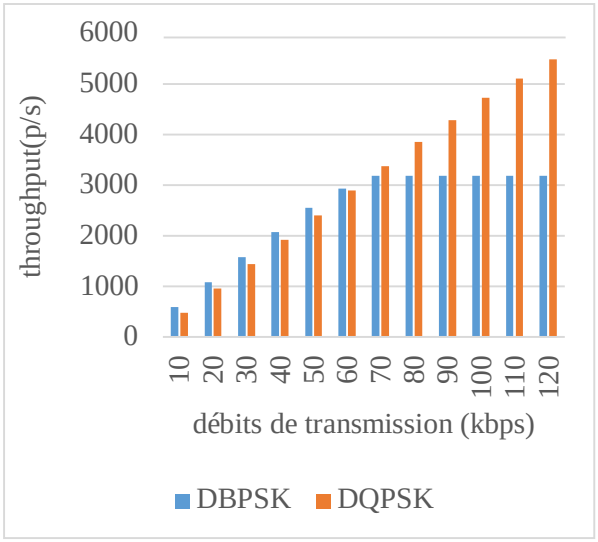


Figure 3.9 *Throughput pour le scénario 3*

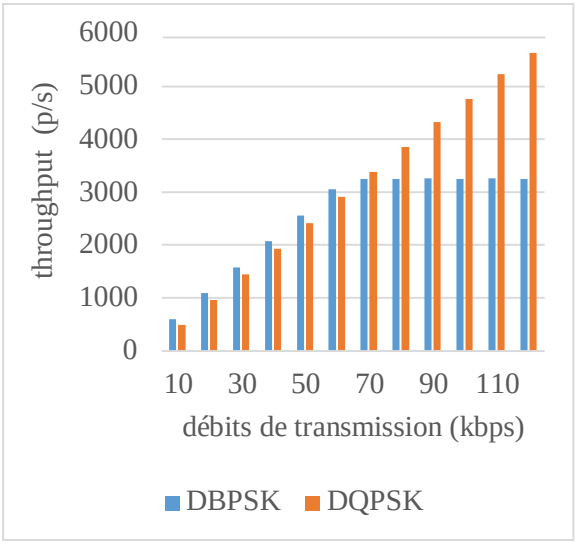


Figure 3.10 *Throughput pour le scénario 4*

3.6.2.1 Analyse, interprétation et discussion des résultats

Les résultats des figures 3.7, 3.8, 3.9 et 3.10 montrent, une fois de plus, comme pour l'étude précédente relative au PLR, que le throughput est d'autant meilleur que le niveau de la puissance transmise est élevé. En plus, comme on peut le constater sur ces figures, pour des valeurs de bas débit et de débit moyen (inférieures à 50 kbps), la modulation DBPSK garantit un meilleur throughput en comparaison avec la modulation DQPSK car la sensibilité du récepteur dans le cas de la modulation DBPSK est plus faible. Cependant, en haut débit (60 kbps et plus) la modulation DQPSK se révèle plus performante, pour les mêmes raisons (et le même contexte de haut débit) formulées précédemment avec les résultats obtenus pour le PLR.

3.6.3 Le temps de latence.

Le temps de latence est une métrique définie, dans le contexte de notre travail, comme étant le temps écoulé entre la réception par un nœud capteur du beacon émis par le coordinateur et la réception correcte par le coordinateur de la trame émise par le nœud-capteur. Nous évaluons cette métrique dans notre modèle WBAN d'étude en fonction du débit binaire, pour les deux schémas de modulation DBPSK et DQPSK et pour différents niveaux de puissance transmise (-

10dBm, -5dBm, 0dBm et 3dBm) représentant les quatre scénarios d'étude. Pour ce faire, nous allons considérer les trois cas de figure suivants :

- **Évaluation de la latence en bas débit de transmission (débit ≤ 10 kbps) avec utilisation de la modulation DBPSK :** Cas des applications médicales on-body à faible débit (comme la mesure de température, du niveau du glucose dans le sang ou la mesure de la pression artérielle).

- **Évaluation de la latence à débit moyen (10 kbps ≤ débit ≤ 50 kbps) avec modulation DBPSK :** Cas des applications médicales on-body à débit moyen (comme l'oxymétrie de pouls ou la mesure des signaux de l'EEG).

- **Évaluation de la latence en haut débit (50 kbps ≤ débit ≤ 72 kbps) avec modulation DQPSK :** Cas des applications médicales on-body à haut débit (cas de la supervision des signaux de l'ECG à 6 électrodes par exemple).

Les graphiques des figures 3.11, 3.12, et 3.13 présentent les résultats de l'étude numérique portant sur la répartition des paquets reçus dans différents intervalles de temps pour les trois cas de figure (bas débit, débit moyen et haut débit), en fonction de la puissance de transmission utilisée.

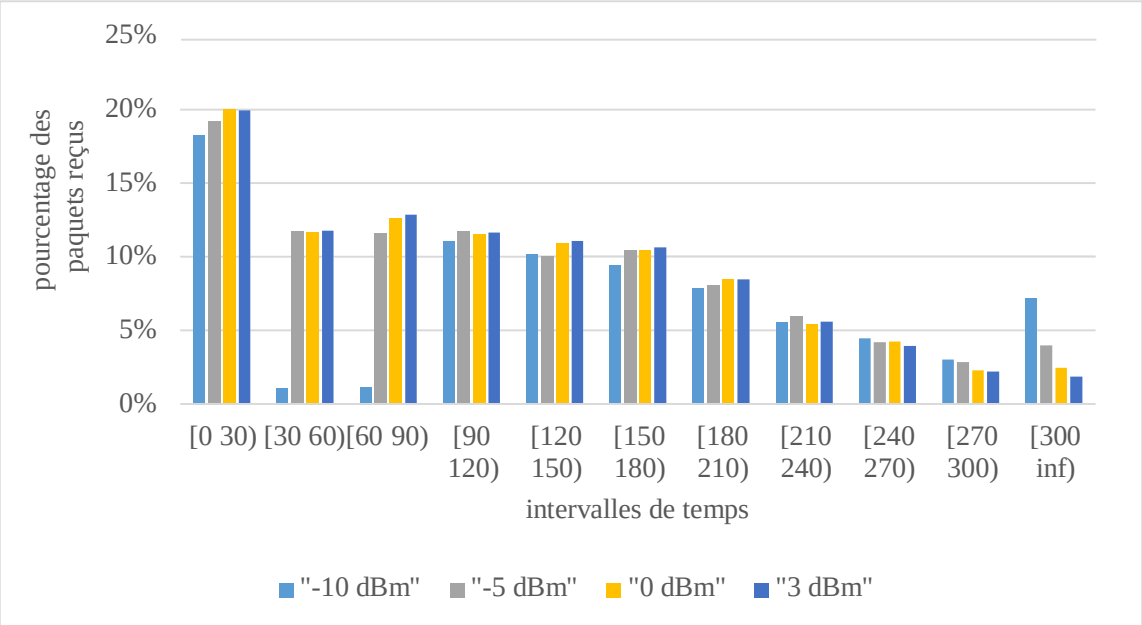


Figure 3.11 *Latence pour les applications médicales à débit inférieur à 10 kbps (DBPSK)*

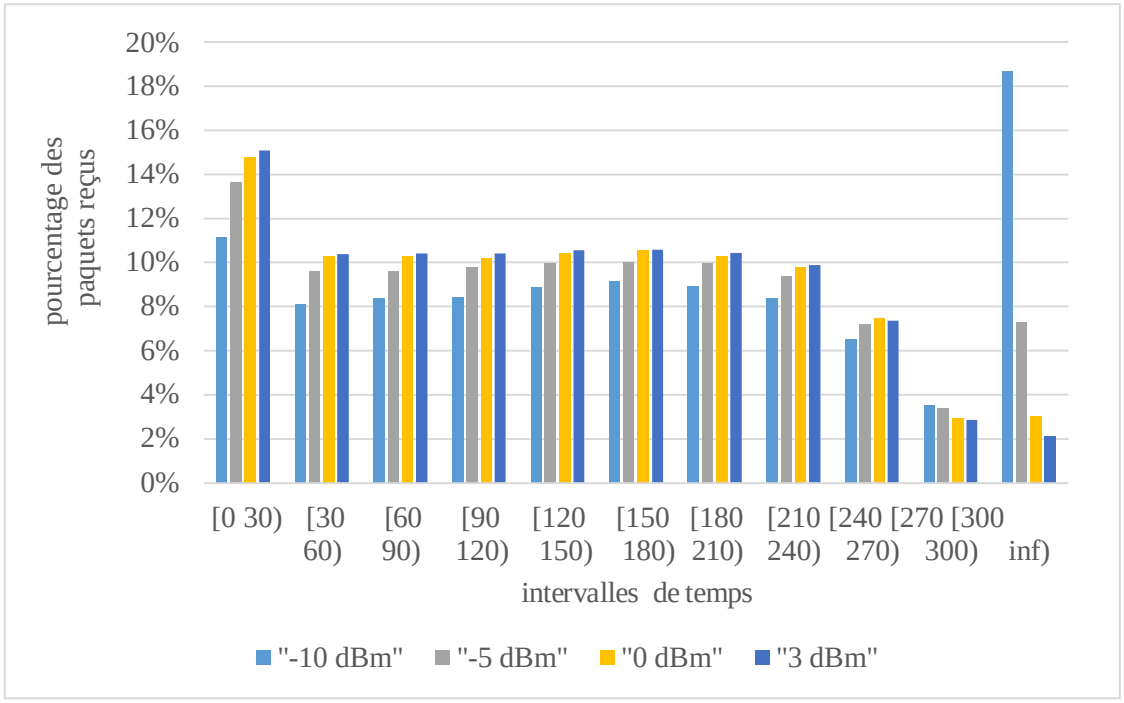


Figure 3.12 *Latence pour les applications médicales moyen débits (entre 32 et 43 kbps)*

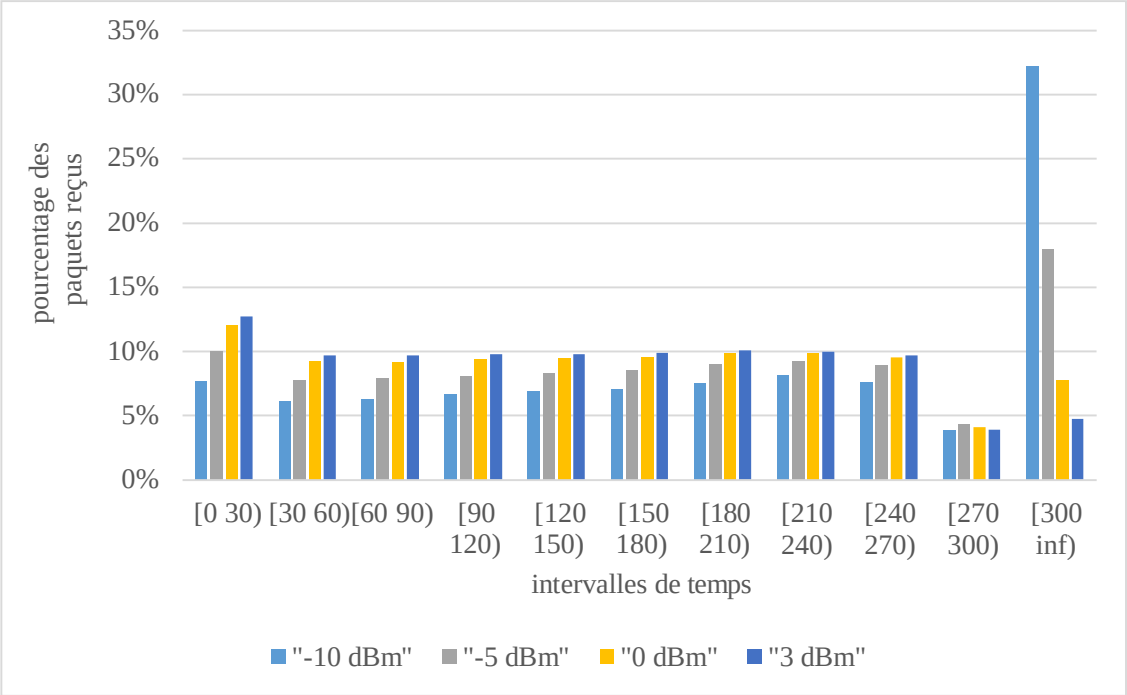


Figure 3.13 *Latence pour les applications médicales hauts débits (72 kbps)*

3.6.3.1 Analyse, interprétation et discussion des résultats

Comme prévu, nous remarquons que le temps de latence s'améliore avec l'augmentation de la puissance de transmission. Dans le premier cas de figure (figure 3.11, modulation DBPSK et débit <10 kbps), par exemple, 86 % des paquets sont reçus dans un temps inférieur à 250 ms lorsque les nœuds du WBAN transmettent à une puissance minimale de -10 dBm, ce taux s'améliore considérablement quand le niveau de puissance augmente, il atteint en effet 92 %, comme nous pouvons le constater sur la figure, quand la puissance de transmission est de 0 dBm.

Pour le deuxième cas de figure (figure 3.12, modulation DBPSK et débit de transmission de 50 kbps), l'étude numérique montre que pratiquement 73 % des paquets sont reçus dans un temps inférieur à 250 ms quand la puissance de transmission est de -10 dBm, pour atteindre sensiblement le seuil de 87 % avec une puissance de 0 dBm.

Dans le troisième cas de figure (figure 3.13, modulation DQPSK avec débit de transmission de 71 kbps) on enregistre des taux des paquets reçus d'environ 58 % en moins de 250 ms à -10

dBm, et de 80 % environ à 0 dBm. L'amélioration du temps de latence constatée peut être justifiée par la diminution du PLR quand la puissance de transmission est améliorée.

3.6.4 La consommation d'énergie

Dans ce qui suit, nous étudions la consommation d'énergie totale du BAN de référence en fonction du schéma de modulation utilisé, en bas débit, en débit moyen et en haut débit. La figure 3.14 ci-dessous montre l'évolution de la consommation d'énergie totale dans le cas d'une transmission de paquets à -10 dBm. Nous remarquons que l'énergie totale consommée par le réseau WBAN d'étude est comparable pour les deux schémas de modulation utilisés, avec une légère augmentation de l'énergie consommée dans le cas de la modulation DBPSK par rapport à DQPSK, notamment en bas débit. Cette différence peut être attribuée à la différence de sensibilité du récepteur en DBPSK par rapport à DQPSK [174].

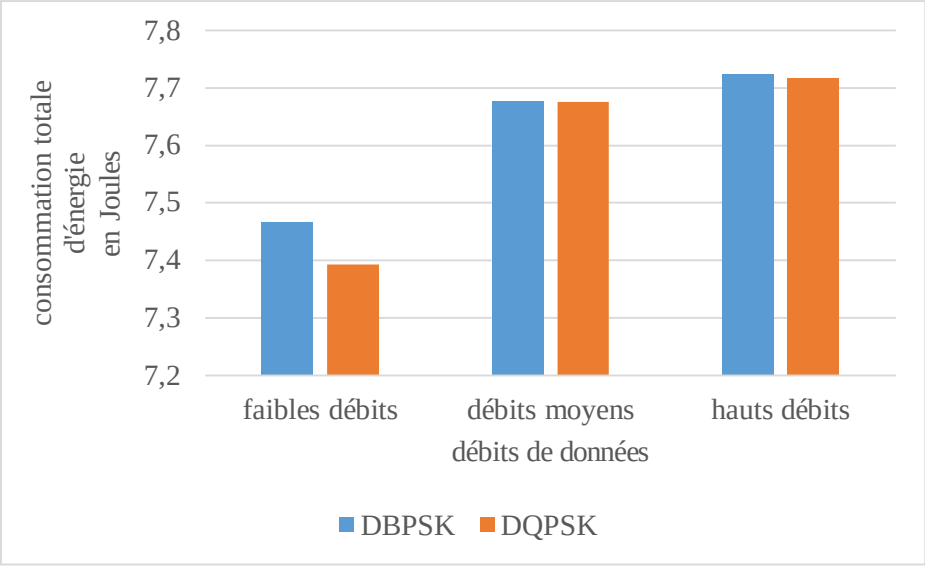


Figure 3.14 *Consommation totale d'énergie en fonction du schéma de modulation en bas, moyen et haut débit*

3.7 Discussion et synthèse

Les applications du e-health peuvent être classifiées en applications en temps réel (comme la surveillance des signaux de l'ECG par exemple), et applications en temps différé (comme la

mesure du niveau de glucose dans le sang par exemple) [175] [176]. Néanmoins, les exigences de la QoS de chacune de ces applications peuvent différer selon le contexte dans lequel le service est invoqué. Ceci revient à dire que dans les cas d'urgence par exemple, une supervision médicale à distance nécessitera une transmission en temps réel des données, sans tolérer la moindre perte (PLR nul dans le cas de la supervision de l'ECG). Alors qu'en situation non urgente la transmission des signes vitaux n'exige pas le même degré de QoS (peut supporter le retard). De plus, selon les exigences de l'application, on distingue trois modèles de base de livraison des données [177], [178] : modèle continu, modèle à requêtes et modèle à événements. Le modèle continu est le modèle de livraison de données le plus basique, qui vise à transmettre périodiquement les données collectées par les nœuds capteurs. Ces données peuvent être des données à temps réel comme la voix ou l'image qui ne supportent pas le retard, mais les pertes de paquets peuvent être tolérées dans des seuils limites, ou des données continues non temps réel dans lesquelles la latence et les pertes de paquets sont tolérables. Quant au modèle de délivrance de données à requête, c'est le coordinateur qui demande la transmission des paquets auprès des capteurs, ce modèle exige une transmission de données fiable et isochrone (sans retard). Dans le modèle à évènement, la transmission de données n'a lieu que lorsqu'un évènement d'intérêt se produit. Dans ce cas, une transmission fiable et à temps réel est exigée. De plus, les exigences de QoS dépendent également du besoin des patients. Pour certains patients par exemple, il peut être suffisant et satisfaisant de transmettre les signes vitaux toutes les quelques minutes, alors que pour d'autres patients le temps de transmission (quelques secondes seulement) est plus critique.

Les résultats de simulation de notre modèle WBAN ont montré que dans le cas des applications médicales à faible débit (de l'ordre de 10 kbps), comme la mesure de la pression artérielle, du glucose et de la température du corps, nous pouvons remarquer que l'utilisation de la modulation DBPSK peut garantir un PLR < 10 % même lorsque les nœuds transmettent à des

puissances minimales. À -10 dBm par exemple, on atteint un PLR d'environ 8 % avec 86 % de paquets reçus dans un temps inférieur à 250 ms, et un throughput de 456 paquets/s. Si donc le but de ces applications est la supervision non urgente continue et en temps réel le choix de la modulation DBPSK avec le niveau de puissance le plus bas (-10 dBm) peut garantir les résultats souhaités.

Un exemple d'application médicale à débit moyen est la supervision de l'EEG avec 12 électrodes et qui demande un débit d'environ 43.2 kbps. La transmission à une puissance minimale de -10 dBm permet d'atteindre un taux de perte de paquets < 10 % quand la modulation DBPSK est adoptée, un throughput de 2270 paquets/s mais uniquement 52 % des paquets qui sont reçus avant 250 ms. Or, si cette application est invoquée dans un contexte d'urgence, le taux de perte de paquets et le temps de latence obtenus peuvent affaiblir la fiabilité de transmission. La latence moyenne exigée dans cette application étant de 250 ms, il s'en suit que si nous souhaitions améliorer ce temps de latence, nous devrions passer à des puissances de transmission plus élevées, soit à 0 dBm à titre d'exemple qui permet une réception de paquets de 81 % environ dans un temps inférieur à 250 ms.

Comme application médicale haut débit, nous avons pris en compte le monitoring de l'ECG à 6 électrodes qui demande un débit de 71 kbps. Pour cette application, il s'est avéré que l'adoption de la modulation DQPSK garantit un taux de perte de paquets plus faible en comparaison avec la modulation DBPSK. Cependant, pour améliorer encore plus ce PLR, avec une augmentation du throughput ou une réduction du temps de latence, les nœuds doivent transmettre à une puissance plus élevée que -10 dBm. Si donc cette application est destinée à la supervision continue et non urgente des patients, une puissance de transmission de 0 dBm peut être un bon choix dans ce cas puisqu'elle garantit un PLR < 10 %, un throughput de 3377 paquets

/s (amélioration de 18.5% par rapport à -10 dBm) et une réception de paquets d'environ 79 % dans 250 ms. Le tableau 3.11 récapitule les résultats obtenus.

Tableau 3.11 *Schémas de modulation et valeurs de puissance de transmissions optimales pour les applications médicales on-body.*

Applications médicales on-body	**Valeurs optimales de la puissance de transmission**		**Modulation optimale**
Applications médicales à débit moyen : **EEG (12 électrodes)** **SpO2**	-10 dBm	PLR <10 % Throughput: 2270 p/s Latence: 52 % des paquets reçus avant 240 ms	DBPSK
	-5 dBm	PLR <10 % Throughput: 2418 p/s Latence: 69 % des paquets reçus avant 240 ms	
	0 dBm	PLR <10 % Throughput: 2555 p/s Latence: 81 % des paquets reçus avant 240 ms	
	3 dBm	PLR <1 % Throughput: 2559 p/s Latence: 84 % des paquets reçus avant 240 ms	
Applications médicales à faible débit (<10 kbps) : **Mesure de température** **Mesure de tension artérielle** **Mesure du niveau de glucose**	-10 dBm	PLR <10 % Throughput: jusqu'à 456p/s Latence: 86 % des paquets reçus avant 240 ms	DBPSK
	-5 dBm	PLR <3 % Throughput: jusqu'à 585 p/s Latence: 90 % des paquets reçus avant 240 ms	
	0 dBm	PLR <2 % Throughput: jusqu'à 593p/s Latence: 92 % des paquets reçus avant 240 ms	
	3 dBm	PLR <1 % Throughput : jusqu'à 594 p/s Latence: 93 % des paquets reçus avant 240 ms	
Applications médicales à haut débit : **Exemple ECG (6 leads)**	-10 dBm	PLR =19 % Throughput: 2850 p/s Latence: 60 % des paquets reçus avant 240 ms	DQPSK
	-5 dBm	PLR = 8 % Throughput: 3208 p/s Latence: 70 % des paquets reçus avant 240 ms	
	0 dBm	PLR <10 % Throughput: 3377 p/s Latence: 79 % des paquets reçus avant 240 ms	
	3 dBm	PLR <10 % Throughput: 2380 p/s Latence: 84 % des paquets reçus avant 240 ms	

3.8 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons présenté notre modèle WBAN d'étude, à onze capteurs corporels, basé sur la norme IEEE 802.15.6. Le choix d'un tel modèle ainsi que la répartition corporelle de ses différents capteurs WBAN sont justifiés par la multitude de paramètres physiologiques à contrôler chez le patient surveillé à distance et aux diverses applications de surveillance médicale auxquelles ce modèle se réfère. Nous avons décrit minutieusement le paramétrage utilisé, dans le cadre de la norme IEEE 802.15.6, au niveau des couches physique et MAC. Le modèle de consommation d'énergie ainsi que les exigences techniques des applications médicales on-body ciblées sont également décrits. En tenant compte de ces exigences nous avons étudié l'adéquation des schémas de modulation (DBPSK et DQPSK) et des puissances de transmission proposées par le standard IEEE 802.15.6, dans la bande étroite à 2.4 GHz, avec les applications médicales on-body. Cette adéquation est examinée au moyen de l'étude de paramètres de transmission pertinents tels que le PLR, le Throughput, le temps de latence et la consommation d'énergie du réseau WBAN. Les résultats de simulation ont montré que la modulation DBPSK peut être un bon choix à adopter dans le cas des applications à bas débits et débits moyens. Cependant, la modulation DQPSK semble être plus convenable pour les applications médicales à haut débit. En ce qui concerne la puissance de transmission, les applications médicales à bas débit peuvent accepter des puissances de transmission minimale (-10 dBm par exemple). Néanmoins, quand le débit exigé par l'application augmente, nous devons nécessairement utiliser des puissances de transmission plus élevées, soit 0 dBm par exemple, pour garantir une réduction du taux de paquets perdus, un temps de latence acceptable, ou un throughput plus élevé.

La bande de fréquence de 2.4 GHz est une bande adoptée par plusieurs autres technologies comme le wifi, bluetooth etc. Ceci est de nature à influencer le fonctionnement du modèle WBAN proposé s'il est situé dans un environnement incluant ces technologies ou d'autres

réseaux WBAN en présence. On parle ici des interférences mutuelles, qu'il faut prendre en considération dans le paramétrage de la couche physique.

Chapitre 4 :

Les interférences mutuelles dans les applications médicales on-body

Contenu :

4.1 Introduction *130*

4.2 Les interférences mutuelles dans les WBAN : état de l'art *131*

4.2.1 Analyse des interférences 132

4.2.2 La réduction des interférences inter-BAN 134

4.3 Description des scénarios d'étude *136*

4.3.1 Scénario 1 : variation de la distance inter-BAN 137

4.3.2 Scénario 2 : variation du nombre de nœuds 138

4.3.3 Scénario 3 : variation de la charge utile 139

4.4 Conditions de simulation *139*

4.5 Analyse des résultats de simulations *142*

4.5.1 Comportement des schémas de modulation 142

4.5.2 Efficacité énergétique dans les scénarios d'interférences 148

4.6 Conclusion *156*

4.1 Introduction

Comme nous l'avons mentionné dans le chapitre 2, un réseau WBAN peut se retrouver dans des environnements où coexistent plusieurs autres WBAN ou autres technologies de réseaux sans fil (wifi, Bluetooth, Zigbee…) fonctionnant dans la même bande de fréquences, ce qui pose le problème des interférences mutuelles et croisées. Lorsque plusieurs WBAN adjacents utilisent le même canal de transmission (la même fréquence), des interférences peuvent avoir lieu. Il en résulte un chevauchement des périodes actives de transmission [179] (les périodes de transmission sans contention). Cependant, selon le standard IEEE 802.15.6, les paquets seront

retransmis dans ce cas pendant un certain temps, et il y aurait donc un compromis à faire entre le throughput et la capacité énergétique du BAN en question [179].

Le présent chapitre est consacré à l'évaluation numérique des facteurs pouvant affecter le bon fonctionnement des applications médicales on-body en cas d'interférences mutuelles. Nous y étudierons également le comportement des schémas de modulation discutés dans le chapitre précédent, dans ce même contexte d'interférences. L'évaluation numérique envisagée est conduite à travers trois scénarios d'étude et pour trois facteurs pertinents qui sont la distance inter-BAN (scénario 1), le nombre de nœuds dans les WBAN interférents (scénario 2) et la charge utile de trafic des WBAN interférents (scénario 3). Les trois scénarios étudient chacun les performances de transmission, au moyen du taux de perte de paquets (PLR), pour les trois niveaux de débit (faible, moyen et haut) et pour les deux schémas de modulation DBPSK et DQPSK. Nous discuterons également l'impact des trois facteurs sur l'efficacité énergétique pour les trois scénarios d'étude.

4.2 Les interférences mutuelles dans les WBAN : état de l'art

Le problème des interférences a lieu quand le hub d'un WBAN écoute un signal d'un autre nœud appartenant à un WBAN situé à proximité, on parle ici d'interférences mutuelles. Le même problème peut être causé par un signal en provenance d'une autre technologie de communication fonctionnant dans la même bande de fréquence, généralement la bande de 2.4 GHz de l'ISM. Ces technologies peuvent être le bluetooth (IEEE 802.15.1), Zigbee (IEEE 802.15.4) ou le WIFI (IEEE 802.11), et on parle alors, dans ce cas, d'interférences croisées. Dans le cas des interférences mutuelles la norme IEEE 802.15.6 exige que le système fonctionne correctement dans une portée de transmission allant jusqu'à 3 mètres lorsque dix WBAN sont situés au même endroit. Néanmoins, lorsqu'un grand nombre de capteurs de différents WBAN se trouvent à proximité les uns des autres et accèdent au même canal en même temps, l'interférence entre les canaux peut toujours se produire, et donc leurs transmissions seront sujettes à des collisions. En

cas d'interférences mutuelles, il arrive que les WBAN adjacents utilisent le même canal de transmission, ce qui peut conduire à un chevauchement des périodes actives de transmission [180]. Ceci pourrait impacter la performance de ces réseaux. Dans la littérature, les travaux discutant la question des interférences mutuelles et croisées se classent en deux grandes catégories : travaux d'analyse d'interférence et travaux de diminution ou d'annulation des interférences. Nous présentons dans ce qui suit les travaux de recherche les plus pertinents dans chacune de ces catégories.

4.2.1 Analyse des interférences

les travaux d'analyse des interférences peuvent être classés en trois groupes : les travaux de recherche basés sur des simulations numériques, ceux basés sur des études empiriques et d'autres basés sur la modélisation analytique [181].

4.2.1.1 Les simulations numériques

En utilisant des simulations, les auteurs dans [182] par exemple ont évalué les interférences mutuelles pour le standard IEEE802.15.6 en ultra large bande. Dans ce travail deux types de récepteurs ont été considérés, «*duty-cycled sampling receiver* » (capable de traiter plusieurs types de formes d'onde : impulsions compressées, impulsions chaotiques, et impulsions courtes avec brouillage statique ou dynamique) et «*chirp receiver* » (capable de traiter des impulsions compressées uniquement). Il a été démontré que le «*chirp receiver* » présente de bien meilleures performances dans les environnements multi-BAN que le « *duty-cycled sampling receiver* ». Cependant, ce dernier présente de meilleures performances dans les types d'interférences IEEE 802.15.6 FM-UWB et WiMax en raison de la nature de signaux supportés par chacun de ces deux récepteurs.

4.2.1.2 Les études empiriques

Dans [183] par exemple, les auteurs se sont basés sur des simulations et sur une étude sur banc d'essai pour étudier l'effet des interférences causées par les BAN adjacents sur le PLR. Pour ce faire, 10 personnes portantes des BAN en état de mouvement dans un bureau ont été considérées. La mesure du PLR dans ce scénario a compris différentes techniques de communication : *Listen Before Talk (LBT)*, *Frequency Hopping*, et *Automatic Repeat Request (ARQ)* [181]. Il a été démontré à travers ce travail que la combinaison du LBT et ARQ donne de meilleurs résultats.

L'évaluation des interférences entre BAN adjacents en cas de mobilité dans un environnement indoor/outdoor, a été traitée à nouveau dans [184]. Un scénario de 5 personnes en mouvement dans un bureau a été considéré, en mettant l'accent sur l'effet de la distance entre nœuds et leurs orientations sur les interférences. Les résultats de cette étude empirique ont montré que la distance entre nœuds n'a pas toujours un grand effet sur les interférences dans les conditions de mobilité, ce qui n'est pas le cas pour les BAN stationnaires. Cependant l'orientation des tranceivers a un effet remarquable sur la réduction des interférences, surtout dans les environnements outdoor qui connaissent moins de réflexions et d'effets de propagation à trajets multiples.

4.2.1.3 La modélisation analytique

Les auteurs dans [185] par exemple ont adopté un modèle mathématique pour la caractérisation des interférences de canaux adjacents dans les BAN en se basant sur la distribution Gamma. Le but du modèle proposé est de trouver la distance minimale entre capteurs qui garantit un rapport signal sur interférence (SIR) acceptable.

Zhang et al [186] ont également utilisé une approche mathématique pour modéliser le SIR moyen ainsi que la probabilité de collision dans le cas d'interférences entre BAN adjacents. Dans

cette étude, plusieurs méthodes d'accès ont été considérées, notamment TDMA (Time Division Multiple Access), FDMA (frequency division multiple access), FH (frequency hopping), et CDMA (code division multiple access). Ce travail a démontré que lorsqu'il n'y a pas de coordination entre les BAN adjacents, le TDMA, le FDMA et le FH garantissent une performance similaire en termes de PLR et BER qui reste meilleure que celle obtenue par le CDMA. Cependant, en présence de coordination entre BAN adjacents (synchronisation), les protocoles FDMA et FH ont montré de meilleurs résultats dans l'annulation des interférences.

4.2.2 La réduction des interférences inter-BAN

les travaux de recherche dans cette catégorie proposent généralement les solutions suivantes [187] :

4.2.2.1 L'espacement temporel (Time spacing)

Les techniques de diminution d'interférences (mutuelles et croisées) proposées dans cette catégorie, se basent essentiellement sur le protocole TDMA comme technique d'accès au niveau MAC pour éviter que les nœuds d'un même BAN, de plusieurs BAN ou ceux d'autres réseaux partageant le même canal de propagation et y transmettent leurs données en même temps, ce qui peut causer des collisions. Cependant, ces solutions restent plutôt convenables pour la diminution des interférences mutuelles. Parmi les solutions proposées dans cette catégorie on peut citer les travaux [188] [189] [190] [191] [192] [193] [194] où l'idée principale est d'utiliser la replanification (rescheduling) des paquets de données pour éviter les interférences en programmant les transmissions dans des time-slots vides. Cependant, ce processus peut être compliqué, car il doit y avoir des échanges de coordination fréquents entre les BAN adjacents afin de connaitre leurs intervalles de temps (schedule) ce qui constitue un défi, en tenant compte de la contrainte d'efficacité énergétique dans les nœuds BAN.

4.2.2.2 L'espacement de fréquence (Frequency spacing)

Les travaux de recherche qui s'intéressent à l'espacement des fréquences exploitent judicieusement l'utilisation des canaux de fréquence disponibles pour les réseaux BAN. Les solutions présentées dans cette catégorie réduisent le niveau d'interférence en implémentant des algorithmes d'affectation de canaux qui ciblent des réseaux multicanaux.

Les travaux de recherche présentés dans [195] [196] [197] [198] sont des exemples de solutions proposées pour réduire les interférences dans les BAN en se basant sur l'espacement de la fréquence. Le point commun entre ces travaux de recherche est qu'ils se basent sur un niveau d'interférence détecté, pour attribuer différents canaux aux nœuds afin de réduire l'impact des interférences. Cependant, ces solutions peuvent se confronter au problème d'insuffisance du nombre de canaux disponibles, en particulier lorsqu'il y a une interférence avec des réseaux disposant de canaux à large bande passante, comme c'est le cas d'un canal en WiFi qui peut interférer avec trois ou quatre canaux en Zigbee [187].

4.2.2.3 Diversité de code (Code diversity)

Cette catégorie cible principalement les BAN basés sur CDMA pour la communication de données. L'idée consiste à choisir des codes orthogonaux à ce qui est utilisé par les réseaux interférents pour réduire les interférences [187], comme dans [199] [200] [201] [202]. Cependant, ces solutions sont un peu complexes en termes d'estimation du niveau d'interférence.

4.2.2.4 Modification de standard (Standard modification)

Cette catégorie vise à apporter des améliorations aux mécanismes MAC implémentés par les standards BAN. Les travaux de recherche [203] [204] sont des exemples d'études de diminution d'interférences qui ont révisé et restructuré ce que proposent les standards *zigbee low power* et *IEEE 802.15.6* respectivement, pour améliorer la coexistence BAN. Par conséquent,

ces solutions ne peuvent être implémentées avant d'être officiellement ajoutées au standards [187].

4.2.2.5 Adaptation de standards (Standards adaptation)

Contrairement aux solutions de modification de standards, les solutions de cette catégorie réduisent les interférences en s'adaptant aux standards BAN sans les modifier. Les travaux dans [205] [206] [207] [208] sont des exemples qui s'inscrivent dans ce contexte.

4.2.2.6 Solutions hybrides

Les travaux de recherche [209] et [210] sont des exemples de solutions hybrides pour réduire les interférences dans les réseaux BAN. Tous les travaux de recherche qui se rangent dans cette catégorie utilisent des combinaisons des méthodes citées précédemment pour exploiter au maximum les avantages et réduire les inconvénients d'une technique par rapport à une autre.

4.3 Description des scénarios d'étude

Dans notre étude d'évaluation des facteurs pouvant affecter les performances des applications médicales on-body, et du comportement des schémas de modulation dans un environnement de coexistence mutuelle, nous considérons le même modèle WBAN que nous avons décrit au chapitre 3, mais cette fois-ci, ce modèle est appelé dans un contexte différent. Il s'agit des interférences mutuelles caractérisées par la présence d'un WBAN adjacent agissant comme un réseau perturbateur. Ces deux réseaux sont nommés au cours de ce chapitre comme « Ref-BAN » et « I-BAN » respectivement. Les deux modèles opèrent dans la couche NB à 2.45 GHz, en utilisant chacun une topologie en étoile à un saut. Les scénarios d'analyse des interférences mutuelles dans cette étude sont présentés dans ce qui suit :

4.3.1 Scénario 1 : variation de la distance inter-BAN

Le facteur d'interférence étudié dans ce premier scénario est « la distance inter-BAN ». Le but ici est de présenter l'effet de la variation de la distance inter-BAN entre les deux WBAN adjacents sur les interférences mutuelles pour les applications à bas, moyen et en haut débits, représentées par les débits de transmission suivants :10 kbps, 44 kbps et 72 kbps respectivement. De plus, le comportement des schémas de modulation « π/2-DBPSK » et « π/4-DQPSK » sera également évalué dans ce scénario. Pour ce faire les trois cas de figures suivants sont pris en compte :

- **Cas 1 :** absence des interférences mutuelles ; (les deux réseaux BAN sont supposés suffisamment éloignés l'un de l'autre).
- **Cas 2 :** présence du BAN interférant (I-BAN) à une distance de 6 m du BAN de référence (Ref-BAN).
- **Cas 3 :** la distance inter-BAN entre I-BAN et Ref-BAN est réduite à 3 m.

Dans le premier cas de figure nous allons évaluer le taux de perte de paquets (PLR) pour le réseau d'intérêt Ref-BAN dans le cas d'absence d'interférences mutuelles pour les deux schémas de modulation DBPSK et DQPSK, et pour les trois niveaux de débit mentionnés (10 kbps, 44 kbps et 72 kbps). Dans le deuxième cas de figure, nous introduisons le BAN interférant à 6m du BAN de référence puis nous réduisons cette distance à 3m dans le troisième cas de figure, afin d'évaluer l'effet de la distance sur les performances du Ref-BAN. Les trois cas de figure du premier scénario sont présentés dans la figure 4.1.

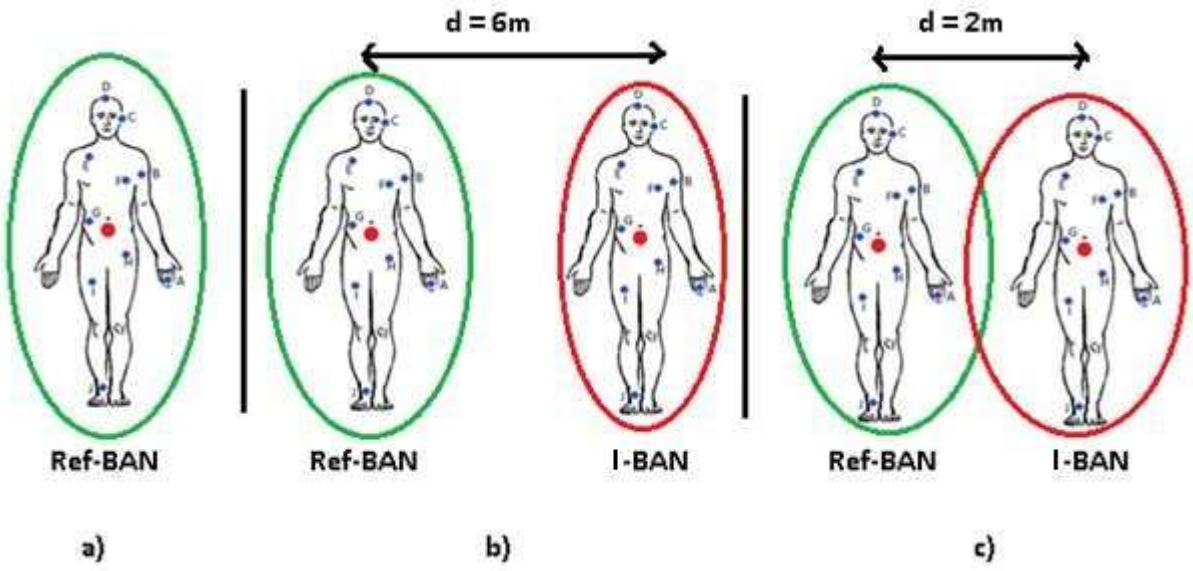


Figure 4.1 *les cas de figures du scénario 1*

4.3.2 Scénario 2 : variation du nombre de nœuds

Dans ce deuxième scénario, nous visons à évaluer l'effet du nombre de nœuds du BAN perturbateur (I-BAN) sur les performances du BAN d'intérêt (Ref-BAN) en termes de PLR, tout en analysant le comportement des deux schémas de modulation en question, dans ce contexte. Pour ce faire nous avons fixé la distance séparant les deux réseaux à 6m, avec considération des cas d'étude suivants :

- **Cas 1 :** Le nombre de nœuds du I-BAN est inférieur à celui du Ref-BAN. Ici nous considérons deux situations :
    - Le nombre de nœuds du I-BAN est pris égal à 2.
    - Le nombre de nœuds du I-BAN est pris égal à 5.
- **Cas 2 :** Le nombre de nœuds du I-BAN est égal à celui du Ref-BAN (11 nœuds capteurs chacun)

- **Cas 3 :** Le nombre de nœuds du I-BAN est supérieur à celui du Ref-BAN. Ici, nous considérons les deux configurations suivantes :
    - Le nombre de nœuds du I-BAN est pris égal à 15.
    - Le nombre de nœuds du I-BAN est pris égal à 21.

4.3.3 Scénario 3 : variation de la charge utile

Le facteur d'interférence étudié dans ce scénario est « la charge utile du trafic ». Pour évaluer l'impact de ce paramètre sur les performances du BAN de référence, dans le cas des interférences mutuelles, nous gardons cette fois-ci les mêmes positions et nombre de nœuds que le scénario 1, mais avons fait varier la charge utile du trafic (exprimée en nombre d'octets) du I-BAN, tout en maintenant celle du Ref-BAN fixée à 100 octets. La distance entre les deux BAN est fixée à 6m et le comportement des modulations DBPSK et DQPSK est également évalué dans ce scénario. Pour ce faire les trois cas de figures suivants sont pris en compte :

- **Cas 1 :** charge utile du trafic du I-BAN, est inférieure à celle du Ref-BAN (elle est égale à 10 octets).
- **Cas 2 :** charge utile du trafic du I-BAN est égale à celle du Ref-BAN (100 octets).
- **Cas 3 :** charge utile du trafic du I-BAN est supérieure à celle du Ref-BAN (elle est égale à 200 octets).

4.4 Conditions de simulation

Pour mettre en évidence l'impact des interférences mutuelles sur les performances du modèle WBAN proposé dans cette étude (chapitre 3), nous gardons le même paramétrage des couches physique et MAC que celui adopté lors de l'étude de ce modèle dans l'absence des interférences, et introduisons trois autres facteurs pour l'étude des interférences inter-BAN : la distance inter-

BAN, le nombre de nœuds et la quantité de trafic dans le BAN adjacent. Nous rappelons sur le tableau 4.1 les conditions de simulation pour les trois scénarios d'interférence.

Tableau 4.1 *Conditions de simulation des trois scénarios d'interférences*

	Temps de simulation (s)	**Facteur d'interférence étudié**	**Débits de transmission Du Ref-BAN et I-BAN (Kbps)**	**Puissance de transmission**		**Modulations**		**Nombre de nœuds**		**Charge utile du trafic (octets)**		**Distance inter-BAN**	**Délai de démarrage (s)**	
				Ref-BAN	**I-BAN**	**Ref-BAN**	**I-BAN**	**Ref-BAN**	**I-BAN**	**Ref-BAN**	**I-BAN**		**Ref-BAN**	**I-BAN**
Scénario 1	51	Distance inter-BAN	10, 44, 72	-10 dBm	-10 dBm	DBPSK et DQPSK	• DBPSK à 10 kbps et 44kbps. • DQPSK à72kbps	10 nœuds et un coordinateur	10 nœuds et un coordinateur	100	100	Varie de 6m à 3m	1.5	1
Scénario 2	51	Nombre de nœuds du BAN perturbateur	10, 44, 72	-10 dBm	-10 dBm	DBPSK et DQPSK	• DBPSK à 10 kbps et 44kbps. • DQPSK à72kbps	10 nœuds et un coordinateur	variable	100	100	6m	1.5	1
Scénario 3	51	Charge utile du trafic	10, 44, 72	-10 dBm	-10 dBm	DBPSK et DQPSK	• DBPSK à 10 kbps et 44kbps. • DQPSK à72kbps	10 nœuds et un coordinateur	10 nœuds et un coordinateur	100	variable	6m	1.5	1

4.5 Analyse des résultats de simulations

4.5.1 Comportement des schémas de modulation

Dans chaque scénario d'étude, nous avons évalué le PLR en fonction du schéma de modulation utilisé au niveau du Ref-BAN et pour les trois débits d'étude représentant les applications médicales on-body à faible débit, débit moyen et haut débit.

Dans toutes les simulations effectuées, le réseau Ref-BAN transmet ses paquets pour chaque niveau de débit en utilisant successivement les deux schémas de modulation DBPSK et DQPSK. Quant au réseau I-BAN, il utilise la modulation DBPSK pour les niveaux de débit faible et moyen et la modulation DQPSK en haut débit.

4.5.1.1 Comportement des schémas de modulations dans le scénario 1

Nous montrons sur les figures 4.2, 4.3 et 4.4, le PLR au niveau du Ref-BAN en faible débit, en débit moyen et en haut débit pour les trois cas d'étude du premier scénario.

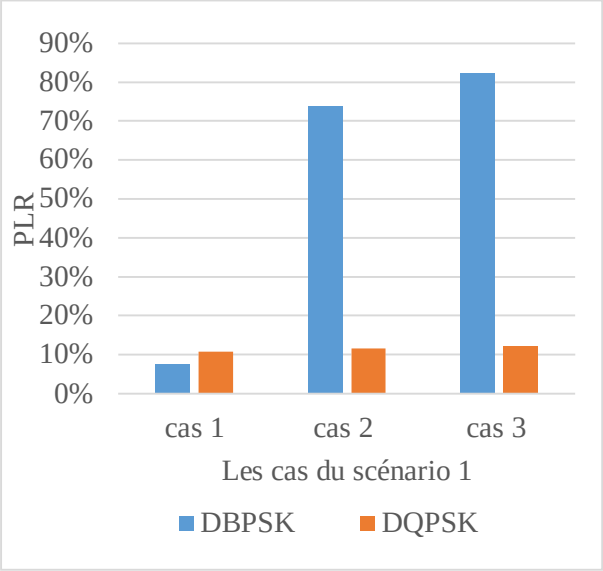


***Figure 4.2** PLR (R-BAN) pour les modulations DBPSK et DQPSK en bas débit (10kbps).*

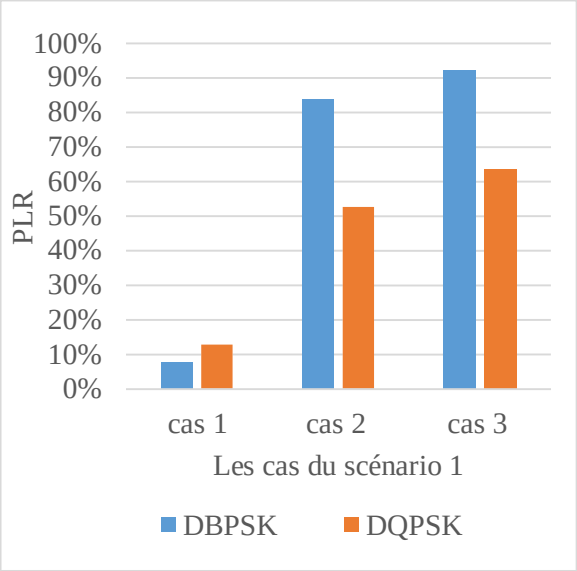


***Figure 4.3** PLR (R-BAN) pour les modulations DBPSK et DQPSK à débit moyen (44 kbps).*

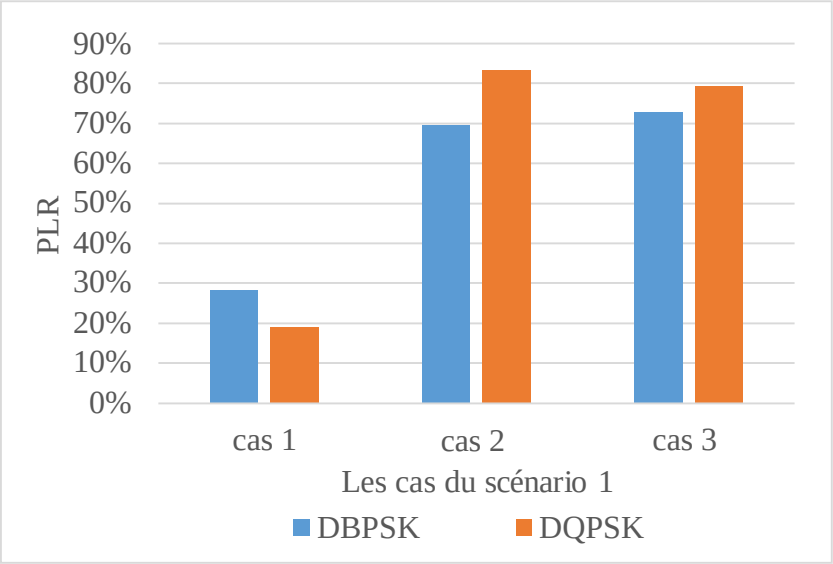


***Figure 4.4** PLR (R-BAN) pour les modulations DBPSK et DQPSK en haut débit (72 kbps)*

Une première analyse visuelle des trois figures 4.2, 4.3 et 4.4 montre clairement que les performances globales de transmission du réseau Ref-BAN se détériorent (augmentation du PLR) à mesure que le niveau d'interférences mutuelles inter-BAN augmente (distance inter-BAN adjacents plus petite). En l'absence du I-BAN (cas 1, absence d'interférences inter-BAN) et lorsque les nœuds du Ref-BAN transmettent leurs paquets en bas débit (10 kbps, figure 4.2), nous remarquons que les taux de perte de paquets sont très comparables pour les deux schémas de modulation utilisés (de l'ordre de 7,63% avec la modulation DBPSK contre 10,81% environ avec la modulation DQPSK). Cependant, en présence du I-BAN (cas 2 et 3, présence d'interférences inter-BAN) et pour les deux schémas de modulations étudiés, nous constatons que le PLR augmente considérablement et plus spécifiquement lorsque la distance inter-BAN passe de 6m (cas 2 : niveau d'interférences moyen) à 3m (cas 3, niveau d'interférences fort). Nous remarquons toutefois, que l'influence des schémas de modulations s'inverse cette fois-ci pour désigner la DQPSK comme un choix de modulation très indiqué en bas débit. En effet, les résultats de la figure 4.2 montrent, pour une distance inter-BAN de 6 m, un PLR (au niveau du Ref-BAN) avoisinant la valeur de 73.8 %, (modulation DBPSK), nettement plus élevée que celle obtenue avec la modulation DQPSK (11,63%). Cet écart de performances de transmission est

d'autant plus accentué que le niveau d'interférence inter-BAN est fort (cas 3 : distance inter-BAN = 3 m). Nous pouvons associer ces écarts de performances des deux schémas de modulation étudiés à la différence de sensibilité de la radio du capteur liée au schéma de modulation adopté. La sensibilité du récepteur se révèle en effet nettement plus petite avec la modulation DBPSK (-104 dBm) qu'avec la modulation DQPSK (-96.5 dBm). Ceci permet au coordinateur du Ref-BAN, configuré plutôt avec la modulation DQPSK, de capter même des signaux de niveau très faible en provenance des différents nœuds du I-BAN.

la coexistence des BAN, sujette à des interférences mutuelles inter-BAN, est plus gravement affectée pour les transmissions en haut débit [3] [4]. En effet, nous remarquons (figure 4.4) que le comportement des schémas de modulation change par rapport au cas des transmissions à faible et moyen débits (figures 4.2 et 4.3). Cette fois-ci, c'est plutôt la modulation DBPSK qui donne un PLR plus faible qu'en DQPSK dans le cas des interférences mutuelles. Nous pouvons expliquer cela par la robustesse de la modulation DBPSK contre les erreurs de bits en raison de la séparation importante des phases de modulation par rapport à la modulation DQPSK. En effet, le diagramme de constellation des deux modulations [141] permet de constater qu'en DBPSK, il y a une séparation de 180 ° entre chaque bloc de deux symbole transmis, pour seulement 45° entre les quatre symboles en DQPSK. Ainsi, on peut avoir beaucoup plus de perte de paquets avec la modulation DQPSK si le canal de transmission est sujet à un niveau important d'interférence (cas de transmission à haut débit).

4.5.1.2 Comportement des schémas de modulation dans le scénario 2

A travers cette section, nous simulerons le scénario 2 décrit précédemment en étudiant pour chacun des deux schémas de modulation étudiés (DBPSK et DQPSK), l'impact du nombre de nœuds du réseau I-BAN sur les performances de transmission du réseau Ref-BAN, dans les trois cas de transmission Ref-BAN; en faible débit, débit moyen et haut débit.

Sur les figures 4.5, 4.6 et 4.7 nous présentons successivement le taux de perte de paquets(PLR) du Ref-BAN, respectivement en faible débit, débit moyen et haut débit et pour différentes valeurs du nombre de nœuds N du réseau I-BAN (Cas 1 : N=2, cas 2 : N=5, cas 3 : N=11, cas 4 : N=15 et cas 5 : N= 21).

Une première analyse visuelle des figures 4.5, 4.6 et 4.7 montre qu'en bas débit, les performances de transmission (PLR) en modulation DQPSK du réseau Ref-BAN présentent un taux de PLR relativement correct (≈ 10 à 12%) et pratiquement insensible à la variation du nombre de nœuds des I-BAN adjacents. Ce constat n'est certainement pas celui obtenu avec la modulation DBPSK qui, dans les mêmes conditions d'étude et pour les trois niveaux de débit (faible, moyen et haut), montre clairement des performances médiocres (PLR moyen ≈ 68% en bas débit, ≈ 84% en débit moyen et ≈ 60% en haut débit) et que ces dernières semblent s'aggraver davantage avec un nombre de nœuds I-BAN plus grand. Cette dégradation de performance obtenue avec la modulation DBPSK est due une fois de plus à la sensibilité du récepteur qui, en DBPSK, permet de capter même les faibles signaux émis par les I-BAN adjacents.

Avec la modulation DQPSK, et pour les niveaux de débit moyen et haut, le niveau de performance de transmission (PLR) se détériore de façon très remarquable, surtout en haut débit. Cette dégradation de performances avec la DQPSK est principalement liée à la faiblesse de ce schéma de modulation face aux occurrences des erreurs de bits qui sont beaucoup plus fréquentes dans les cas de fortes interférences au niveau du canal de transmission du réseau Ref-BAN.

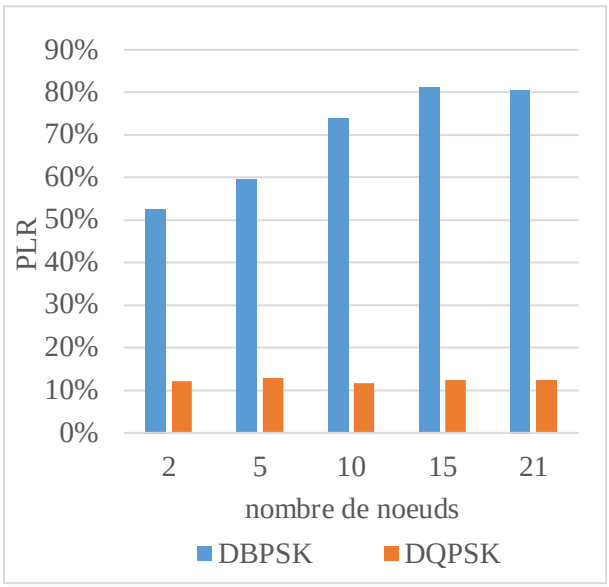


Figure 4.5 *Evaluation du PLR (R-BAN), en bas débit pour DBPSK et DQPSK en fonction du nombre de nœuds du réseau I-BAN.*

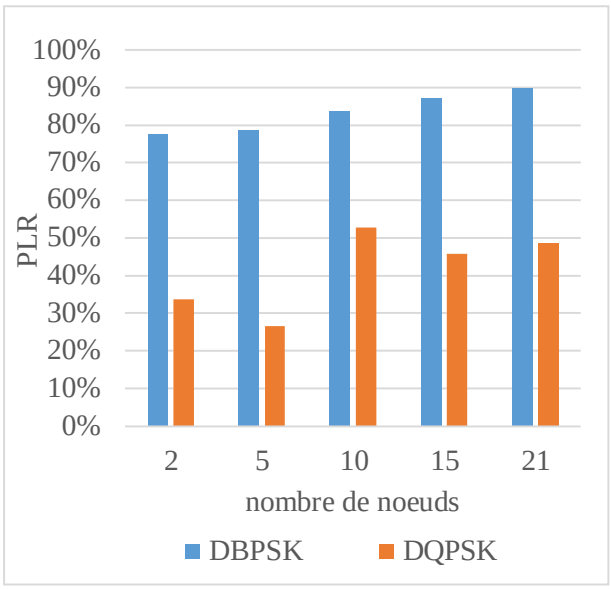


Figure 4.6 *Evaluation du PLR (R-BAN), en débit moyen pour DBPSK et DQPSK en fonction du nombre de nœuds du réseau I-BAN.*

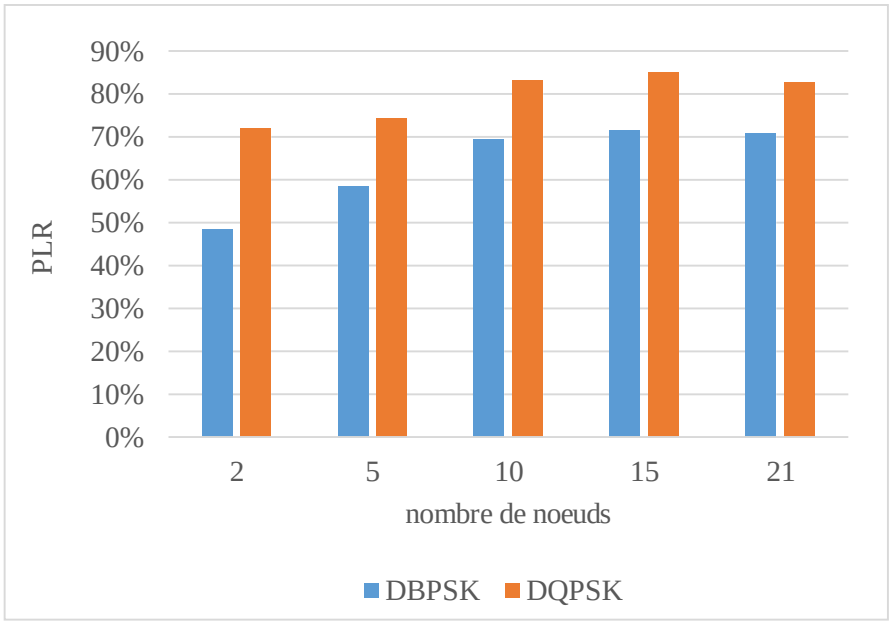


Figure 4.7 *Evaluation du PLR (R-BAN), en haut débit pour DBPSK et DQPSK en fonction du nombre de nœuds du réseau I-BAN.*

4.5.1.3 Comportement des schémas de modulation dans le scénario 3

Pour présenter l'effet de la charge utile du trafic I-BAN sur les interférences mutuelles, nous présentons sur les figures 4.8, 4.9 et 4.10, le taux de perte de paquets atteint, en faible débit, débit

moyen et haut débit respectivement, dans le cas ou I-BAN transmet des paquets de charge utile de 10, 100 et 200 octets. La charge utile du BAN de référence est maintenue à 100 octets.

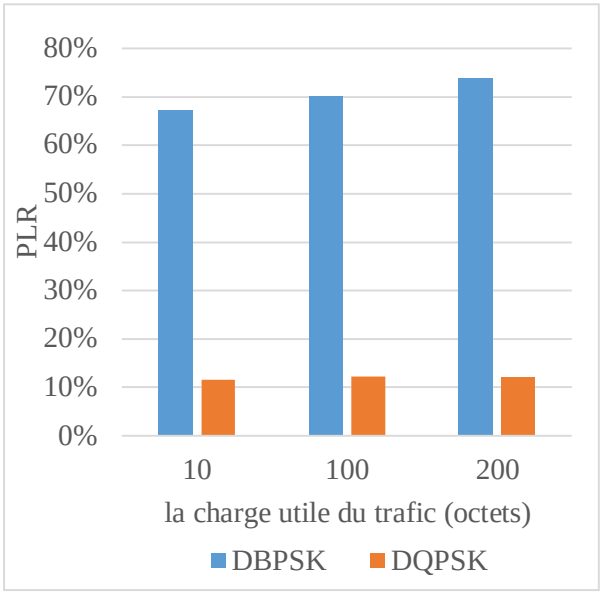


Figure 4.8 *Evaluation du PLR (R-BAN), en faible débit pour DBPSK et DQPSK en fonction de la charge utile du trafic I-BAN.*

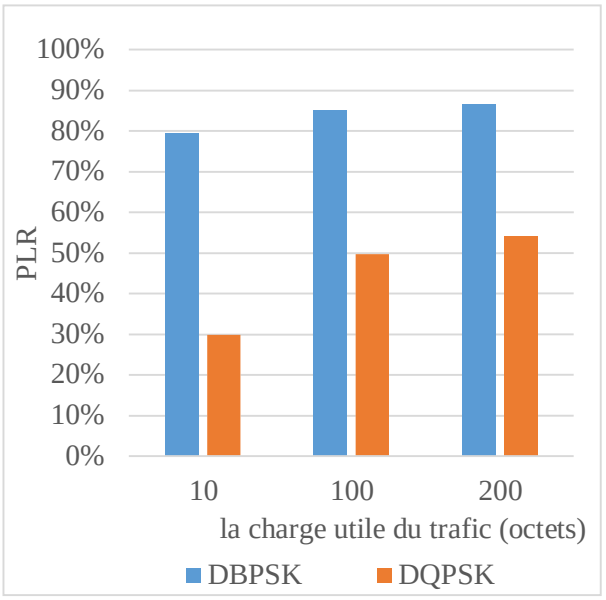


Figure 4.9 *Evaluation du PLR (R-BAN), en débit moyen pour DBPSK et DQPSK en fonction de la charge utile du trafic I-BAN.*

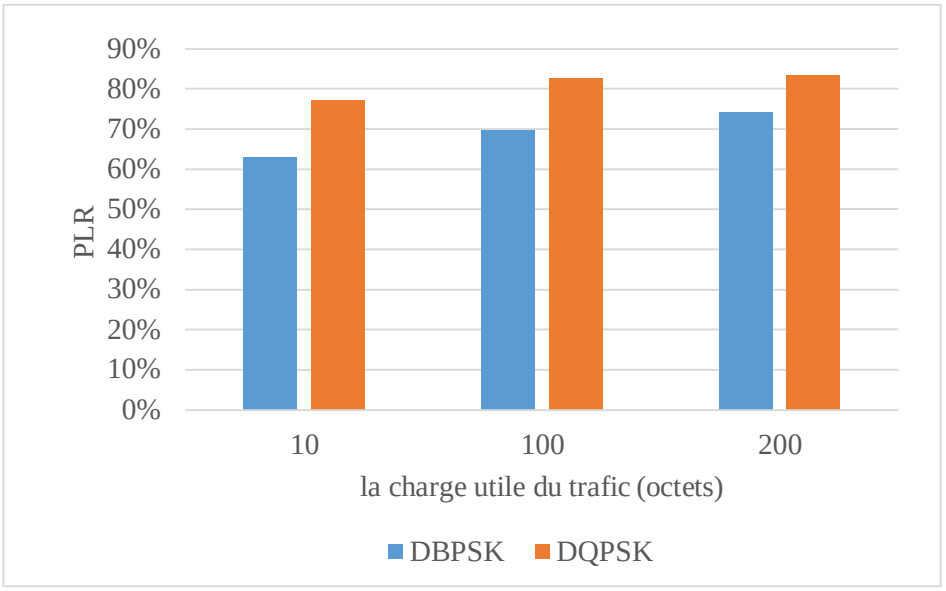


Figure 4.10 *Evaluation du PLR (R-BAN), en haut débit pour DBPSK et DQPSK en fonction de la charge utile du trafic.*

Les résultats de ce scénario montrent, une fois de plus, comme pour les deux scénarios précédents, que la charge utile du trafic du réseau I-BAN a un impact sur le PLR reçu au niveau

du Ref-BAN. De plus, pour les mêmes raisons de sensibilité du récepteur évoquées précédemment, le PLR atteint en bas et moyen débits (figures 4.8 et 4.9), avec la modulation DQPSK, est meilleur qu'en DBPSK. Mais en haut débit (figure 4.10) ce comportement s'inverse à l'avantage de la modulation DBPSK lorsque le niveau d'interférences augmente.

4.5.2 Efficacité énergétique dans les scénarios d'interférences

Nous présentons dans cette section une étude de l'efficacité énergétique pour les trois scénarios d'étude des interférences mutuelles. Nous visons de mettre en évidence l'effet des trois facteurs d'interférences discutés précédemment sur la consommation totale d'énergie du WBAN d'intérêt.

4.5.2.1 Effets de la distance inter-BAN sur la consommation totale d'énergie

La figure 4.11 représente l'énergie totale consommée au niveau de tous les nœuds du Ref-BAN dans le premier scénario de coexistence : en l'absence d'interférence, et lorsque I-BAN est situé à des distances différentes du Ref-BAN. Soient 6m et 3m respectivement. Comme nous l'avons mentionné, l'étude de l'effet de la distance séparant les deux BAN sur la consommation d'énergie est conduite pour trois débits de transmission : 10 kbps, 44 kbps et 72 kbps, qui représentent les applications médicales on-body à bas débit, à débit moyen, et à haut débit.

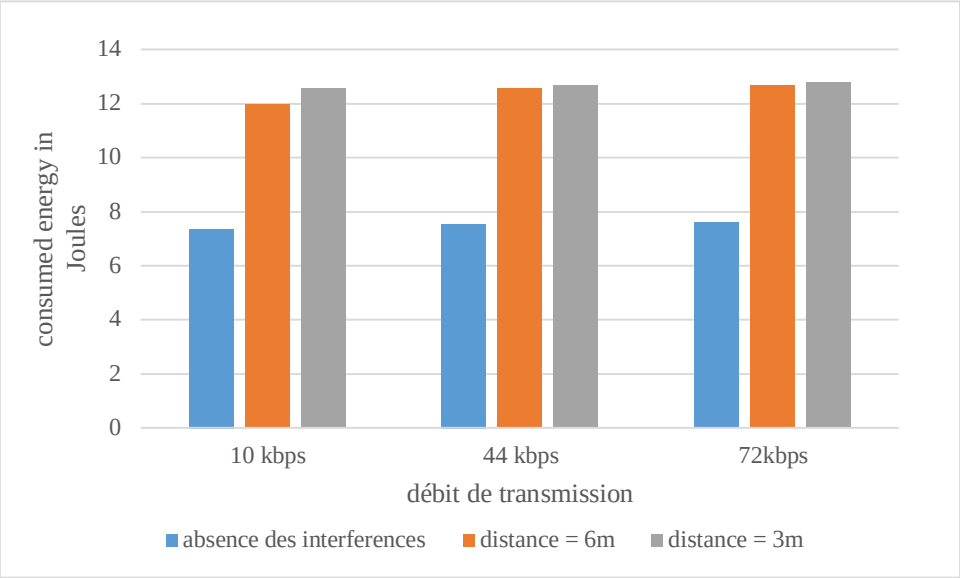


Figure 4.11 *impact de la distance séparant les BAN adjacents sur la consommation d'énergie en bas, moyens et hauts débits.*

Lorsque Ref-BAN ne subit pas d'interférence (absence du I-BAN) l'énergie totale consommée est autour de 7 joules, avec une différence légère notée lorsque le débit de transmission augmente (7.35 J à 10 kbps, 7.55 J à 40 kbps et 7.6 J à 72 kbps). Cependant, dès que le BAN perturbateur est à proximité l'énergie consommée s'élève aux alentours de 12 joules à une distance de 6m (11.99 J à 10 kbps, 12.57 J à 44 kbps et 12.66 à 72 kbps) avec une légère augmentation lorsque la distance est réduite à 3m (12.57 J à 10 kbps, 12.67 J à 44 kbps et 12.78 J à 72 kbps).

Pour donner une explication aux résultats de la figure 4.11, nous présentons sur la figure 4.12 la répartition des paquets au niveau de la couche MAC du modèle BAN de référence en absence et en présence des interférences de BAN adjacents pour un débit de transmission de 72 kbps.

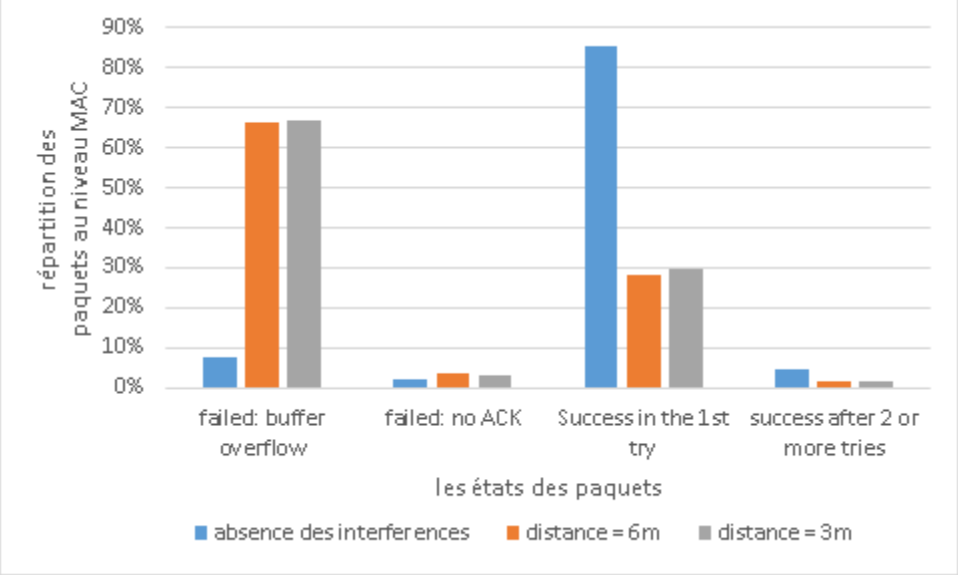


Figure 4.12 *la répartition des paquets au niveau de la couche MAC en absence et en cas d'interférences mutuelles à 72 kbps*

Une saturation de la mémoire tampon du hub récepteur est notée en cas d'interférences, ceci est causé par la collecte des paquets du BAN adjacent en plus des paquets du BAN de référence surtout quand la distance séparant les deux BAN est minimale. La saturation de la mémoire tampon, traduite par des grandes files d'attente de paquets en cas d'interférences, peut donc être la cause principale de la consommation d'énergie importante. L'effet de cette saturation peut également impacter d'autres indicateurs de performance des BAN comme le taux de paquets reçus.

Le problème de saturation de la mémoire tampon, connu en cas d'interférences de BAN adjacent, est également lié à l'augmentation du débit de transmission au niveau des deux BAN. Nous présentons en figure 4.13 la saturation de la mémoire tampon pour les trois taux de transmission de paquets, en cas d'interférence, lorsque la distance séparant I-BAN du Ref-BAN est de 6m.

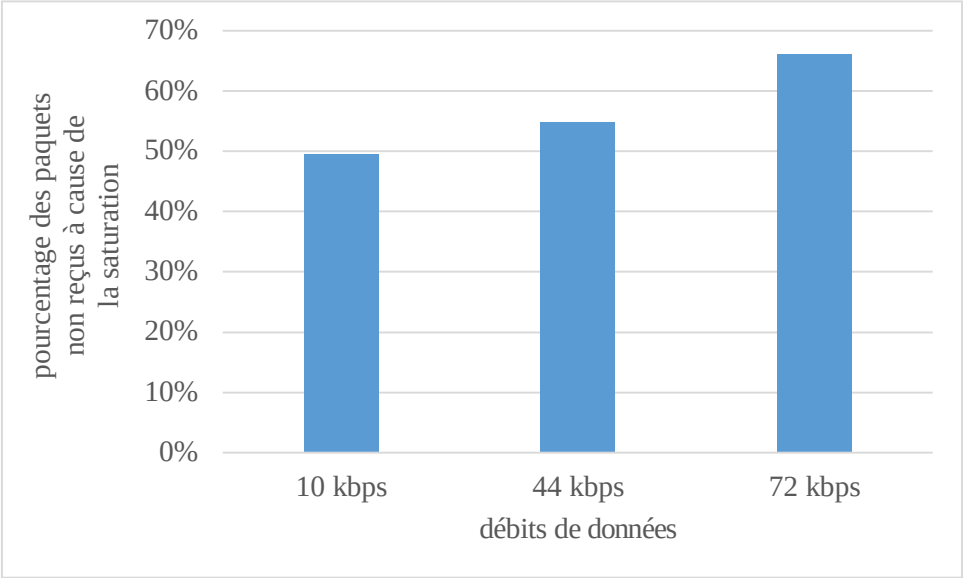


Figure 4.13 *Effet de l'augmentation du débit de transmission sur la saturation de la mémoire tampon en cas d'interférence (la distance séparant les deux BAN est de 6m)*

Nous remarquons que lorsque le débit de transmission augmente la saturation de la mémoire tampon augmente aussi et cause ainsi plus de paquets perdus. A un débit de 10 kbps, 49.59% de paquets sont perdus à cause du problème de saturation de la mémoire tampon. Lorsque ce débit augmente à 72 kbps par exemple le taux de saturation augmente aussi pour atteindre 66.19 %.

La réduction de la taille de la mémoire tampon peut contribuer à réduire la consommation d'énergie totale du réseau Ref-BAN, mais peut impacter d'autres facteurs de performance comme le taux de réception de paquets. Ce qui est montré sur les figures 4.14 et 4.15.

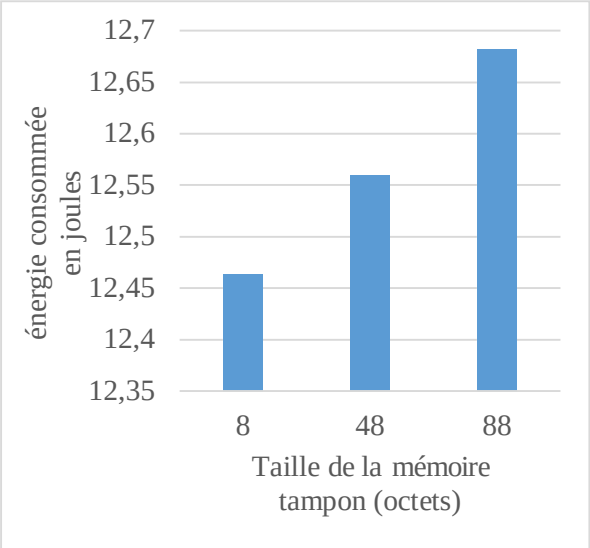


Figure 4.14 *la consommation d'énergie totale du R-BAN pour différentes tailles de mémoire tampon à 44 kbps*

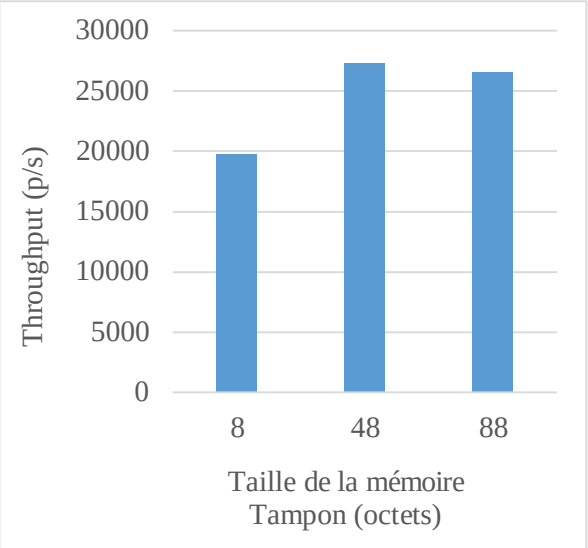


Figure 4.15 *throughput pour différentes tailles de la mémoire tampon à 44 kbps*

La figure 4.14 présente la consommation d'énergie totale du réseau Ref-BAN en fonction de différentes tailles de la mémoire tampon des nœuds. Le débit de transmission est fixé à 44 kbps, et la distance séparant les deux BAN à 6m. Nous avons relevé les valeurs de l'énergie consommée pour plusieurs tailles de la mémoire tampon, mais nous ne montrons sur la figure 4.14 que les plus importantes.

D'après les résultats de la figure 4.14, il est important de noter que la consommation d'énergie totale au niveau des réseaux BAN dans le cas d'interférence peut être optimisée en réduisant la taille de la mémoire tampon des nœuds (l'énergie totale consommée au niveau du Ref-BAN vaut 12.46J lorsque la taille de la mémoire tampon est égale à 8 octets, et s'élève à 12.68J lorsque la taille de la mémoire tampon vaut 88 octets). Cependant, cette amélioration de la consommation d'énergie n'est pas sans atteindre un paramètre aussi important qui est : le throughput.

La figure 4.15, présente l'impact de la réduction de la taille de la mémoire tampon des nœuds sur le taux de paquets reçus (throughput). L'utilisation d'une mémoire tampon de taille réduite peut causer des pertes de paquets, traduites par des valeurs de throughput minimales. Lorsque

cette taille vaut 8 octets par exemple, nous recevons un nombre de paquets beaucoup plus réduit que dans le cas où la taille de la mémoire est assez large (19734 paquets/s lorsque la mémoire tampon vaut 8 octets pour 27306 paquets/s lorsque la taille de la mémoire augmente à 48 octets).

4.5.2.2 Effet du nombre de nœuds dans le BAN perturbateur sur la consommation d'énergie

Les figures 4.16, 4.17 et 4.18 représentent la consommation d'énergie totale du réseau Ref-BAN dans les trois scénarios de variation du nombre de nœuds du I-BAN, à 10 kbps, 44 kbps et 72 kbps respectivement. Le schéma de modulation adopté dans ces trois simulations est DQPSK.

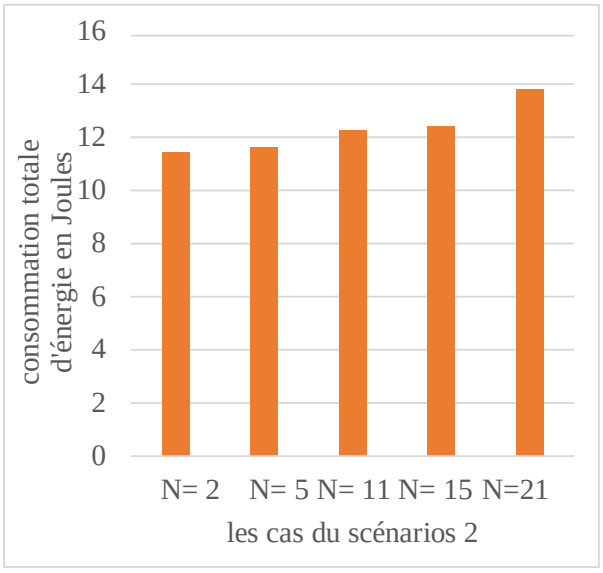


Figure 4.16 *La consommation d'énergie au niveau du R-BAN en fonction du nombre de nœuds du I-BAN à 10 kbps*

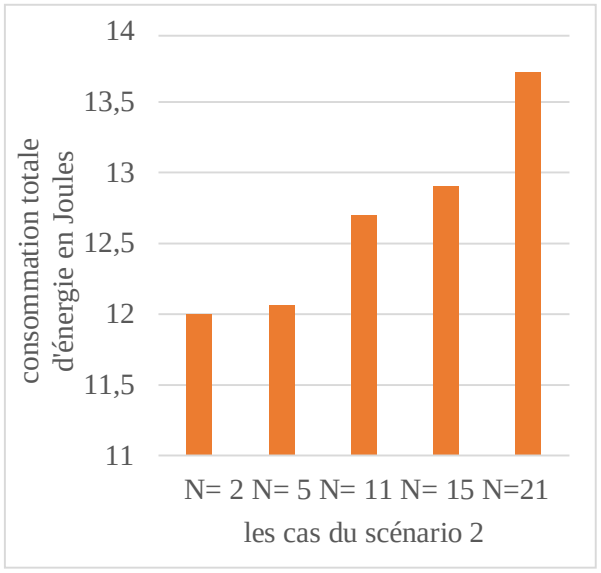


Figure 4.17 *La consommation d'énergie au niveau du R-BAN en fonction du nombre de nœuds du I-BAN à 44 kbps*

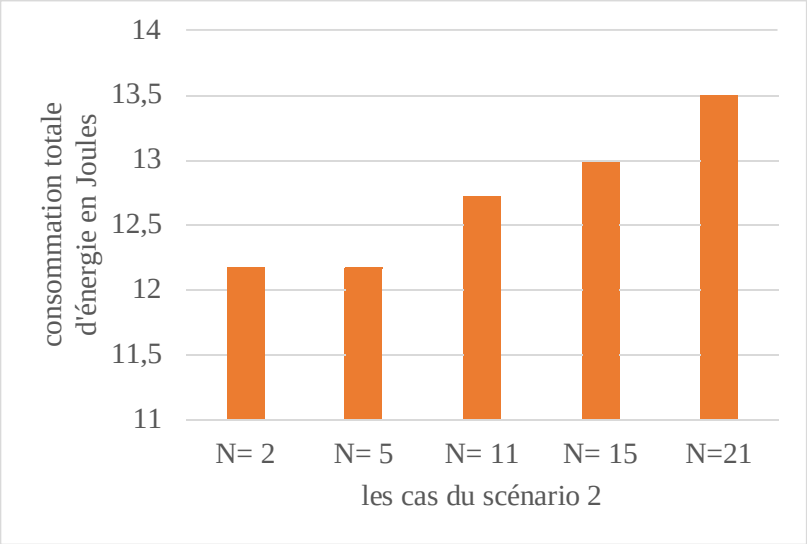


Figure 4.18 *La consommation d'énergie au niveau du Ref-BAN en fonction du nombre de nœuds du I-BAN à 72 kbps*

D'après les résultats des figures 4.16, 4.17 et 4.18, nous remarquons que lorsque le nombre des nœuds du I-BAN est inférieur à celui du Ref-BAN, la consommation d'énergie au niveau de ce dernier est minimale. Ceci est dû au niveau d'interférence minimale que subit Ref-BAN dans ce cas. Dans une étude précédente nous avons déjà montré que la variation du nombre de nœuds dans le BAN perturbateur a un impact direct sur le niveau d'interférence subit, et par conséquent sur le taux de paquets reçus. Lorsque le nombre de nœuds du BAN perturbateur dépasse celui du BAN de référence, la consommation totale d'énergie augmente aussi pour les trois débits de transmission étudiés. Ceci montre que lorsque le nombre de nœuds dans le BAN perturbateur augmente le niveau d'interférence sur le BAN de référence s'élève. Ce qui peut causer également des taux de pertes de paquets élevés. Au niveau de la couche MAC, comme pour l'étude de l'effet de la distance, l'impact des interférences mutuelles se traduit par une saturation de la mémoire tampon des nœuds. Une réduction de la taille de la mémoire tampon peut donc contribuer à réduire la consommation d'énergie, mais peut avoir un effet négatif sur le taux de réception de paquets.

4.5.2.3 Effet de la charge utile du trafic du BAN perturbateur sur la consommation d'énergie

Nous montrons sur les figures 4.19, 4.20 et 4.21 la consommation totale d'énergie du réseau Ref-BAN en fonction de différentes charges utiles du trafic du réseau I-BAN en bas, moyens et hauts débits respectivement. Comme pour l'étude précédente de l'impact de ce paramètre sur le PLR, le BAN de référence transmet des paquets de 100 octets dans tous les cas, alors que la charge utile du trafic du BAN perturbateur varie de 10 à 200 octets.

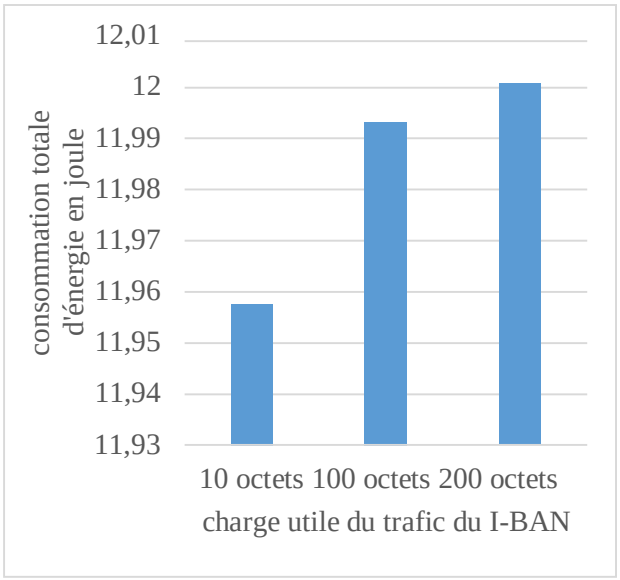


Figure 4.19 *Impact de la charge utile du trafic du I-BAN sur la consommation totale d'énergie du Ref-BAN en bas débits (10 kbps)*

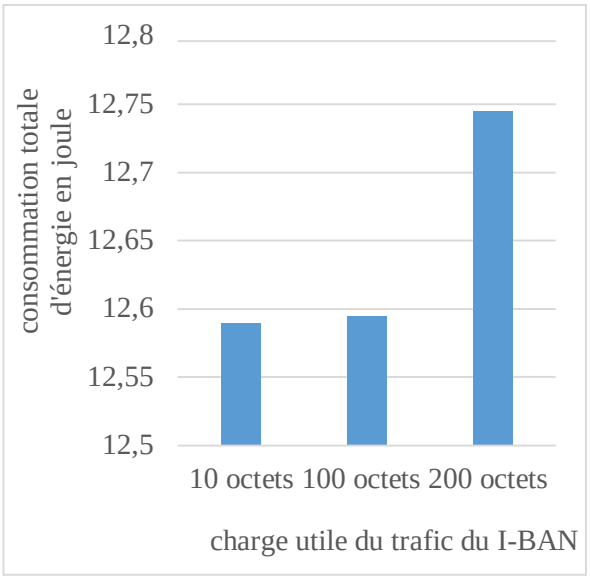


Figure 4.20 *Impact de la charge utile du trafic du I-BAN sur la consommation totale d'énergie du Ref-BAN en moyens débits (44 kbps)*

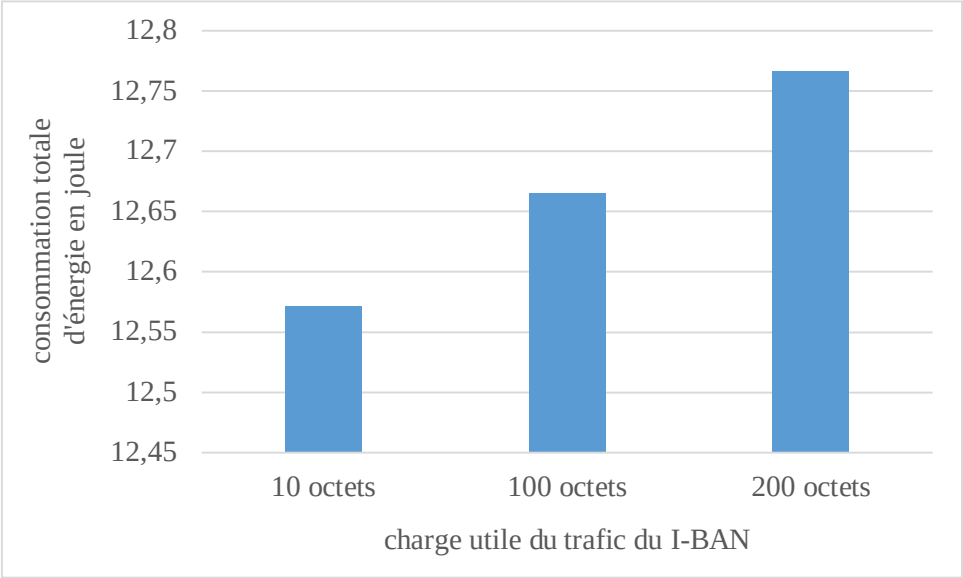


Figure 4.21 *Impact de la charge utile du trafic du I-BAN sur la consommation totale d'énergie du Ref-BAN en hauts débits (72kbps)*

D'après les trois figures, nous remarquons que la consommation totale d'énergie du BAN de référence augmente considérablement lorsque la charge utile du trafic du BAN perturbateur est importante, ceci est vrai pour les trois débits de transmission étudiés. De plus, la consommation d'énergie est encore plus prononcée lorsque le débit de transmission du BAN perturbateur augmente (par exemple pour une charge utile de 200 octets la consommation totale d'énergie est égale à 12.0008 J à 10 kbps pour atteindre 12.767 J à 72 kbps). il est donc clair que la charge utile du trafic est un facteur important pouvant augmenter le niveau d'interférence dans les WBAN.

4.6 Conclusion :

Dans ce chapitre nous avons évalué l'impact du choix du type de modulation, DBPSK et DQPSK (décrits dans la bande étroite à 2.4 GHz du standard IEEE 802.15.6), sur les performances de transmission BAN, dans un environnement d'interférences mutuelles. Ces performances sont évaluées au moyen du taux de pertes de paquets (PLR) pour différents niveaux de débit. A ce propos, nous avons examiné trois scénarios d'étude qui examinent respectivement les effets de la distance inter-BAN, du nombre de nœuds et de la charge utile du

trafic du BAN interférant sur les performances du BAN de référence. L'étude effectuées sur les trois scénarios a pu montrer l'impact des trois paramètres cités sur les performances étudiées et pour chacun des schémas de modulation considéré. Si, pour les niveaux de débit faible et moyen, il est possible de privilégier un schéma de modulation par rapport à l'autre, en haut débit par contre les performances de transmission BAN se dégradent pour les deux schémas de modulation considérés, ce qui conduit à envisager dans ces conditions l'adoption d'autres schémas de modulation d'ordre inférieur (π/2DBPSK) qui peuvent contribuer à la réduction des interférences. Les interférences mutuelles ont également un impact très important sur l'efficacité énergétique. Il s'est avéré dans ce chapitre que la consommation d'énergie du BAN d'intérêt augmente aussitôt que la distance inter-BAN se réduit, le nombre de nœuds ou la charge utile du BAN perturbateur augmentent

Conclusion générale

Cette thèse présente une étude de l'adéquation des paramètres de la couche physique de la bande étroite à 2.4 GHz, d'un réseau WBAN, avec les exigences de ses applications médicales on-body. Les paramètres radio étudiés sont la modulation et la puissance de transmission. La thèse vise aussi à déterminer les facteurs pouvant affecter le bon fonctionnement des applications médicales ciblées en cas d'interférences mutuelles, notamment la variation de la charge utile et le nombre de nœuds dans le WBAN interférant, ainsi que la distance inter-BAN.

Dans le chapitre 3 nous avons présenté les différentes applications médicales on-body ciblées par notre modèle WBAN, ainsi que leurs exigences. Ces applications sont classées en : applications on-body à bas débit, à débit moyen et à haut débit avec les exigences de QoS de chacune d'elles, qui peuvent différer selon le contexte dans lequel le service est invoqué. En cas d'urgence par exemple, une supervision médicale à distance nécessite une transmission en temps réel des données, sans tolérer la moindre perte, alors qu'en situation non urgente la transmission des signes vitaux peut ne pas exiger le même degré de QoS. L'adéquation des deux schémas de modulation DBPSK et DQPSK et des puissances de transmission imposées par la norme IEEE 802.15.6 dans la bande étroite à 2.4 GHz est également étudiée. Cette étude tient compte de plusieurs indicateurs de performance à savoir le PLR, le temps de latence, le throughput et l'efficacité énergétique. Il s'est avéré d'après cette étude que la modulation DBPSK peut être un bon choix à faire dans le cas des applications à bas et moyen débits. Cependant, la modulation DQPSK semble être plus convenable pour les applications médicales à haut débit. En ce qui concerne la puissance de transmission, les applications médicales à bas débit peuvent accepter des puissances de transmission minimales (-10 dBm par exemple). Néanmoins, quand le débit exigé par l'application est important, il s'avère nécessaire d'utiliser des puissances de transmission plus élevées (0 dBm par exemple) pour garantir une réduction du taux de perte de paquets, un temps de latence acceptable ou un throughput plus élevé.

Etant donné la nature sociale des WBAN (portés par le corps humain), le problème des interférences mutuelles peut avoir lieu quand deux WBAN ou plus se trouvent l'un à côté de l'autre, ce qui peut nuire à leurs performances de transmission. Nous avons présenté dans le chapitre 4 une évaluation des facteurs qui peuvent impacter le bon fonctionnement des applications médicales on-body en cas d'interférences mutuelles. Cette évaluation a été menée pour trois scénarios d'étude et pour trois facteurs pertinents qui sont la distance inter-BAN (scénario 1), le nombre de nœuds-capteurs dans les WBANs interférents (scénario 2) et la charge utile de trafic des WBAN interférents (scénario 3). Les trois scénarios étudient chacun les performances de transmission, au moyen du taux de perte de paquets (PLR) et de la consommation totale d'énergie pour les trois niveaux de débit (faible, moyen et haut) et pour les deux schémas de modulation DBPSK et DQPSK. Les résultats de cette étude ont pu montrer l'impact des trois paramètres cités sur les performances étudiées et pour chacun des schémas de modulation considéré. Pour les applications médicales à faible et moyen débits, il est possible de privilégier l'adoption d'un schéma de modulation par rapport à l'autre, alors qu'en haut débit l'adoption des schémas de modulation d'ordre inférieur (π/2DBPSK) peut contribuer à la réduction des interférences.

Pour notre modèle de WBAN normalisé (IEEE 802.15.6-2012), l'étude numérique de ses performances de transmission, aussi bien au niveau physique (objet du travail proposé dans le présent document) qu'au niveau MAC [2]–[4] étant accomplie, la perspective de réalisation d'un prototype de sa validation expérimentale est envisagée et est en cours d'étude.

1. Perspectives et axes de recherche :

1.1 prise en compte de la mobilité WBAN :

Même si de nombreux chercheurs se sont penchés sur l'importance de la prise en charge de la mobilité et ont proposé de nouvelles technologies de mise en réseau pour les WBAN, il est toujours utile de mentionner les points à approfondir. Actuellement, OMNeT++ et NS-2/3

offrent des plateformes logicielles d'étude numérique permettant de simuler les réseaux WBAN et d'en étudier les performances de fonctionnement. Il est donc nécessaire d'obtenir un modèle de mobilité WBAN disponible en tant qu'extension pour ces plateformes logicielles et qui permet de reproduire de manière réaliste le modèle de mouvement des applications réelles ciblées. Même si quelques applications sont désormais disponibles, les modèles de mobilité actuels ne suffisent pas à décrire avec précision le mouvement des nœuds. Par conséquent, des recherches supplémentaires sur le comportement humain sont nécessaires pour améliorer ces modèles de mobilité. Récemment, des recherches sur la prédiction de la mobilité humaine basée sur les smartphones ont été lancés [212].

1.2 Renforcer l'efficacité énergétique par les techniques de récupération d'énergie

La récolte d'énergie est un autre aspect prometteur pour favoriser l'efficacité énergétique des capteurs WBAN. Bien que de nombreux efforts aient été déployés pour améliorer l'efficacité énergétique des capteurs WBAN, la récupération d'énergie est désormais considérée comme un mécanisme de premier plan pour stimuler l'efficacité énergétique. L'EH(Energy Harvesting) fait référence à la collecte d'énergie à partir de sources ambiantes illimitées et à la conversion de cette énergie en énergie électrique opérationnelle [18]. Cette énergie électrique collectée peut être utilisée pour faire fonctionner les capteurs WBAN lorsque cela est nécessaire. Il peut y avoir de multiples sources d'énergie tout autour de nous, comme l'énergie photovoltaïque [213], piézoélectrique [214], thermoélectrique ou l'énergie de radiofréquence (RF) [215]. Bien que diverses technologies de récupération d'énergie offrent des perspectives intéressantes pour améliorer l'efficacité énergétique des capteurs WBAN, la mise en œuvre de ces technologies doit relever quelques défis. Nous soulignons dans ce qui suit les problèmes et les défis futurs liés à l'intégration de la technologie EH dans les réseaux WBAN.

- **L’allocation d'énergie :** la gestion efficace de l'énergie entre les différents modules, comme l'utilisation de l'énergie supplémentaire, la collecte optimale des données, les décisions de routage et l'évitement de la surcharge, sont des éléments importants à prendre en compte.

- **Disponibilité des sources d’énergie :** Pour favoriser l'effet des technologies de récupération d’énergie dans les WBAN, il est très important d'évaluer la disponibilité des sources pour un mécanisme de récupération particulier. Par exemple, les sources ambiantes telles que la lumière du soleil ou les radiations RF peuvent ne pas être disponibles en permanence ou être limitées.

- **Complexités de conception :** La conception physique des capteurs WBAN devient plus difficile lors de l’intégration de la technologie EH pour l'efficacité énergétique. Des fonctionnalités supplémentaires rendraient critique la conception du capteur car des circuits complexes doivent être intégrés dans le matériel ce qui peut entraîner une augmentation de la taille et des coûts de mise en œuvre.

1.3 Integration de la technologie SDN dans les WBAN

SDN (Software Defined Networks) est un nouveau paradigme de mise en réseau, qui sépare le plan de contrôle du plan de données. Ce découplage permet aux opérateurs de travailler avec un programme de contrôle centralisé plutôt qu'avec de nombreux dispositifs réseau multifournisseurs pour mettre en œuvre leurs politiques préférées [216]. Le plan de contrôle est constitué d'un contrôleur logiciel et les périphériques du réseau deviennent de simples dispositifs de transmission de paquets (le plan de données) qui peuvent être programmés via une interface ouverte, comme ForCES [217] et openflow [218]. Lorsqu'il est mis en œuvre dans le WBAN, il offre une flexibilité et un contrôle programmatique du réseau. Les normes ouvertes telles que Open- flow et ForCes simplifient la conception et l'exploitation du réseau, ce qui réduit la

dépendance à l'égard des instructions et des protocoles spécifiques des fournisseurs, les instructions et les commandes étant fournies par un contrôleur [219]. Le paradigme SDN promet une réduction considérable de la consommation d'énergie par le nœud. Toutefois, la portée de cette affirmation doit être évaluée et quantifiée. La quantité de traitement nécessaire, en proportion de l'utilisation de l'énergie, doit être déterminée et l'utilisation de l'énergie en fonction de l'application doit être calculée. En outre, le WBAN traite des applications hétérogènes dont l'agrégation et le traitement des données produites constitue un problème à résoudre.

1.4 La technologie Blockchain pour WBAN

Les capteurs portables WBAN génèrent un grand volume de données qui sont importantes pour le processus de diagnostic et constituent également une ressource utile pour la recherche médicale. Le stockage et le partage des données personnelles est une tâche importante. Pour faciliter le stockage sécurisé des données, une startup basée en Suisse a inventé la Blockchain, une banque de santé qui offre une plateforme d'échange de données individualisées pour partager les données personnelles à des fins de recherche. Ces même données partagées peuvent être suivies avec un horodatage [220]. L'une des dernières études [221], a introduit BlocHIE, une plateforme basée sur la blockchain pour l'échange d'informations sur la santé afin de stocker d'énormes quantités de données à distance qui amélioreront les collaborations entre les entreprises de recherche clinique. Bien que les perspectives de la blockchain pour les WBAN semblent attrayantes, elles s'accompagnent de divers défis. Parmi ceux-ci, on peut citer les suivants :

- **Confiance et accord mutuels :** Il est très important que la confiance règne entre les entités participantes, telles que les patients, l'assureur maladie, l'équipe de recherche médicale et les prestataires de soins de santé. L'autorisation de partager et de consulter

les données personnelles du patient est indispensable lorsqu'il s'agit de poursuivre la recherche sur une maladie spécifique.

- **Gestion du trafic :** La nature diverse du trafic WBAN exige un mécanisme de priorité exclusif pour traiter les données de surveillance normales et les données d'urgence. Les données d'urgence doivent être traitées en priorité, de façon à ce que les données d'urgence subissent le moins de retard possible.

- **La qualité de service :** Comme le WBAN exige la livraison de données dans un délai strict en fonction des applications spécifiques, la vérification des blocs entraîne des retards supplémentaires. Et comme le nombre de patients augmente, la complexité et la charge de calcul augmentent, ce qui affecte finalement la QoS globale du réseau.

- **Contrôleur de données :** L'une des propriétés de la blockchain est l'immutabilité, c'est-à-dire la résistance à la modification des données. Les dysfonctionnements des dispositifs WBAN peuvent entraîner des données erronées enregistrées dans le dossier médical électronique. Puisque la modification des données n'est pas possible dans la blockchain, trouver un contrôleur de données pour traiter les données erronées est très difficile et reste à résoudre.

- **Contrats intelligents :** Générer des clauses auto-exécutables pour des contrats intelligents pour différentes applications WBAN est très difficile. Car le modèle du contrat intelligent doit être représentable et quantifiable.

Références :

[1] L. A. N. Man, S. Committee, and I. Computer, *IEEE Standard for Local and metropolitan area networks Part 15 . 6: Wireless Body Area Networks*, no. February. 2012.

[2] A. Bouayad, N. El, H. Chaoui, M. El Ghazi, and M. El Bekkali, "Modeling and Simulation ofa Wireless Body Area Network for Monitoring Sick Patient Remotely," *Int. J. Comput. Sci. Inf. Technol.*, vol. 6, no. 1, pp. 580–585, 2015.

[3] A. Bouayad, C. Mejhed, N. El, M. El Ghazi, and M. El Bekkali, "International Journal of Computer Science & Information Security," no. September, 2015.

[4] A. Bouayad, C. Mejhed, N. El, M. El Bekkali, and M. El Ghazi, "International Journal of Computer Science & Information Security," no. September, 2015.

[5] S. Ullah *et al.*, "A comprehensive survey of wireless body area networks on PHY, MAC, and network layers solutions," *J. Med. Syst.*, vol. 36, no. 3, pp. 1065–1094, 2012, doi: 10.1007/s10916-010-9571-3.

[6] D. I. P. T. Obón, T. I. H. F. Alk, and M. A. M. Aier, "W I R E L E S S C O M M U N I C At I O N S F O R E -H E a Lt H a P P L I C At I O N S C Ontext a Wareness in Wban S: a S Urvey on M Edical and N on -M Edical a Pplications," no. August, pp. 30–37, 2013.

[7] A. A. Lazakidou, S. Zimeras, and D. Iliopoulou, "mHealth Ecosystems and Social Networks in Healthcare," *Livre*, 2016, doi: 10.1007/978-3-319-23341-3.

[8] M. Chakraborty and S. Biswas, "Interference Mitigation Approach for WBAN by Improving RAKE Receiver Modulation," vol. 18, no. 6, pp. 7–14, 2016, doi:

10.9790/0661-1806050714.

[9] B. Emami-abarghouei, “Self-Coach: An Intelligent WBAN System for Heart Disease Prediction Using Non-Dominated Sorting Genetic Algorithm,” no. September, 2016.

[10] Z. Jin, J. Oresko, S. Huang, and A. C. Cheng, “HeartToGo: A personalized medicine technology for cardiovascular disease prevention and detection,” *2009 IEEE/NIH Life Sci. Syst. Appl. Work. LiSSA 2009*, pp. 80–83, 2009, doi: 10.1109/LISSA.2009.4906714.

[11] M. Hadjem, O. Salem, and F. Nait-Abdesselam, “An ECG monitoring system for prediction of cardiac anomalies using WBAN,” *2014 IEEE 16th Int. Conf. e-Health Networking, Appl. Serv. Heal. 2014*, pp. 441–446, 2014, doi: 10.1109/HealthCom.2014.7001883.

[12] A. Rghioui, J. Lloret, M. Harane, and A. Oumnad, “A smart glucose monitoring system for diabetic patient,” *Electron.*, vol. 9, no. 4, pp. 1–18, 2020, doi: 10.3390/electronics9040678.

[13] N. Keranen *et al.*, “IEEE802.15.6 -based multi-accelerometer WBAN system for monitoring Parkinson’s disease,” *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS*, no. September, pp. 1656–1659, 2013, doi: 10.1109/EMBC.2013.6609835.

[14] R. Negra, I. Jemili, and A. Belghith, “Wireless Body Area Networks: Applications and Technologies,” *Procedia Comput. Sci.*, vol. 83, no. May, pp. 1274–1281, 2016, doi: 10.1016/j.procs.2016.04.266.

[15] A. Hadjidj *et al.*, “Wireless Sensor Networks for Rehabilitation Applications: Challenges and Opportunities To cite this version: HAL Id: hal-00762929 Wireless

Sensor Networks for Rehabilitation Applications: Challenges and Opportunities," 2013.

[16] R. Magjarevic, "Home care technologies for ambient assisted living," *IFMBE Proc.*, vol. 16, no. 1, pp. 397–400, 2007, doi: 10.1007/978-3-540-73044-6_101.

[17] M. Salayma, A. Al-Dubai, I. Romdhani, and Y. Nasser, "Wireless Body Area Network (WBAN)," *ACM Comput. Surv.*, vol. 50, no. 1, pp. 1–38, 2017, doi: 10.1145/3041956.

[18] M. BOUMAIZ *et al.*, "Energy harvesting based WBANs: EH optimization methods," *Procedia Comput. Sci.*, vol. 151, pp. 1040–1045, 2019, doi: 10.1016/j.procs.2019.04.147.

[19] J. Kumari and Prachi, "An Energy Effective WBAN Architecture for Athletes Efforts Analysis under a Common Activity," *Int. J. Inf. Technol. Comput. Sci.*, vol. 7, no. 11, pp. 74–80, 2015, doi: 10.5815/ijitcs.2015.11.09.

[20] A. Manirabona, L. C. Fourati, and S. Boudjit, "Investigation on healthcare monitoring systems: Innovative services and applications," *Int. J. E-Health Med. Commun.*, vol. 8, no. 1, pp. 1–18, 2017, doi: 10.4018/IJEHMC.2017010101.

[21] Y. Kortli, M. Jridi, A. Al Falou, and M. Atri, "Face recognition systems: A survey," *Sensors (Switzerland)*, vol. 20, no. 2, 2020, doi: 10.3390/s20020342.

[22] A. Vasconcelos, C. Correia, F. Nunes, and A. Carvalho, "Mobile, exercise-agnostic, sensor-based serious games for physical rehabilitation at home," *TEI 2018 - Proc. 12th Int. Conf. Tangible, Embed. Embodied Interact.*, vol. 2018-Janua, no. March, pp. 271–278, 2018, doi: 10.1145/3173225.3173280.

[23] R. A. Khan and A. S. K. Pathan, "The state-of-the-art wireless body area sensor

networks: A survey," *Int. J. Distrib. Sens. Networks*, vol. 14, no. 4, 2018, doi: 10.1177/1550147718768994.

[24] B. Kim, J. Choi, and J. Cho, "A Hybrid Channel Access Scheme for Coexistence Mitigation in IEEE 802.15.4-Based WBAN," vol. 17, no. 21, pp. 7189–7195, 2017.

[25] B. Almohammed, A. Ismail, and A. Sali, "Electro-textile wearable antennas in wireless body area networks: materials, antenna design, manufacturing techniques, and human body consideration—a review," *Text. Res. J.*, no. July, 2020, doi: 10.1177/0040517520932230.

[26] A. Arif, M. Zubair, M. Ali, M. U. Khan, and M. Q. Mehmood, "A Compact, Low-Profile Fractal Antenna for Wearable On-Body WBAN Applications," *IEEE Antennas Wirel. Propag. Lett.*, vol. 18, no. 5, pp. 981–985, 2019, doi: 10.1109/LAWP.2019.2906829.

[27] S. Movassaghi, M. Abolhasan, J. Lipman, D. Smith, and A. Jamalipour, "Wireless Body Area Networks: A Survey," *Ieee Commun. Surv. Tutorials*, vol. 16, no. 3, pp. 1658–1686, 2014, doi: 10.1109/surv.2013.121313.00064.

[28] K. Chaudhary and D. Sharma, "Body area networks: A survey," *Proc. 10th INDIACom; 2016 3rd Int. Conf. Comput. Sustain. Glob. Dev. INDIACom 2016*, pp. 3319–3323, 2016, doi: 10.1007/s11036-010-0260-8.

[29] Saleem, "On the Security Issues in Wireless Body Area Networks," *Int. J. Digit. Content Technol. its Appl.*, vol. 3, no. 3, 2009, doi: 10.4156/jdcta.vol3.issue3.22.

[30] Y. Zia, F. Bashir, and K. N. Qureshi, "Dynamic superframe adaptation using group-based media access control for handling traffic heterogeneity in wireless body area

networks," *Int. J. Distrib. Sens. Networks*, vol. 16, no. 8, 2020, doi: 10.1177/1550147720949140.

[31] S. Ullah, B. Shen, S. M. Riazul Islam, P. Khan, S. Saleem, and K. S. Kwak, "A study of MAC protocols for WBANs," *Sensors*, vol. 10, no. 1, pp. 128–145, 2010, doi: 10.3390/s100100128.

[32] M. Zuniga and B. Krishnamachari, "Analyzing the transitional region in low power wireless links," *2004 First Annu. IEEE Commun. Soc. Conf. Sens. Ad Hoc Commun. Networks, 2004. IEEE SECON 2004.*, vol. 00, no. c, pp. 517–526, 2004, doi: 10.1109/SAHCN.2004.1381954.

[33] R. Jaramillo, A. Quintero, and S. Chamberland, "Energy-Efficient MAC Protocol for Wireless Body Area Networks," 2015.

[34] S. Movassaghi, M. Abolhasan, D. Smith, and A. Jamalipour, "AIM: Adaptive Internetwork interference mitigation amongst co-existing wireless body area networks," *2014 IEEE Glob. Commun. Conf. GLOBECOM 2014*, pp. 2460–2465, 2014, doi: 10.1109/GLOCOM.2014.7037177.

[35] J. Feller, "Inside an open source software community: Empirical analysis on individual and group level Collaboration , Conflict and Control Proceedings of the 4th Workshop on Editors," vol. 1910, no. March, pp. 1–6, 2014, doi: 10.1049/ic.

[36] G. MacIa-Fernandez, P. Garcia-Teodoro, and J. Diaz-Verdejo, "Fraud in roaming scenarios: An overview," *IEEE Wirel. Commun.*, vol. 16, no. 6, pp. 88–94, 2009, doi: 10.1109/MWC.2009.5361183.

[37] S. Ullah, M. Mohaisen, and M. A. Alnuem, "A review of IEEE 802.15.6 MAC, PHY,

and security specifications," *Int. J. Distrib. Sens. Networks*, vol. 2013, no. April 2013, 2013, doi: 10.1155/2013/950704.

[38] T. Saba, K. Haseeb, I. Ahmed, and A. Rehman, "Secure and energy-efficient framework using Internet of Medical Things for e-healthcare," *J. Infect. Public Health*, 2020, doi: 10.1016/j.jiph.2020.06.027.

[39] C. A. Chin, G. V. Crosby, T. Ghosh, and R. Murimi, "Advances and challenges of wireless body area networks for healthcare applications," *2012 Int. Conf. Comput. Netw. Commun. ICNC'12*, no. June 2014, pp. 99–103, 2012, doi: 10.1109/ICCNC.2012.6167576.

[40] T. A. J. Mary, S. Durai, and S. Mistry, "Patch antenna using biocompatible insulation layer in wireless on-body sensor applications," *J. Eng. Sci. Technol. Rev.*, vol. 12, no. 1, pp. 99–103, 2019, doi: 10.25103/jestr.121.11.

[41] K. Hasan, K. Biswas, K. Ahmed, N. S. Nafi, and M. S. Islam, "A comprehensive review of wireless body area network," *J. Netw. Comput. Appl.*, vol. 143, no. June, pp. 178–198, 2019, doi: 10.1016/j.jnca.2019.06.016.

[42] L. A. N. Man, S. Committee, and I. Computer, *IEEE Standard for Local and metropolitan area networks Part 15 . 6 : Wireless Body Area Networks IEEE Computer Society*, no. February. 2012.

[43] S. Bouldjadj and Z. Aliouat, "High throughput and thermal aware routing protocol (HTTRP) for wireless body area networks," *Ing. des Syst. d'Information*, vol. 25, no. 1, pp. 41–48, 2020, doi: 10.18280/isi.250106.

[44] Z. Shahbazi and Y. C. Byun, "Towards a secure thermal-energy aware routing protocol

in wireless body area network based on blockchain technology," *Sensors (Switzerland)*, vol. 20, no. 12, pp. 1–26, 2020, doi: 10.3390/s20123604.

[45] K. Awan, K. N. Qureshi, and Mehwish, "Wireless body area networks routing protocols: A review," *Indones. J. Electr. Eng. Comput. Sci.*, vol. 4, no. 3, pp. 594–604, 2016, doi: 10.11591/ijeecs.v4.i3.pp594-604.

[46] M. Sukor, S. Ariffin, N. Fisal, S. K. S. Yusof, and A. Abdallah, "Performance study of wireless body area network in medical environment," *Proc. - 2nd Asia Int. Conf. Model. Simulation, AMS 2008*, no. April 2014, pp. 202–206, 2008, doi: 10.1109/AMS.2008.135.

[47] I. Arun Faisal, T. Waluyo Purboyo, and A. Siswo Raharjo Ansori, "A Review of Accelerometer Sensor and Gyroscope Sensor in IMU Sensors on Motion Capture," *J. Eng. Appl. Sci.*, vol. 15, no. 3, pp. 826–829, 2019, doi: 10.36478/jeasci.2020.826.829.

[48] B. Delporte, L. Perroton, T. Grandpierre, and J. Trichet, "Accelerometer and magnetometer based gyroscope emulation on smart sensor for a virtual reality application," *Sensors and Transducers*, vol. 14, no. SPEC. 1, pp. 32–47, 2012.

[49] H. Karaouni and A. Mago, "Accessible Positional Tracking for Mobile VR."

[50] O. O.O, Z. K, R. O.A, and Z. T, "Ubiquitous Healthcare Monitoring System Using Integrated Triaxial Accelerometer, Spo2 and Location Sensors," *Int. J. UbiComp*, vol. 4, no. 2, pp. 1–13, 2013, doi: 10.5121/iju.2013.4201.

[51] H. G. Espinosa, J. Lee, and D. A. James, "The Inertial Sensor: a Base Platform for Wider Adoption in Sports Science Applications," *J. Fit. Res.*, vol. 4, no. 1, pp. 13–20, 2015.

[52] "Répartition géographique de la population d'après les données du Recensement Général de la Population et de l'Habitat de 2014." [Online]. Available: https://rgph2014.hcp.ma/Repartition-geographique-de-la-population-d-apres-les-donnees-du-Recensement-General-de-la-Population-et-de-l-Habitat-de_a380.html. [Accessed: 30-May-2019].

[53] R. T. Li, S. R. Kling, M. J. Salata, S. A. Cupp, J. Sheehan, and J. E. Voos, "Wearable Performance Devices in Sports Medicine," *Sports Health*, vol. 8, no. 1, pp. 74–78, 2016, doi: 10.1177/1941738115616917.

[54] "Les projections de la population et des ménages entre 2014 et 2050." [Online]. Available: https://www.hcp.ma/Les-projections-de-la-population-et-des-menages-entre-2014-et-2050_a1920.html. [Accessed: 30-May-2019].

[55] W. V. Gonzales, A. T. Mobashsher, and A. Abbosh, *The progress of glucose monitoring—A review of invasive to minimally and non-invasive techniques, devices and sensors*, vol. 19, no. 4. 2019.

[56] F. Ribet, G. Stemme, and N. Roxhed, "Real-time intradermal continuous glucose monitoring using a minimally invasive microneedle-based system," *Biomed. Microdevices*, vol. 20, no. 4, 2018, doi: 10.1007/s10544-018-0349-6.

[57] M. Baghelani, Z. Abbasi, M. Daneshmand, and P. E. Light, "Non-invasive continuous-time glucose monitoring system using a chipless printable sensor based on split ring microwave resonators," *Sci. Rep.*, vol. 10, no. 1, pp. 1–15, 2020, doi: 10.1038/s41598-020-69547-1.

[58] M. Shokrekhodaei and S. Quinones, "Review of non- invasive glucose sensing techniques: Optical, electrical and breath acetone," *Sensors (Switzerland)*, vol. 20, no.

5, 2020, doi: 10.3390/s20051251.

[59] S. Haxha and J. Jhoja, “Optical Based Noninvasive Glucose Monitoring Sensor Prototype,” *IEEE Photonics J.*, vol. 8, no. 6, 2016, doi: 10.1109/JPHOT.2016.2616491.

[60] J. Hanna *et al.*, “A P P L I E D S C I E N C E S A N D E N G I N E E R I N G Noninvasive, wearable, and tunable electromagnetic multisensing system for continuous glucose monitoring, mimicking vasculature anatomy,” 2020.

[61] H. Lee, Y. J. Hong, S. Baik, T. Hyeon, and D. H. Kim, “Enzyme-Based Glucose Sensor: From Invasive to Wearable Device,” *Adv. Healthc. Mater.*, vol. 7, no. 8, pp. 1–14, 2018, doi: 10.1002/adhm.201701150.

[62] N. V. Panicker and A. S. Kumar, “Tablet PC Enabled Body Sensor System for Rural Telehealth Applications,” *Int. J. Telemed. Appl.*, vol. 2016, 2016, doi: 10.1155/2016/5747961.

[63] J. Wang, C. C. Lin, Y. S. Yu, and T. C. Yu, “Wireless Sensor-Based Smart-Clothing Platform for ECG Monitoring,” *Comput. Math. Methods Med.*, vol. 2015, 2015, doi: 10.1155/2015/295704.

[64] A. Rashkovska, M. Depolli, I. Tomašić, V. Avbelj, and R. Trobec, “Medical-grade ECG sensor for long-term monitoring,” *Sensors (Switzerland)*, vol. 20, no. 6, pp. 1–17, 2020, doi: 10.3390/s20061695.

[65] D. Zhao, D. Miller, X. Xian, F. Tsow, and E. S. Forzani, “A novel real-time carbon dioxide analyzer for health and environmental applications,” *Sensors Actuators, B Chem.*, vol. 195, pp. 171–176, 2014, doi: 10.1016/j.snb.2013.12.110.

[66] J. Boudaden, A. Klumpp, I. Eisele, and C. Kutter, “Smart capacitive CO 2 sensor,” pp.

1–3, 2016.

[67] T. Iwata, K. Matsuda, K. Takahashi, and K. Sawada, “Co2 sensing characteristics of a La2O3/SnO2 stacked structure with micromachined hotplates,” *Sensors (Switzerland)*, vol. 17, no. 9, 2017, doi: 10.3390/s17092156.

[68] M. Santonico *et al.*, “A Gas Sensor Device for Oxygen and Carbon Dioxide Detection,” *Proceedings*, vol. 1, no. 10, p. 447, 2017, doi: 10.3390/proceedings1040447.

[69] A. Tyagi, “A Review of Eeg Sensors used for Data Acquisition,” *Electron. Instrum.*, no. Ncfaaiia, pp. 13–18, 2012.

[70] Y. M. Chi, Y. Te Wang, Y. Wang, C. Maier, T. P. Jung, and G. Cauwenberghs, “Dry and noncontact EEG sensors for mobile brain-computer interfaces,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 20, no. 2, pp. 228–235, 2012, doi: 10.1109/TNSRE.2011.2174652.

[71] A. Velcescu *et al.*, “Flexible 3D-printed EEG electrodes,” *Sensors (Switzerland)*, vol. 19, no. 7, pp. 1–14, 2019, doi: 10.3390/s19071650.

[72] U. Rashid, I. K. Niazi, N. Signal, and D. Taylor, “An EEG experimental study evaluating the performance of Texas instruments ADS1299,” *Sensors (Switzerland)*, vol. 18, no. 11, pp. 1–18, 2018, doi: 10.3390/s18113721.

[73] R. Kannan, S. S. A. Ali, A. Farah, S. H. Adil, and A. Khan, “Smart Wearable EEG Sensor,” *Procedia Comput. Sci.*, vol. 105, no. December 2016, pp. 138–143, 2017, doi: 10.1016/j.procs.2017.01.193.

[74] R. Sameh, M. Genedy, A. Abdeldayem, and M. H. Abdel Azeem, “Design and

Implementation of an SPO2 Based Sensor for Heart Monitoring Using an Android Application," *J. Phys. Conf. Ser.*, vol. 1447, no. 1, 2020, doi: 10.1088/1742-6596/1447/1/012004.

[75] A. Jubran, "Pulse oximetry," *Crit. Care*, vol. 19, no. 1, pp. 1–7, 2015, doi: 10.1186/s13054-015-0984-8.

[76] S. Alharbi *et al.*, "Oxygen saturation measurements from green and orange illuminations of multi-wavelength optoelectronic patch sensors," *Sensors (Switzerland)*, vol. 19, no. 1, pp. 1–17, 2019, doi: 10.3390/s19010118.

[77] J. Ghosh, "CSIR – CMERI Central Mechanical Engineering," no. May, 2019, doi: 10.13140/RG.2.2.26222.46408.

[78] G. C. M. Meijer, G. Wang, and A. Heidary, "Smart temperature sensors and temperature sensor systems," *Smart Sensors MEMS Intell. Sens. Devices Microsystems Ind. Appl. Second Ed.*, no. February, pp. 57–85, 2018, doi: 10.1016/B978-0-08-102055-5.00003-6.

[79] A. Dumciene and S. Sipaviciene, "Development of body-tissue temperature-control transducer," *Sensors (Switzerland)*, vol. 19, no. 1, 2019, doi: 10.3390/s19010014.

[80] T. Q. Trung, L. T. Duy, S. Ramasundaram, and N. E. Lee, "Transparent, stretchable, and rapid-response humidity sensor for body-attachable wearable electronics," *Nano Res.*, vol. 10, no. 6, pp. 2021–2033, 2017, doi: 10.1007/s12274-016-1389-y.

[81] H. Farahani, R. Wagiran, and M. N. Hamidon, *Humidity sensors principle, mechanism, and fabrication technologies: A comprehensive review*, vol. 14, no. 5. 2014.

[82] "TinyOS Home Page." [Online]. Available: http://tinyos.net/. [Accessed: 03-Sep-

2020].

[83] A. Dunkels, B. Grönvall, and T. Voigt, “Contiki - A lightweight and flexible operating system for tiny networked sensors,” *Proc. - Conf. Local Comput. Networks, LCN*, pp. 455–462, 2004, doi: 10.1109/LCN.2004.38.

[84] G. Seo *et al.*, “Rapid Detection of COVID-19 Causative Virus (SARS-CoV-2) in Human Nasopharyngeal Swab Specimens Using Field-Effect Transistor-Based Biosensor,” *ACS Nano*, 2020, doi: 10.1021/acsnano.0c02823.

[85] O. Haddad, M. A. Khalighi, O. Haddad, M. A. Khalighi, O. Haddad, and M. A. Khalighi, “Enabling Communication Technologies for Medical Wireless Body-Area Networks To cite this version: HAL Id: hal-02423690 Enabling Communication Technologies for Medical Wireless Body-Area Networks,” 2020.

[86] “Specifications | Bluetooth® Technology Website.” [Online]. Available: https://www.bluetooth.com/specifications/. [Accessed: 21-Feb-2021].

[87] “What is Bluetooth Low Energy?” [Online]. Available: https://elainnovation.com/what-is-ble.html. [Accessed: 21-Feb-2021].

[88] S. Šafarić and K. Malarić, “ZigBee wireless standard,” *Proc. Elmar - Int. Symp. Electron. Mar.*, no. June, pp. 259–262, 2006, doi: 10.1109/ELMAR.2006.329562.

[89] E. Georgakakis, S. A. Nikolidakis, D. D. Vergados, and C. Douligeris, “An analysis of bluetooth, Zigbee and bluetooth low energy and their use in WBANs,” *Lect. Notes Inst. Comput. Sci. Soc. Telecommun. Eng.*, vol. 55 LNICST, pp. 168–175, 2011, doi: 10.1007/978-3-642-20865-2_22.

[90] C. Gomez, J. Oller, and J. Paradells, “Overview and evaluation of bluetooth low

energy: An emerging low-power wireless technology," *Sensors (Switzerland)*, vol. 12, no. 9, pp. 11734–11753, 2012, doi: 10.3390/s120911734.

[91] S. A. Mamun, "Sensor networks in healthcare – ensuring confidentiality and user anonymity in WBAN," *arXiv*, 2019.

[92] "How Bluetooth Technology Uses Adaptive Frequency Hopping to Overcome Packet Interference | Bluetooth® Technology Website." [Online]. Available: https://www.bluetooth.com/blog/how-bluetooth-technology-uses-adaptive-frequency-hopping-to-overcome-packet-interference/. [Accessed: 21-Feb-2021].

[93] I. Čuljak, Ž. L. Vasić, H. Mihaldinec, and H. Džapo, "Wireless body sensor communication systems based on UWB and IBC technologies: State-of-theart and open challenges," *Sensors (Switzerland)*, vol. 20, no. 12, pp. 1–32, 2020, doi: 10.3390/s20123587.

[94] A. S. Syed Navaz and G. M. Kadhar Nawaz, "a a l l A A r r e e a a N N e e t t w w o o r r k k s s," *Int. J. Sci. Res. ISSN (Online Impact Factor*, vol. 3, no. 8, pp. 2319–7064, 2012.

[95] S. Alani *et al.*, "A Review on UWB Antenna Sensor for Wireless Body Area Networks," *4th Int. Symp. Multidiscip. Stud. Innov. Technol. ISMSIT 2020 - Proc.*, no. November, 2020, doi: 10.1109/ISMSIT50672.2020.9254219.

[96] Z. Mohammadi, R. Saadane, and D. Aboutajdine, "New high-rate UWB scheme for WBAN-based healthcare systems," *Prog. Electromagn. Res. B*, vol. 60, no. 1, pp. 125–139, 2014, doi: 10.2528/PIERB14050205.

[97] "Zigbee - Zigbee Alliance." [Online]. Available:

https://zigbeealliance.org/solution/zigbee/. [Accessed: 04-Nov-2020].

[98] "IEEE 802.15.4-2011 - IEEE Standard for Local and metropolitan area networks--Part 15.4: Low-Rate Wireless Personal Area Networks (LR-WPANs)." [Online]. Available: https://standards.ieee.org/standard/802_15_4-2011.html. [Accessed: 04-Nov-2020].

[99] P. A. G. Bajaj and V. R. Bajaj, "Build an IEEE 802 . 15 . 4 Wireless Sensor Network for Emergency Response Notification for Indoor Situations," vol. 1, pp. 24–30, 2013.

[100] V. C. Gungor and G. P. Hancke, "Industrial wireless sensor networks," *Ind. Commun. Syst.*, p. 6, 2016, doi: 10.1201/b10603-8.

[101] V. Picchio, V. Cammisotto, F. Pagano, R. Carnevale, and I. Chimenti, "We are IntechOpen , the world ' s leading publisher of Open Access books Built by scientists , for scientists TOP 1 %," *Intechopen*, no. Cell Interaction-Regulation of Immune Responses, Disease Development and Management Strategies, pp. 1–15, 2020.

[102] B. B. Olyaei, J. Pirskanen, O. Raeesi, A. Hazmi, and M. Valkama, "Performance comparison between slotted IEEE 802.15.4 and IEEE 802.1 lah in IoT based applications," *Int. Conf. Wirel. Mob. Comput. Netw. Commun.*, no. October, pp. 332–337, 2013, doi: 10.1109/WiMOB.2013.6673381.

[103] V. Baños-Gonzalez, M. S. Afaqui, E. Lopez-Aguilera, and E. Garcia-Villegas, "IEEE 802.11ah: A technology to face the IoT challenge," *Sensors (Switzerland)*, vol. 16, no. 11, 2016, doi: 10.3390/s16111960.

[104] J. Ding, M. Nemati, C. Ranaweera, and J. Choi, "IoT connectivity technologies and applications: A survey," *IEEE Access*, vol. 8, pp. 67646–67673, 2020, doi: 10.1109/ACCESS.2020.2985932.

[105] D. D. Olatinwo, A. Abu-Mahfouz, and G. Hancke, "A survey on LPWAN technologies in WBAN for remote health-care monitoring," *Sensors (Switzerland)*, vol. 19, no. 23, pp. 1–26, 2019, doi: 10.3390/s19235268.

[106] "ANT+ Symposium 2015 - THIS IS ANT." [Online]. Available: https://www.thisisant.com/business/ant-symposium-2015. [Accessed: 04-Nov-2020].

[107] S. Form and D. Sheet, "ZL70102 Medical Implantable RF Transceiver MICS RF Telemetry," no. May, pp. 1–16, 2010.

[108] "Sensium | Early detection of patient deterioration." [Online]. Available: https://www.sensium.co.uk/. [Accessed: 21-Feb-2021].

[109] "Wavenis Technology Plateform," 2013.

[110] A. Rai, "A Review on Wireless Home Automation Systems based on Zigbee Technology," no. July, pp. 40–45, 2017.

[111] "Invocon Technologies - BodyLAN." [Online]. Available: http://www.invocon.com/tech/BodyLAN.html. [Accessed: 24-Feb-2021].

[112] "Managed Wi-Fi Service | OneNet." [Online]. Available: https://onenet.net/services/managed-wi-fi-service/. [Accessed: 24-Feb-2021].

[113] "Energy Harvesting Wireless Sensor Solutions and Networks from EnOcean | EnOcean." [Online]. Available: https://www.enocean.com/en/. [Accessed: 24-Feb-2021].

[114] A. K. Teshome, B. Kibret, and D. T. H. Lai, "A Review of Implant Communication Technology in WBAN: Progress and Challenges," *IEEE Rev. Biomed. Eng.*, vol. 12,

no. June, pp. 88–99, 2018, doi: 10.1109/RBME.2018.2848228.

[115] G. E. Santagati and T. Melodia, "U-wear: Software-defined ultrasonic networking for wearable devices," *MobiSys 2015 - Proc. 13th Annu. Int. Conf. Mob. Syst. Appl. Serv.*, pp. 241–256, 2015, doi: 10.1145/2742647.2742655.

[116] M. Li and Y. T. Kim, "Feasibility analysis on the use of ultrasonic communications for body sensor networks," *Sensors (Switzerland)*, vol. 18, no. 12, pp. 1–11, 2018, doi: 10.3390/s18124496.

[117] A. Baqai, F. A. Umrani, and B. S. Chowdhry, "LED Based Optical Wireless Communication System for WBAN," *Mehran Univ. Res. J. Eng. Technol.*, vol. 35, no. 4, pp. 667–672, 2016, doi: 10.22581/muet1982.1604.16.

[118] O. Haddad, M.-A. Khalighi, S. Zvanovec, and M. Adel, "Channel Characterization and Modeling for Optical Wireless Body-Area Networks," *IEEE Open J. Commun. Soc.*, vol. 1, pp. 760–776, 2020, doi: 10.1109/ojcoms.2020.2999104.

[119] D. R. Dhatchayeny, S. Arya, and Y. H. Chung, "Patient mobility support for indoor non-directed optical body area networks," *Sensors (Switzerland)*, vol. 19, no. 10, 2019, doi: 10.3390/s19102297.

[120] "RuBee RFID Steel Security Harsh Environment." [Online]. Available: https://www.ru-bee.com/. [Accessed: 04-Nov-2020].

[121] S. K. Kovi, "WSN ' S AND SMART HOME AUTOMATION Abstract: Introduction :," no. June, 2017, doi: 10.13140/RG.2.2.36613.96480.

[122] "Products — Insteon." [Online]. Available: https://www.insteon.com/products. [Accessed: 24-Feb-2021].

[123] “DASH7 Alliance – An open specification.” [Online]. Available: https://dash7-alliance.org/. [Accessed: 24-Feb-2021].

[124] “ISO - ISO/IEC 18000-7:2014 - Information technology — Radio frequency identification for item management — Part 7: Parameters for active air interface communications at 433 MHz.” [Online]. Available: https://www.iso.org/standard/57336.html. [Accessed: 24-Feb-2021].

[125] M. Arsalan, “Dash7: Performance,” *IOSR J. Electron. Commun. Eng.*, vol. 2, no. 5, pp. 08–11, 2012, doi: 10.9790/2834-0250811.

[126] J. H. Kurunathan, “Study and overview on WBAN under IEEE 802 . 15 . 6,” vol. 1, pp. 11–21, 2015.

[127] P. Mathew, L. Augustine, and D. Selvakumar, “Hardware Implementation of NB PHY Baseband Transceiver for IEEE 802 . 15 . 6 WBAN,” pp. 64–71, 2014.

[128] B. S. Kim, T. E. Sung, and K. Il Kim, “An NS-3 implementation and experimental performance analysis of IEEE 802.15.6 standard under different deployment scenarios,” *Int. J. Environ. Res. Public Health*, vol. 17, no. 11, pp. 1–31, 2020, doi: 10.3390/ijerph17114007.

[129] A. Mile, G. Okeyo, and A. Kibe, “Hybrid IEEE 802 . 15 . 6 Wireless Body Area Networks Interference Mitigation Model for High Mobility Interference Scenarios,” pp. 34–48, 2018, doi: 10.4236/wet.2018.92004.

[130] S. Clear and C. Assessment, “Segmentized Clear Channel Assessment for IEEE 802.15.4 Networks,” 2016, doi: 10.3390/s16060815.

[131] A. King and U. Roedig, “Differentiating clear channel assessment using transmit power

variation," *ACM Trans. Sens. Networks*, vol. 14, no. 2, 2018, doi: 10.1145/3209044.

[132] S. Essafi and T. Ezzedine, "Adaptive parameters adjustment in WBAN based IEEE 802.15.4 protocol to mitigate Wi-Fi interferences," *J. Comput. Inf. Technol.*, vol. 26, no. 2, pp. 69–83, 2018, doi: 10.20532/cit.2018.1003832.

[133] K. S. Deepak and A. V. Babu, "Energy consumption analysis of modulation schemes in IEEE 802.15.6-based wireless body area networks," *EuCommunications Networkingrasip J. Wirel.*, vol. 2016, no. 1, 2016, doi: 10.1186/s13638-016-0682-5.

[134] T. W. Kang *et al.*, "Highly simplified and bandwidth-efficient human body communications based on IEEE 802.15.6 WBAN standard," *ETRI J.*, vol. 38, no. 6, pp. 1074–1084, 2016, doi: 10.4218/etrij.16.2716.0003.

[135] R. Cavallari, F. Martelli, R. Rosini, C. Buratti, and R. Verdone, "A survey on wireless body area networks: Technologies and design challenges," *IEEE Commun. Surv. Tutorials*, vol. 16, no. 3, pp. 1635–1657, 2014, doi: 10.1109/SURV.2014.012214.00007.

[136] "I nternatIonal J ournal of e-H ealtH and M edIcal c oMMunIcatIons Evaluating the IEEE 802 . 15 . 6 2 . 4GHz WBAN Proposal on Medical Multi-Parameter Monitoring Under WiFi / Bluetooth Interference," vol. 2, no. 3, 2011, doi: 10.4018/jehmc.2011070103.

[137] N. Band, S. Range, and W. Transceivers, *Chapter 4 WBAN Transceiver Design*. 2014.

[138] S. A. Salehi, M. A. Razzaque, I. Tomeo-Reyes, and N. Hussain, "IEEE 802.15.6 standard in wireless body area networks from a healthcare point of view," *Proc. - Asia-Pacific Conf. Commun. APCC 2016*, pp. 523–528, 2016, doi:

10.1109/APCC.2016.7581523.

[139] M. Boumaiz, M. E. L. Ghazi, S. Mazer, M. E. L. Bekkali, A. Bouayad, and M. Fattah, "Performance analysis of DQPSK and DBPSK modulation schemes for a scheduled access phase based Wireless Body Area Network," *2018 9th Int. Symp. Signal, Image, Video Commun.*, pp. 163–167, 2018.

[140] I. Nasr, L. N. Atallah, S. Cherif, J. Yang, and K. Wang, "On a hybrid preamble/soft-output demapper approach for time synchronization for IEEE 802.15.6 narrowband WBAN," *China Commun.*, vol. 12, no. 2, pp. 1–10, 2015, doi: 10.1109/CC.2015.7084397.

[141] A. Ningdalli, "Ashwini Ningdalli 1 , Dr.B.K.Sujatha 2 , 1," pp. 803–806, 2015.

[142] C. I. Mitigation and M. J. Ali, "DOCTORAL SCHOOL EDITE PHD THESIS Wireless Body Area Networks :"

[143] M. M. Alam and E. Ben Hamida, "Performance evaluation of IEEE 802.15.6-based WBANs under co-channel interference," *Int. J. Sens. Networks*, vol. 24, no. 4, p. 209, 2017, doi: 10.1504/ijsnet.2017.085994.

[144] M. M. Alam and E. Ben Hamida, "Interference mitigation and coexistence strategies in IEEE 802.15.6 based wearable body-to-body networks," *Lect. Notes Inst. Comput. Sci. Soc. Telecommun. Eng. LNICST*, vol. 156, no. March, pp. 665–677, 2015, doi: 10.1007/978-3-319-24540-9_55.

[145] W. Yang and K. Sayrafian-pour, "Interference Mitigation for Body Area Networks," pp. 2193–2197, 2011.

[146] M. J. Ali, H. Moungla, and A. Mehaoua, "Dynamic channel access scheme for

interference mitigation in relay-assisted intra-WBANs," *Int. Conf. Protoc. Eng. ICPE 2015 Int. Conf. New Technol. Distrib. Syst. NTDS 2015 - Proc.*, 2015, doi: 10.1109/NOTERE.2015.7293511.

[147] M. Boumaiz and M. Fattah, "The impact of distance between neighboring WBANs," *2019 7th Mediterr. Congr. Telecommun.*, pp. 1–4, 2019.

[148] P. B. Samal, P. Jack Soh, and Z. Zakaria, "Compact and Wearable Microstrip-based Textile Antenna with Full Ground Plane Designed for WBAN-UWB 802.15.6 Application," *13th Eur. Conf. Antennas Propagation, EuCAP 2019*, vol. 2019, 2019.

[149] S. Sen, "SocialHBC: Social Networking and Secure Authentication using Interference-Robust Human Body Communication," *Proc. Int. Symp. Low Power Electron. Des.*, pp. 34–39, 2016, doi: 10.1145/2934583.2934609.

[150] S. Ullah, M. M. Hassan, M. Shamim Hossain, and A. Alelaiwi, "Performance evaluation of rts/cts scheme in beacon-enabled ieee 802.15.6 mac protocol for wireless body area networks," *Sensors (Switzerland)*, vol. 20, no. 8, pp. 1–16, 2020, doi: 10.3390/s20082368.

[151] F. N. Khan, R. Ahmad, W. Ahmed, M. M. Alam, and M. Drieberg, "Interference and Priority Aware Coexistence (IPC) Algorithm for Link Scheduling in IEEE 802.15.6 Based WBANs," *IEEE Access*, vol. 7, pp. 168736–168751, 2019, doi: 10.1109/ACCESS.2019.2955395.

[152] C. M. A. C. Ieee, "Wireless Body Area Networks Medium Access," vol. 4, no. 1, pp. 15–19, 2015.

[153] P. Khan *et al.*, "Performance analysis of different backoff algorithms for WBAN-based

emerging sensor networks," *Sensors (Switzerland)*, vol. 17, no. 3, 2017, doi: 10.3390/s17030492.

[154] M. Adnan, F. Sallabi, K. Shuaib, and M. Abdul-Hafez, "Performance enhancement of IEEE 802.15.6 using collision avoidance technique," *J. Sens. Actuator Networks*, vol. 9, no. 3, 2020, doi: 10.3390/JSAN9030033.

[155] M. S. Chowdhury, K. Ashrafuzzaman, and K. S. Kwak, "Modelling IEEE 802.15.6 slotted aloha in heterogeneous condition," *Electron. Lett.*, vol. 50, no. 5, pp. 415–416, 2014, doi: 10.1049/el.2013.2802.

[156] Y. Li, Y. Yan, L. Du, Y. Luo, W. Du, and L. Wang, "Health Information Science," vol. 7798, pp. 250–257, 2013, doi: 10.1007/978-3-642-37899-7.

[157] F. Di Franco, C. Tachtatzis, R. C. Atkinson, I. Tinnirello, and I. A. Glover, "Channel estimation and transmit power control in wireless body area networks," no. May 2013, pp. 11–19, 2015, doi: 10.1049/iet-wss.2013.0070.

[158] K. Takizawa, *Channel model for wearable WBAN*, no. July. 2008.

[159] S. Ullah, "A Review of Wireless Body Area Networks for Medical Applications," *Int'l J. Commun. Netw. Syst. Sci.*, vol. 02, no. 08, pp. 797–803, 2009, doi: 10.4236/ijcns.2009.28093.

[160] B. Braem, C. Blondia, and I. Moerman, "A Comprehensive Survey of Wireless Body Area Networks," no. August, 2010, doi: 10.1007/s10916-010-9571-3.

[161] M. Shu, D. Yuan, C. Zhang, Y. Wang, and C. Chen, "A MAC protocol for medical monitoring applications of wireless body area networks," *Sensors (Switzerland)*, vol. 15, no. 6, pp. 12906–12931, 2015, doi: 10.3390/s150612906.

[162] P. S. Hall, “Antennas challenges for body centric communications,” *Conf. Proc. - 2007 IEEE Int. Work. Antenna Technol. Small Smart Antennas Metamaterials Appl. iWAT 2007*, no. 2, pp. 41–44, 2007, doi: 10.1109/IWAT.2007.370076.

[163] S. L. Cotton, R. D. Errico, and C. Oestges, “A review of radio channel models for body centric communications,” pp. 371–388, 2014, doi: 10.1002/2013RS005319.Received.

[164] W. Joseph and L. Martens, “Path loss model for wireless narrowband communication above flat phantom,” no. February, 2006, doi: 10.1049/el.

[165] E. Reusens *et al.*, “Path loss models for wireless communication channel along arm and torso: measurements and simulations,” *2007 IEEE Antennas Propag. Int. Symp.*, vol. 1, pp. 345–348, 2007, doi: 10.1109/APS.2007.4395501.

[166] K. Y. Yazdandoost, *Channel Modeling Subcommittee Report*. 2010.

[167] A. Boulis, “Castalia A simulator for Wireless Sensor Networks and Body Area Networks - User’s Manual,” *Version 3.0*, no. March, p. 79, 2010.

[168] J. Yang, B. Geller, and T. Arbi, “Récepteur Multi-normes pour les Réseaux de Capteurs de l ’ IoT médical Multi - standard transceiver for the Internet of Medical Things.”

[169] L. W. Transceiver *et al.*, “Alan Wong, Mark Dawkins, Gabriele Devita, Nick Kasparidis, Andreas Katsiamis, Oliver King, Franco Lauria, Johannes Schiff, Alison Burdett,” *Isscc 2012*, pp. 364–365, 2012.

[170] A. Bouayad, N. El, H. Chaoui, M. El Ghazi, and M. El Bekkali, “Energy Efficiency of IEEE 802 . 15 . 6 MAC Access Modes for Remote Patient Monitoring Applications,” vol. 13, no. 4, 2015.

[171] F. Martelli, C. Buratti, and R. Verdone, "On the performance of an IEEE 802 . 15 . 6 Wireless Body Area Network," pp. 71–76, 2011.

[172] H. Zhang, F. Safaei, and L. C. Tran, "Joint transmission power control and relay cooperation for WBAN systems," *Sensors (Switzerland)*, vol. 18, no. 12, pp. 1–26, 2018, doi: 10.3390/s18124283.

[173] A. Sangwan and P. P. Bhattcharya, "A Study on Various Issues in Different Layers of WBAN," *Int. J. Comput. Appl.*, vol. 129, no. 11, pp. 975–8887, 2015.

[174] M. Boumaiz, M. El Ghazi, M. Fattah, A. Bouayad, and M. El Bekkali, "Energy consumption study of channel access modes and modulation schemes of the 2.4 GHz narrowband IEEE 802.15.6," *Indones. J. Electr. Eng. Comput. Sci.*, vol. 22, no. 3, p. 1505, 2021, doi: 10.11591/ijeecs.v22.i3.pp1505-1512.

[175] L. Skorin-Kapov and M. Matijasevic, "Analysis of QoS requirements for e-Health services and mapping to evolved packet system QoS classes," *Int. J. Telemed. Appl.*, vol. 2010, 2010, doi: 10.1155/2010/628086.

[176] D. Vouyioukas, I. Maglogiannis, and D. Komnakos, "Emergency m-Health Services through High-Speed 3G Systems: Simulation and Performance Evaluation," *Simulation*, vol. 83, no. 4, pp. 329–345, 2007, doi: 10.1177/0037549707083113.

[177] M. A. Yigitel, O. D. Incel, and C. Ersoy, "QoS-aware MAC protocols for wireless sensor networks: A survey," *Comput. Networks*, vol. 55, no. 8, pp. 1982–2004, 2011, doi: 10.1016/j.comnet.2011.02.007.

[178] M. A. Razzaque, S. S. Javadi, Y. Coulibaly, and M. T. Hira, "Qos-aware error recovery in wireless body sensor networks using adaptive network coding," *Sensors*

(Switzerland), vol. 15, no. 1, pp. 440–464, 2015, doi: 10.3390/s150100440.

[179] P. R. Grassi, V. Rana, I. Beretta, and D. Sciuto, "2012 Ninth International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks B 2 IRS : a Technique to Reduce BAN-BAN Interferences in Wireless Sensor Networks," 2012, doi: 10.1109/BSN.2012.30.

[180] S. Movassaghi, S. Member, and A. Majidi, "Enabling Interference-Aware and Energy-Efficient Coexistence of Multiple Wireless Body Area Networks With Unknown Dynamics," *IEEE Access*, vol. 4, pp. 2935–2951, 2016, doi: 10.1109/ACCESS.2016.2577681.

[181] T. Hayajneh, *research issues A Survey of Wireless Technologies Coexistence in WBAN : Analysis and Open Research Issues*, no. 61272509. 2014.

[182] I. Dotlic, "Interference performance of IEEE 802 . 15 . 6 Impulse – Radio Ultra – Wideband Physical Layer," no. September 2011, 2014, doi: 10.1109/PIMRC.2011.6139895.

[183] D. M. Davenport, B. Deb, and F. J. Ross, "Wireless Propagation and Coexistence of Medical Body Sensor Networks for Ambulatory Patient Monitoring," pp. 8–12, 2009, doi: 10.1109/BSN.2009.8.

[184] L. W. Hanlen, D. Miniutti, D. Smith, D. Rodda, and B. Gilbert, "Co-Channel Interference in Body Area Networks with Indoor Measurements at 2 . 4 GHz : Distance-to-Interferer is a Poor Estimate of Received Interference Power," pp. 113–125, 2010, doi: 10.1007/s10776-010-0123-z.

[185] X. Wang and L. Cai, "Interference Analysis of Co-existing Wireless Body Area

Networks," pp. 0–4, 2011.

[186] A. Zhang, D. B. Smith, D. Miniutti, L. W. Hanlen, D. Rodda, and B. Gilbert, "Performance of Piconet Co-existence Schemes in Wireless Body Area Networks," 2010.

[187] T. Hayajneh, G. Almashaqbeh, S. Ullah, and A. V. Vasilakos, *A survey of wireless technologies coexistence in WBAN: analysis and open research issues*, vol. 20, no. 8. 2014.

[188] J. Dong and D. Smith, "Cooperative Body-Area-Communications: Enhancing Coexistence Without Coordination Between Networks," pp. 2269–2274, 2012.

[189] E. K. Sungkwan, Y. Taeshik, and C. Kang, "Asynchronous inter-network interference avoidance for wireless body area networks," pp. 562–579, 2013, doi: 10.1007/s11227-012-0840-4.

[190] S. Kim, S. Kim, J. Kim, and D. Eom, "in Body Area Networks," pp. 10930–10946, 2012, doi: 10.3390/s120810930.

[191] L. Wang, C. Goursaud, N. Nikaein, L. Cottatellucci, and J. Gorce, "Coexisting Body Area Networks," vol. 12, no. 1, pp. 123–133, 2013.

[192] J. Mahapatro, S. Misra, S. Member, M. Manjunatha, and N. Islam, "Interference Mitigation Between WBAN Equipped Patients," 2012.

[193] T. T. T. Le and S. Moh, "Link Scheduling Algorithm with Interference Prediction for Multiple Mobile WBANs," 2017, doi: 10.3390/s17102231.

[194] Z. Xie *et al.*, "An Optimal Backoff Time-Based Internetwork Interference Mitigation

Method in Wireless Body Area Network," vol. 2020, 2020.

[195] J. Han, H. Kim, J. Bang, and Y. Lee, "Interference Mitigation in IEEE 802 . 15 . 4 Networks," no. 1, 2011.

[196] W. Lee and S. H. Rhee, "Channel Management Protocol for Wireless Body Area Networks," pp. 494–497, 2009.

[197] Y. Kim and Ã. Æ, "802 . 11B INTERFERENCE IN FADING CHANNELS."

[198] G. Wu, J. Ren, F. Xia, L. Yao, and Z. Xu, "DISG : Decentralized Inter-User Interference Suppression in Body Sensor Networks with Non-cooperative Game," 2010, doi: 10.1109/UIC-ATC.2010.6.

[199] K. Ghanem and P. S. Hall, "Interference cancellation using CDMA multi-user detectors for on-body channels," pp. 2152–2156, 2009.

[200] J. N. Bae, Y. H. Choi, J. Y. Kim, J. W. Kwon, and D. I. Kim, "Ef fi cient Interference Cancellation Scheme for Wireless Body Area Network," vol. 13, no. 2, pp. 167–174, 2011.

[201] W. Yang and K. Sayrafian-pour, "A DS-CDMA Interference Cancellation Technique for Body Area Networks," pp. 752–756, 2010.

[202] A. Tawfiq, "CYCLIC ORTHOGONAL CODES IN CDMA-BASED ASYNCHRONOUS WIRELESS BODY AREA NETWORKS Jamshid Abouei The Edward S . Rogers Sr . Dept . of Electrical and Computer Engineering , University of Toronto , Toronto , Canada Dept . of Electrical and Computer Engineering," pp. 1593–1596, 2012.

[203] W.-B. Yang and K. Sayrafian-Pour, "Interference Mitigation Using Adaptive Schemes in Body Area Networks," *Int. J. Wirel. Inf. Networks*, vol. 19, no. 3, pp. 193–200, 2012, doi: 10.1007/s10776-012-0192-2.

[204] C. M. Liang, N. B. Priyantha, J. Liu, and A. Terzis, "Surviving Wi-Fi Interference in Low Power ZigBee Networks," pp. 309–322, 2010.

[205] J. Hou, B. Chang, D. Cho, and M. Gerla, "Minimizing 802 . 11 Interference on Zigbee Medical Sensors," 2009.

[206] J. Huang, G. Xing, G. Zhou, and R. Zhou, "Beyond Co-existence: Exploiting WiFi White Space for ZigBee Performance Assurance," pp. 305–314, 2010.

[207] K. Lee, C. Chae, T. Sung, and J. Kang, "Cognitive Beamforming Based Smart Metering for Coexistence with Wireless Local Area Networks," vol. 14, no. 6, pp. 619–628, 2012.

[208] Y. Wang, Q. Wang, Z. Zeng, G. Zheng, and R. Zheng, "WiCop : Engineering WiFi Temporal White-Spaces for Safe Operations of Wireless Body Area Networks in Medical Applications," pp. 170–179, 2011, doi: 10.1109/RTSS.2011.23.

[209] B. De Silva, A. Natarajan, and M. Motani, "Inter-User Interference in Body Sensor Networks: Preliminary Investigation and an Infrastructure-Based Solution," pp. 3–8, 2009, doi: 10.1109/BSN.2009.36.

[210] W. Sun, Y. Ge, W. Wong, and S. Member, "A Lightweight Inter-User Interference Mitigation Method in Body Sensor Networks," pp. 34–40, 2012.

[211] S. Movassaghi, S. Member, A. Majidi, and A. Jamalipour, "Enabling Interference-Aware and Energy-Efficient Coexistence of Multiple Wireless Body Area Networks

with Unknown Dynamics," vol. 3536, no. c, pp. 1–17, 2016, doi: 10.1109/ACCESS.2016.2577681.

[212] B. Latré, B. Braem, I. Moerman, C. Blondia, and P. Demeester, "A survey on wireless body area networks," *Wirel. Networks*, vol. 17, no. 1, pp. 1–18, 2011, doi: 10.1007/s11276-010-0252-4.

[213] M. D. Khan *et al.*, "Energy harvested and cooperative enabled efficient routing protocol (EHCRP) for IoT-WBAN," *Sensors (Switzerland)*, vol. 20, no. 21, pp. 1–23, 2020, doi: 10.3390/s20216267.

[214] X. Xu, L. Shu, M. Guizani, M. Liu, and J. Lu, "A Survey on Energy Harvesting and Integrated Data Sharing in Wireless Body Area Networks," *Int. J. Distrib. Sens. Networks*, vol. 2015, 2015, doi: 10.1155/2015/438695.

[215] B. Pozo, J. I. Garate, J. Á. Araujo, and S. Ferreiro, "Energy harvesting technologies and equivalent electronic structural models - review," *Electron.*, vol. 8, no. 5, pp. 1–31, 2019, doi: 10.3390/electronics8050486.

[216] S. Singh and R. K. Jha, "A Survey on Software Defined Networking: Architecture for Next Generation Network," *J. Netw. Syst. Manag.*, vol. 25, no. 2, pp. 321–374, 2017, doi: 10.1007/s10922-016-9393-9.

[217] L. E. García Reyes, "**済無**No Title No Title," *J. Chem. Inf. Model.*, vol. 53, no. 9, pp. 1689–1699, 2013.

[218] N. McKeown *et al.*, "OpenFlow," *ACM SIGCOMM Comput. Commun. Rev.*, vol. 38, no. 2, pp. 69–74, 2008, doi: 10.1145/1355734.1355746.

[219] "Page not found - HITInfrastructure." [Online]. Available:

https://hitinfrastructure.com/features/benefits-of-software-defined- networking-in-healthcare. [Accessed: 15-Apr-2021].

[220] “Blockchain applications for healthcare | CIO.” [Online]. Available: https://www.cio.com/article/3042603/blockchain-applications-for-healthcare.html. [Accessed: 17-Apr-2021].

[221] S. Jiang, J. Cao, H. Wu, Y. Yang, M. Ma, and J. He, “Blochie: A blockchain-based platform for healthcare information exchange,” *Proc. - 2018 IEEE Int. Conf. Smart Comput. SMARTCOMP 2018*, no. May 2019, pp. 49–56, 2018, doi: 10.1109/SMARTCOMP.2018.00073.

Publications

Revues:

1. Boumaiz, M., El Ghazi, M., Fattah, M. et al. Analysing the Impact of Mutual Interference in Body Area Networks. Technol Econ Smart Grids Sustain Energy 6, 15 (2021). https://doi.org/10.1007/s40866-021-00114-x

2. M. BOUMAIZ, M. EL GHAZI, M. FATTAH, A. BOUAYAD and M. EL BEKKALI, "Energy consumption study of channel access modes and modulation schemes ofthe 2.4 GHz narrowband IEEE 802.15.6," *Indones. J. Electr. Eng. Comput. Sci.*, vol. 22, no. 3, p. 1505, 2021, doi: 10.11591/ijeecs.v22.i3.pp1505-1512.

3. M. BOUMAIZ, M. EL GHAZI, M. FATTAH, A. BOUAYAD and M. EL BEKKALI, "Mutual Coexistence in WBANs: Impact of Modulation Schemes of the IEEE 802.15.6 Standard" International Journal of Advanced Computer Science and Applications(IJACSA), 11(5), 2020. http://dx.doi.org/10.14569/IJACSA.2020.0110539

4. M. Boumaiz, M. El Ghazi, M. Fattah, A. Bouayad, and M. El Bekkali, "The Effects of Transmission Power and Modulation Schemes on the Performance of WBANs in on-Body Medical Applications," *Adv. Sci. Technol. Eng. Syst. J.*, vol. 5, no. 4, pp. 783–794, 2020, doi: 10.25046/aj050493

Communications:

1. M. BOUMAIZ, M. EL GHAZI, A. BOUAYAD, M. FATTAH, M. EL BEKKALI and S. MAZER, "The impact of transmission power on the performance of a WBAN prone to mutual interference," 2019 International Conference on Systems of Collaboration Big Data, Internet of Things & Security (SysCoBIoTS), 2019, EST Casablanca, Morocco, pp. 1-4, doi: 10.1109/SysCoBIoTS48768.2019.9028035.

2. M. Boumaiz, M. E. Bekkali, A. Bouayad and M. Fattah, "The Impact of Distance between Neighboring WBANs on IEEE 802.15.6 Performances," 2019 7th Mediterranean Congress of Telecommunications (CMT), 2019, ENSA Fès, Morocco, pp. 1-4, doi: 10.1109/CMT.2019.8931341.

3. M. BOUMAIZ, M. EL GHAZI, S. Mazer, M. FATTAH, A. BOUAYAD, M. EL BEKKALI, Y. BALBOUL,“Energy harvesting based WBANs: EH optimization methods,” The International Workshop on Microwave Engineering, Communications Systems and Technologies (MECST’2019), Leuven, Belgium, Procedia Comput. Sci., vol. 151, pp. 1040–1045, 2019, doi: https://doi.org/10.1016/j.procs.2019.04.147.

4. M. BOUMAIZ, M. EL GHAZI, S. MAZER, M. EL BEKKALI, A. BOUAYAD and M. Fattah, "Performance analysis of DQPSK and DBPSK modulation schemes for a scheduled access phase based Wireless Body Area Network," 2018 9th International Symposium on Signal, Image, Video and Communications (ISIVC), 2018, Rabat, Morocco, pp. 163-167, doi: 10.1109/ISIVC.2018.8709232.

5. M. BOUMAIZ, M. EL GHAZI, S. Mazer, M. EL BEKKALI, Y. BALBOUL, A. BOUAYAD, M. FATTAH, « Impact des modèles de pertes de trajets sur les performances d’un modèle de réseau WBAN », journée doctorale et postdoctorale des systèmes d’information et télécommunications, le 27 décembre 2018, ENSA fès, Maroc.

6. M. BOUMAIZ, M. EL GHAZI, A. BOUAYAD, M. FATTAH, S. MAZER, M. EL BEKKALI « Effets des modulations DBPSK et DQPSK sur les phases d’accès aléatoire dans un modèle de réseau WBAN basé sur la norme IEEE 802.15.6 », CMT 2018, le 10 et 11 mai 2018, ELJADIDA, Maroc.

7. M. BOUMAIZ, M. EL GHAZI, A. BOUAYAD, M. EL BEKKALI, MAZER M. FATTAH, « modélisation de la couche PHY Narrowband d’un réseau WBAN basé sur la norme IEEE 802.15.6 », Workshop International sur les systèmes de transport intelligents, le 14 avril 2017, ENSA Fès, Maroc.