



Université Libanaise
École Doctorale
Sciences et Technologies



INSA

N° d'ordre NNT : 2017LYSEI122

THESE EN COTUTELLE

Pour obtenir le grade de Docteur délivré par

L’Institut National des Sciences Appliquées de Lyon

Ecole Doctorale : Electronique Electrotechnique Automatique

Et

L’Université Libanaise

Ecole Doctorale des Sciences et Technologies

Spécialité : Microélectronique et Systèmes Embarqués

Présentée et soutenue publiquement par

RAMMOUZ Ramzy

Le 05-12-2017

Optimisation de la gestion d’énergie dans les systèmes embarqués

Directeurs de thèse : ABOUCHI Nacer - ZAOUK Doumit

Co-encadrement de la thèse : LABRAK Lioua - CONSTANTIN Joseph

Président du Jury

M. Richard GRISEL, Professeur ,Université de Rouen

Membres du Jury

Mme Cécile BELLEUDY, Maître de conférences, HDR, Université de Nice Rapporteur

M. Chafic MOKBEL, Professeur, Université de Balamand Rapporteur

Mme Mariette AWAD, Professeur Associé, Université Américaine de Beyrouth Examinateur

M. Richard GRISEL, Professeur ,Université de Rouen Examinateur

M. Nacer ABOUCHI, Professeur , CPE Lyon Directeur

M. Doumit ZAOUK, Professeur, Université Libanaise Directeur

M. Lioua LABRAK, Maître de conférences, CPE Lyon Invité

M. Joseph CONSTANTIN, Maître de conférences, Université Libanaise Invité

Département FEDORA – INSA Lyon - Ecoles Doctorales – Quinquennal 2016-2020

SIGLE	ECOLE DOCTORALE	NOM ET COORDONNEES DU RESPONSABLE
CHIMIE	CHIMIE DE LYON http://www.edchimie-lyon.fr Sec : Renée EL MELHEM Bat Blaise Pascal 3 ^e etage secretariat@edchimie-lyon.fr Insa : R. GOURDON	M. Stéphane DANIELE Institut de Recherches sur la Catalyse et l'Environnement de Lyon IRCELYON-UMR 5256 Équipe CDFA 2 avenue Albert Einstein 69626 Villeurbanne cedex directeur@edchimie-lyon.fr
E.E.A.	ELECTRONIQUE, ELECTROTECHNIQUE, AUTOMATIQUE http://edea.ec-lyon.fr Sec : M.C. HAVGOUDOUKIAN Ecole-Doctorale.eea@ec-lyon.fr	M. Gérard SCORLETTI Ecole Centrale de Lyon 36 avenue Guy de Collongue 69134 ECULLY Tél : 04.72.18 60.97 Fax : 04 78 43 37 17 Gerard.scorletti@ec-lyon.fr
E2M2	EVOLUTION, ECOSYSTEME, MICROBIOLOGIE, MODELISATION http://e2m2.universite-lyon.fr Sec : Sylvie ROBERJOT Bât Atrium - UCB Lyon 1 04.72.44.83.62 Insa : H. CHARLES secretariat.e2m2@univ-lyon1.fr	M. Fabrice CORDEY CNRS UMR 5276 Lab. de géologie de Lyon Université Claude Bernard Lyon 1 Bât Géode 2 rue Raphaël Dubois 69622 VILLEURBANNE Cédex Tél : 06.07.53.89.13 cordey@univ-lyon1.fr
EDISS	INTERDISCIPLINAIRE SCIENCES-SANTE http://www.ediss-lyon.fr Sec : Sylvie ROBERJOT Bât Atrium - UCB Lyon 1 04.72.44.83.62 Insa : M. LAGARDE secretariat.ediss@univ-lyon1.fr	Mme Emmanuelle CANET-SOULAS INSERM U1060, CarMeN lab, Univ. Lyon 1 Bâtiment IMBL 11 avenue Jean Capelle INSA de Lyon 69662 Villeurbanne Tél : 04.72.68.49.09 Fax : 04 72 68 49 16 Emmanuelle.canet@univ-lyon1.fr
INFOMATHS	INFORMATIQUE ET MATHÉMATIQUES http://edinfomaths.universite-lyon.fr Sec : Renée EL MELHEM Bat Blaise Pascal, 3 ^e étage Tél : 04.72. 43. 80. 46 Fax : 04.72.43.16.87 infomaths@univ-lyon1.fr	M. Luca ZAMBONI Bâtiment Braconnier 43 Boulevard du 11 novembre 1918 69622 VILLEURBANNE Cedex Tél : 04 26 23 45 52 zamboni@maths.univ-lyon1.fr
Matériaux	MATERIAUX DE LYON http://ed34.universite-lyon.fr Sec : Marion COMBE Tél: 04-72-43-71-70 -Fax : 87.12 Bat. Direction ed.materiaux@insa-lyon.fr	M. Jean-Yves BUFFIERE INSA de Lyon MATEIS Bâtiment Saint Exupéry 7 avenue Jean Capelle 69621 VILLEURBANNE Cedex Tél : 04.72.43 71.70 Fax 04 72 43 85 28 Ed.materiaux@insa-lyon.fr
MEGA	MECANIQUE, ENERGETIQUE, GENIE CIVIL, ACOUSTIQUE http://edmega.universite-lyon.fr/ Sec : Marion COMBE Tél: 04-72-43-71-70 -Fax : 87.12 Bat. Direction mega@insa-lyon.fr	M. Philippe BOISSE INSA de Lyon Laboratoire LAMCOS Bâtiment Jacquard 25 bis avenue Jean Capelle 69621 VILLEURBANNE Cedex Tél : 04.72 .43.71.70 Fax : 04 72 43 72 37 Philippe.boisse@insa-lyon.fr
ScSo	ScSo* http://ed483.univ-lyon2.fr/ Sec : Viviane POLSINELLI Brigitte DUBOIS Insa : J.Y. TOUSSAINT Tél : 04 78 69 72 76 viviane.polsinelli@univ-lyon2.fr	M. Christian MONTES Université Lyon 2 86 rue Pasteur 69365 LYON Cedex 07 Christian.montes@univ-lyon2.fr

*ScSo : Histoire, Géographie, Aménagement, Urbanisme, Archéologie, Science politique, Sociologie, Anthropologie

Remerciements

Ce travail a été effectué au sein de l'équipe Conception des Systèmes Hétérogènes à l'Institut des Nanotechnologies de Lyon, Lyon - France, et de l'équipe de Recherche en Microsystèmes et Systèmes Embarqués au Laboratoire de Physique Appliquée, Beyrouth - Liban.

Je souhaite tout d'abord remercier Monsieur **Nacer ABOUCHI**, Professeur et Directeur de la filière Electronique Télécommunications Informatique de CPE Lyon, et Monsieur **Doumit ZAOUK**, Professeur et Coordinateur du programme de Master Electronique Industrielle à l'Université Libanaise – Faculté des Sciences, pour avoir accepté de diriger ma thèse. Ils m'ont donnés dès le départ la motivation et les moyens nécessaires à l'accomplissement de ce travail. Tout en m'accordant une grande autonomie dans la manière de gérer mes travaux de recherche, leur bienveillance et leur soutien furent précieux tout au long de ces trois années.

J'adresse mes remerciements à Monsieur **Lioua LABRAK**, Maître de conférences à CPE Lyon, Monsieur **Joseph CONSTANTIN**, Maître de conférences à l'Université Libanaise, et Monsieur **Youssef ZAATAR**, Professeur à l'Université Libanaise, pour m'avoir conseillé et soutenu pendant mes recherches. Leur grande disponibilité et leurs conseils constructifs m'ont beaucoup aidé tout au long de mes recherches.

J'exprime mes sincères remerciements à Monsieur **Richard GRISEL**, Professeur à l'Université de Rouen, pour avoir accepté de mettre ses compétences pour juger ce travail de thèse et d'en présider le jury de soutenance.

Je remercie également Madame **Cécile BELLEUDY**, Maître de conférences HDR à l'Université de Nice, et Monsieur **Chafic MOKBEL**, Professeur à l'Université de Balamand, qui ont accepté de juger ce travail et d'en être les rapporteurs.

Je tiens à remercier Madame **Mariette AWAD**, Professeur associée à l'Université Américaine de Beyrouth, pour avoir accepté de participer au jury de thèse.

Je remercie vivement toutes les personnes qui ont contribué à la réalisation de ce travail. Je pense en particulier Messieurs **François JOLY** (CPE Lyon) et **Hervé RAZAFY** (CPE Lyon). Leurs expertises dans le domaine de l'électronique m'ont énormément appris.

J'adresse un remerciement à l'Université Libanaise et à l'Association Azm et Saadé pour la bourse de mobilité qui m'a été attribuée.

Un grand merci à mes amis qui ont été là pour me redonner le sourire dans les moments les plus difficiles.

Enfin, mes derniers et plus forts remerciements vont à mes parents qui ont toujours cru en moi, qui m'ont soutenu moralement tout au long de mes études. J'ai conscience des efforts qu'ils ont faits pour moi et je ne saurais jamais les remercier assez de cela.

Optimisation de la gestion d'énergie dans les systèmes embarqués

Résumé

Qu'il s'agisse de suivre des patients à domicile, ou de prévenir l'isolement ou la vulnérabilité de personnes âgées, les systèmes de suivi et d'assistance électroniques qui émergent offrent des opportunités sans précédents. L'enjeu est considérable, et on assiste à un développement technologique important qui permet désormais aux particuliers ou aux établissements hospitaliers ou médico-sociaux d'assurer le diagnostic, la prévention, le contrôle, voire le traitement de patients à distance (mesures de paramètres physiologiques, administration de médicaments, détection de chutes, etc.).

Ce suivi à distance est en particulier devenu possible et performant avec l'avènement des objets connectés. On peut ainsi envisager d'exploiter un réseau de capteurs embarqué sur un patient pour mesurer à distance et en temps réel la température, le rythme cardiaque ou la tension artérielle d'un patient. Les données sont transmises (et/ou stockées) au praticien pour réaliser le diagnostic et définir les traitements. Pour autant la conception optimale (choix des technologies de transmission, de stockage, etc.) ainsi que la problématique de la gestion d'énergie constituent des verrous à leur adoption.

Le travail proposé dans cette thèse consiste donc à développer un outil d'aide à la conception de réseaux de capteurs médicaux communicants embarqués sur la personne. Il s'agit en particulier de fournir une information sur la faisabilité au plus tôt dans le cycle de conception, et garantir l'obtention d'un circuit « correcte par construction ». L'accent est porté sur la maîtrise (voire la réduction) de la consommation d'énergie

Dans ce sens, une simulation fiable et précise permet de contrôler, dès le début du flot de conception, la consommation en énergie du réseau. Elle assure par la suite une meilleure gestion de l'énergie disponible et éventuellement une autonomie plus importante. L'outil, centré sur l'optimisation de la consommation d'énergie, est implémenté dans un environnement Matlab. Basé sur une modélisation de la consommation en énergie d'un nœud de capteur, il se veut générique aussi bien que précis. Il assure une implémentation simple de nouveaux composants à partir de fiches techniques. Ces composants sont construits sous la forme de blocs réutilisables permettant ainsi à l'utilisateur de créer sa propre librairie. En plus de l'estimation de la consommation, cet outil met en œuvre des algorithmes d'optimisation pour guider l'utilisateur vers une conception qui respecte les contraintes énergétiques et médicales de l'application (choix de composants,

choix de source d'énergie, configuration du réseau, etc.). Une application est proposée d'abord au niveau d'un nœud de capteur de température corporelle communiquant par Bluetooth Low Energy. Ce même nœud est ensuite placé au sein d'un réseau de capteurs pour la surveillance de cinq paramètres physiologiques différents. Une validation expérimentale des résultats de simulation est également réalisée.

Mots clés : suivi à distance ; réseaux de capteurs médicaux; simulation ; modélisation ; consommation en énergie ; Matlab ; optimisation ; Bluetooth Low Energy

Abstract

Whether it is to monitor patients at home, or to prevent the isolation and vulnerability of the elderly, the emerging electronic monitoring and assistance systems offer new opportunities. The technological development we have witnessed allows individuals, hospitals, or medical aid organizations to provide the diagnosis, prevention, control or even treatment of patients outside of conventional clinical settings (measurements of physiological parameters, drug administration, fall detection, etc.).

Recent developments in connected objects made efficient remote patient monitoring possible. In other words, we are able to use a network of wearable or implantable sensors to remotely obtain real time measurements of a patient's vital signs (temperature, heart rate, blood pressure, etc.). Data is transmitted (and / or stored) to medical personnel who are able to perform diagnosis and define treatments accordingly. An optimal design (transmission protocols, data storage, etc.) and energy management are the bottlenecks involved in the implementation of such systems.

This work proposes to develop a tool to help in the design of medical sensor networks. It aims to provide information regarding feasibility during the early stages of the design thus ensuring that a "well-constructed" circuit is obtained. The emphasis is on the control (or even reduction) of energy consumption.

In this regard, an efficient energy consumption simulation at the beginning of the design flow would enable the user to decide on system parameters. This will ensure an optimal management of the available energy and eventually a longer network lifetime. The proposed tool is centered on the optimization of the energy consumption using Matlab environment. It is built over a model of the energy consumption of wireless sensor nodes. It is intended to be generic and accurate. In fact, it enables fast creation of new component description based on the datasheets. These components are reusable thus producing a growing database. In addition to energy consumption estimation,

the tool uses optimization routines to guide the user through an energy aware design (picking energy sources, components, network configuration, etc.) that complies with medical requirements. An application to a single Bluetooth Low Energy body temperature sensor is first proposed. The same sensor is then included in a physiological sensor network. A physical implementation is used in order to compare the results obtained through simulation with practical measurements.

Keywords : Remote patient monitoring ; wearable medical sensor networks; energy consumption; Matlab ; model; simulation ; optimization ; Bluetooth Low Energy.

Table de matière

Table des figures	VI
Liste des tableaux.....	IX
Table des acronymes	XI
Introduction générale.....	1
Contexte général.....	1
Problématique	3
Objectifs	4
Contributions	4
Organisation	5
Chapitre 1	7
Etat de l'art et étude de l'existant	7
1.1 Introduction.....	9
1.2 Télésurveillance médicale	9
1.2.1. Objectif	9
1.2.2. Contraintes du domaine de suivi médical.....	10
1.2.3. Architecture d'un système de télésurveillance médicale.....	11
1.3 Réseaux de capteurs biomédicaux	12
1.3.1. Famille de réseaux WBAN	12
1.3.2. Topologie du réseau.....	13
1.4 Elément de base : le nœud de capteur	14

1.4.1. Bloc acquisition	14
1.4.2. Unité de traitement.....	15
1.4.3. Unité de stockage	16
1.4.4. Module de communication.....	17
1.5 Source d'énergie	21
1.5.1. Pile et batterie	21
1.5.2. Super-capacité.....	22
1.5.3. Récupération d'énergie	22
1.6 Facteurs de conception	28
1.7 Estimation de la consommation en énergie : techniques et solutions existantes	29
1.7.1. Simulateurs réseaux	30
1.7.2. Outils de prototypage virtuel	31
1.7.3. Outils de simulation multi-domaine	35
1.7.4. Discussion	37
1.8 Proposition d'une nouvelle approche.....	39
1.9 Conclusion et introduction du sujet	39
Chapitre 2	41
Présentation de la solution	41
2.1 Introduction.....	43
2.2 Objectif et démarche.....	43
2.3 Etude préliminaire.....	45
2.3.1 Définitions	45
2.3.2. Niveaux d'abstraction.....	46
2.3.3. Environnement de programmation	48
2.4 Cycle de fonctionnement	48
2.4.1. Composants de la consommation en puissance	49
2.4.2. Présentation du cycle de fonctionnement dans le cas d'un nœud de capteur biomédical sans fil.....	49
2.5 Modélisation de la consommation en énergie du nœud	51
2.5.1. Principe de base	51

2.5.2. Application du principe aux composants du nœud	52
2.5.3. Construction du modèle	57
2.6 Présentation des différentes possibilités d'optimisation	58
2.6.1. Variables dans un nœud de capteur biomédical sans fils	59
2.6.2. Algorithmes d'optimisation.....	60
2.7 Saisie des entrées et récupération de la solution.....	65
2.7.1. Principe	66
2.7.2. Fonctionnement	67
2.8 Conclusion	70

Chapitre 3 72

Application à un nœud unique	72
3.1 Introduction.....	74
3.2 Exemple : Capteur de température corporelle.....	74
3.3 Vue protocolaire du Bluetooth Low Energy	76
3.4 Adaptation de la solution au nœud	80
3.5 Résultats de simulation	82
3.5.1. Estimation de la consommation du nœud	83
3.5.2. Calcul de la période de déconnexion tolérée	85
3.5.3. Choix d'une source d'énergie adaptée.....	85
3.5.4. Dimensionnement du nœud	85
3.6 Mise en œuvre pratique	87
3.6.1. Prototypage du nœud	87
3.5.2. Collecte des données	89
3.7 Présentation des mesures expérimentales	92
3.8 Comparaison des résultats et mise en évidence de la consommation du BLE	93
3.8.1. Capteur et microcontrôleur	94
3.8.2. Module de communication BLE	95
3.8.3. Synthèse	97
3.9 Solution pour la réduction de la consommation : Algorithme à faible consommation pour la connexion BLE ..	98

3.9.1. Principe de l'algorithme à faible consommation retenu	98
3.9.2. Validation théorique.....	100
3.9.3. Validation expérimentale	104
3.9.4. Présentation des résultats	108
3.10 Conclusion	112
Chapitre 4	114
Généralisation pour plusieurs nœuds .	114
4.1 Introduction.....	115
4.2 Aspect réseau du protocole de communication BLE	115
4.3 Solution pour la réduction de la consommation	117
4.4 Intégration de l'approche dans notre outil	118
4.4.1. Configuration automatique du réseau	118
4.4.2. Configuration de l'optimisation	121
4.5 Application au système de télésurveillance médicale retenu	122
4.5.1. Les cinq paramètres physiologiques	122
4.5.2. Les fréquences de mesure	127
4.5.3. Configuration proposée	128
4.6 Démarche expérimentale pour la validation de l'approche	131
4.6.1. Mise en œuvre des nœuds de capteurs	131
4.6.2. Collecte des données au niveau de la station de base	132
4.6.3. Présentation des mesures expérimentales	134
4.6.4. Discussion des résultats	134
4.7 Extension de l'approche pour un réseau de cinq nœuds	136
4.8 Conclusion	138
Conclusion générale	139
Synthèse et conclusion	139
Perspectives	141

Liste des publications	142
Bibliographie.....	143
Annexe A	153
Tutoriel à l'interface utilisateur	153
Annexe B	156
Construction des circuits dans le cas d'un nœud unique	156
Annexe C	160
Construction des circuits dans le cas d'un réseau de cinq nœuds	160

Table des figures

Figure 1.1 Architecture d'un système de télésurveillance médicale	12
Figure 1.2 Dimensions des réseaux sans fils.....	13
Figure 1.3 Topologies des réseaux de capteurs WBAN.....	14
Figure 1.4 Constitution d'un nœud de capteur.....	15
Figure 1.5 Energie récupérable à partir du corps humain [37].....	23
Figure 1.6 Récupération de l'énergie thermique dissipée par le corps humain.....	25
Figure 2.1 Niveaux d'abstraction pour la modélisation des réseaux de capteurs sans fils....	47
Figure 2.2 Schéma bloc d'un nœud de capteur biomédical sans fils.....	52
Figure 2.3 Cycle de fonctionnement d'un nœud de capteur biomédical sans fils	52
Figure 2.4 Schéma bloc du modèle de consommation construit.....	58
Figure 2.5 Ensemble des variables dans un nœud de capteur biomédical sans fils.....	61
Figure 2.6 Algorithme d'appel des fonctions d'optimisation.....	62
Figure 2.7 Organigramme de la fonction périodes de déconnexion.....	64
Figure 2.8 Organigramme de la fonction architecture électronique.....	66
Figure 2.9 Schéma du fonctionnement de l'interface utilisateur.....	69
Figure 3.1 Compatibilité des dispositifs Bluetooth	77
Figure 3.2 Pile protocolaire du Bluetooth Low Energy	78
Figure 3.3 Profil de consommation en puissance du protocole Bluetooth Low Energy pendant les modes	82
Figure 3.4 Périodes de déconnexions issues d'une routine de vie de patient prise par hypothèse	83
Figure 3.5 Configuration électronique du nœud prise par hypothèse	84
Figure 3.6 Courbe de consommation en courant pour les éléments constitutifs du nœud	85
Figure 3.7 Courbe de consommation en courant pour le module de communication BLE....	85
Figure 3.8 Convergence de l'algorithme d'optimisation vers la solution désirée	87
Figure 3.9 Kits de développement pour les modules	88

Figure 3.10 Profil BLE développé pour la mesure de la température corporelle	90
Figure 3.11 Algorithme de fonctionnement des applications de collecte de données.....	90
Figure 3.12 Capture d'écran de l'application PC de collecte des données	91
Figure 3.13 Capture d'écran pendant les différentes étapes de fonctionnement de l'application de collecte Android.....	93
Figure 3.14 Schéma du dispositif expérimental.....	93
Figure 3.15 Mise en œuvre expérimentale pour la mesure de consommation	95
Figure 3.16 Consommation en puissance mesurée expérimentalement par Energy Trace (a) et celle simulée (b) pour le groupement capteur-microcontrôleur	95
Figure 3.17 Consommation en courant du module ble113 mesurée par oscilloscope (a) et celle simulée (b) pour un évènement de signalisation unique.....	97
Figure 3.18 Consommation en courant du module ble113 mesurée par oscilloscope (a) et celle simulée (b) pour plusieurs évènements de signalisation pour le module ble113.....	97
Figure 3.19 Consommation en courant du module ble113 mesurée par oscilloscope (a) et celle simulée (b) pour un évènement de connexion unique	97
Figure 3.20 Consommation en courant du module ble113 mesurée par oscilloscope (a) et celle simulée (b) pour plusieurs évènements de connexion	98
Figure 3.21 Schéma de fonctionnement de l'algorithme basse consommation pour la connexion BLE	101
Figure 3.22 Courbe de consommation en courant pour les éléments constitutifs du nœud .	103
Figure 3.23 Courbe de consommation en courant pour le module de communication BLE	103
Figure 3.24 Organigramme du fonctionnement du nœud	108
Figure 3.25 Organigramme du fonctionnement de l'application PC	109
Figure 3.26 La consommation en puissance mesurée expérimentalement par EnergyTrace (a) et celle simulée (b) pour le groupement capteur-microcontrôleur	110
Figure 3.27 Consommation en courant mesurée (a) comparée à celle simulée (b) pour le module ble113 en mode connecté.....	111
Figure 3.28 Comparaison de l'opération du module ble113 telle que prévue par simulation à celle implémentée expérimentalement.....	112
Figure 3.29 Consommation en courant simulée comparée à celle mesurée pour le module ble113 en mode signalisation.....	112

Figure 4.1 Profil de consommation de deux modules de communication BLE connectés simultanément à un même maître	117
Figure 4.2 Représentation de la solution proposée pour la réduction de la consommation .	118
Figure 4.3 Diagramme d'opération du système	119
Figure 4.4 Organigramme de la fonction « configuration du réseau ».....	122
Figure 4.5 Courbe de pléthysmographie [126]	125
Figure 4.6 L'électrocardiogramme d'un sujet normal	125
Figure 4.7 Configuration à trois électrodes pour un électrocardiogramme.....	126
Figure 4.8 Configuration du problème	131
Figure 4.9 Organigramme du fonctionnement de l'application PC pour la gestion d'un réseau	135
Figure 4.10 Consommation des deux modules ble113 en mode connecté	136
Figure 4.11 Consommation des deux modules ble113 en mode signalisation	137
Figure 4.12 Implémentation physique du réseau de cinq capteurs.....	138
Figure 4.13 Montage d'un nœud de capteur	138
Figure 4.14 Capture d'écran de l'application PC pour la collecte des données.....	139

Liste des tableaux

Tableau 1.1 Comparaison entre les topologies en étoile et maillée	14
Tableau 1.2 Description brève de chaque paramètre physiologique et du capteur correspondant.....	15
Tableau 1.3 Les caractéristiques de quelques technologies radio pour les réseaux de capteurs médicaux.....	21
Tableau 1.4 Comparaison entre les batteries Li-Ion, celles à couches minces et les super-capacités.....	23
Tableau 1.5 Comparaison entre les approches de récupération d'énergie	24
Tableau 1.6 Avantages et inconvénients des différentes approches pour la récupération d'énergie électromécanique	26
Tableau 1.7 Plateformes de co-simulations pour les réseaux de capteurs sans fils.....	37
Tableau 1.8 Lacune présentes dans chaque outil par rapport à l'objectif de simulation de la consommation en début de la conception	39
Tableau 2.1 Combinaison variables/paramètres pour chaque scénario.....	61
Tableau 2.2 Paramètres à saisir dans la feuille « paramétrage des composants ».....	70
Tableau 3.1 Effet de la variation de la température corporelle sur le patient.....	75
Tableau 3.2 Composition du nœud de capteur de température corporelle	77
Tableau 3.3 Actions effectués par un module Bluetooth Low Energy pendant les différentes étapes des évènements de signalisation et de connexion	82
Tableau 3.4 Les caractéristiques de consommation des processeurs MSP430 de TI.....	87
Tableau 3.5 Solutions proposées par l'algorithme d'optimisation pour la conception d'un nœud de capteur de température corporelle communiquant par BLE.....	87
Tableau 3.6 Consommation instantanée en courant pour le MSP430FR5969 en mode actif en fonction du pourcentage de cache hit avec une fréquence de traitement de 8 MHz	96
Tableau 3.7 Comparaison entre la consommation moyenne en courant simulée et celle mesurée pour le groupement capteur-microcontrôleur	96
Tableau 3.8 Comparaison des mesures expérimentales aux valeurs observées dans la fiche technique du module ble113	98

Tableau 3.9 Solutions proposées par l'algorithme d'optimisation pour la conception d'un nœud de capteur unique opérant selon l'algorithme basse consommation pour la connexion BLE.....	105
Tableau 3.10 Comparaison entre la consommation moyenne en courant simulée et celle mesurée pour le groupement capteur-microcontrôleur	110
Tableau 3.11 Erreurs observées sur les valeurs moyennes de la consommation en courant du module ble113 après affinement de l'outil par les mesures expérimentales.....	113
Tableau 4.1 Effet de la saturation en oxygène sur la santé du patient	124
Tableau 4.2 Classification des niveaux de pression sanguine.....	127
Tableau 4.3 L'intervalle de temps recommandé entre deux mesures consécutives en fonction de l'état du patient	129
Tableau 4.4 Codage et quantité de données produite par mesure pour chacun des cinq paramètres physiologiques.....	130
Tableau 4.5 Configuration du réseau telle que proposée par l'outil de simulation.....	132
Tableau 4.6 Configuration proposée pour l'implémentation du réseau de cinq capteurs	137

Table des acronymes

API	Application Programming Interface
ATT	Attribute Protocol
BLE	Bluetooth Low Energy
ECG	Electrocardiographie
EEG	Electroencéphalographie
EEPROM	Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory
EFC	Electric Field communication
FRAM	Ferroelectric Random Access Memory
GAP	Generic Access Profile
GATT	Generic Attribute Profile
GFSK	Gaussian Frequency Shift Keying
GPIO	General Purpose Input Output
HBC	Human Body Communication
HCI	Hardware Controller Interface
IDE	Integrated Developpement Environment
IR UWB	Impulse Radio Ultra WideBand
ISM	Industrial, Scientific and Medical
MAC	Medium Access Control
MB-OFDM UWB	Multi-band Orthogonal Frequency Division Multiplexing Ultra WideBand
MICS	Medical Implant Communication Service
NB	Narrow Band
QoS	Qualité de service
RAM	Random Access Memory
RF	RadioFréquence
RFID	Radiofrequency IDentification
RTC	Real-Time Clock

ROM	Read-Only Memory
SPI	Serial Peripheral Interface
TDMA	Time Division Multiple Access
UART	Universal Asynchronous Receiver-Transmitter
USB	Universal Serial Bus
UUID	Universally Unique Identifier
UWB	Ultra WideBand
WBAN	Wireless Body Area Network
WLAN	Wireless Local Area Network
WMAN	Wireless Metropolitan Area Network
WMTS	Wireless Medical Telemetry Service
WPAN	Wireless Personal Area Network
WSN	Wireless Sensor Network
WWAN	Wireless Wide Area Network

Introduction générale

Contexte général

Le vieillissement de la population est un phénomène mondial. Il est principalement dû à l'amélioration globale de la qualité de vie et de la santé de chacun dans les pays développés. Par exemple, les projections sur la population française en 2050 affirment que près d'une personne sur trois aurait plus de 60 ans (22.3 millions), contre une sur cinq en 2005 (12.6 millions).

En complément de ce vieillissement, une augmentation des besoins en soins de longue durée a été enregistrée. Il s'agit d'une des conséquences directe du nombre croissant de personnes âgées malades. Selon une étude publiée dans Le monde le 31 mai 2017 [1], la France devrait compter, en 2020, 548 000 personnes de plus qu'en 2015 atteintes d'au moins une pathologie chronique ou nécessitant un traitement au long cours (diabète, cancer, maladie psychiatrique...). De plus, le nombre de personnes atteintes d'une maladie cardio-neuro-vasculaire devrait augmenter de 13 % et passer de 4,5 millions à 5,1 millions de patients. D'autres pathologies devraient également connaître de fortes hausses de leurs effectifs au cours de cette période : + 12 % pour le diabète (455 000 patients de plus), + 10 % pour les maladies respiratoires chroniques (340 000 patients de plus), + 11 % pour les maladies psychiatriques (100 000 patients de plus), + 20 % pour les maladies inflammatoires (234 000 patients de plus).

Dans ce contexte, la mise en œuvre de systèmes permettant de réduire les frais d'hospitalisation et de minimiser le temps de présence du personnel médical demeure une approche sérieusement envisagée. Il s'agit donc de fournir des services de santé et d'assistance à domicile pour les personnes fragiles ou en perte d'autonomie (mesures de paramètres physiologiques, administration de médicaments, détection de chutes, etc.). Ce maintien à distance est devenu possible avec les avancées technologiques notamment dans le domaine des télécommunications, des réseaux et du traitement de l'information.

Egalement connu sous le nom de télésurveillance médicale, il vise le suivi à distance de personnes souffrant de maladies chroniques, des individus présentant des aptitudes physiques dégradées par le vieillissement, et des sujets post-opératoires. Il répond ainsi au souhait des patients de réduire les temps d'hospitalisation, tout en promettant des économies d'échelles par la prise en charge extrahospitalière.

Cette vision de la télésurveillance médicale consiste à « veiller sur » les personnes prises en charge. Il s'agit de mesurer et de contrôler à distance certains paramètres physiologiques de la personne et d'en faire un compte-rendu au praticien pour réaliser le diagnostic et définir les traitements. Il est

ainsi possible d'améliorer le suivi médical personnalisé et d'assurer le bien-être du patient grâce à une propagation d'alertes en cas d'urgence.

Dans un hôpital, ce suivi des paramètres physiologiques est basé sur des capteurs médicaux liés par des câbles à une unité de contrôle qui interprète et affiche les données reçues. L'essor des nouvelles technologies ainsi que les progrès effectués dans le domaine des télécommunications offrent l'opportunité de réaliser ce suivi à distance et de permettre au sujet de poursuivre une vie normale. Cette approche favorise l'utilisation des technologies sans fils pour acquérir les données d'une façon moins encombrante. Dans ce sens, il est possible d'exploiter un réseau de capteurs sans fils embarqué sur un patient pour mesurer à distance et en temps réel sa température, son rythme cardiaque ou sa tension artérielle. Ces réseaux appartiennent à la famille de réseaux WBAN ou réseau corporel sans fils. Cette classification est faite en fonction des technologies sans fils adoptées. En effet, chaque famille a ses propres standards de communication IEEE qui définissent les fréquences d'émission utilisées, les débits de transmission et les portées de communication. La famille de réseaux WBAN concerne les réseaux à faibles portées (de l'ordre de quelques dizaines de mètres) souvent basés sur les standards de communication IEEE 802.15.x. Elle est envisagée pour les communications autour du corps humain. Elle peut comporter des liaisons sans fil à une centrale (téléphone portable ou à un smartphone ou à une tablette ou encore à un ordinateur).

En outre, ces réseaux sont constitués de dispositifs électroniques communicants par des liaisons sans fil, et dont les fonctions primaires sont de collecter et de transmettre des données. Ces dispositifs intelligents, miniatures, et à faible coût sont appelés « nœuds de capteurs ». Selon le paramètre physiologique à suivre, un nœud peut être en surface du corps, comme dans le cas de la température ou implanté dans le corps, comme pour la mesure du taux de glucose dans le sang. Dans les deux cas, il est caractérisé par des capacités d'acquisition, de traitement et de communication de l'information. Il est aussi connecté, directement ou par l'intermédiaire d'un autre nœud, à une unité centrale ou station de base. Celle-ci collecte les données issues de chaque nœud afin de les transmettre aux établissements et aux professionnels de santé.

Afin de bien veiller sur la personne et de garantir son bien-être, des normes internationales règlementent l'implémentation des réseaux de capteurs médicaux sans fils. Dans son catalogue « ISO/TC 215 : Informatique de Santé » [2], l'Organisation Internationale de Standardisation ISO adresse plusieurs aspects du suivi à distance des patients : la communication entre les dispositifs de santé personnels (ISO/IEEE 11073), l'interopérabilité des systèmes et des réseaux de télésanté (ISO/TR 16056), etc. Aux Etats Unis, la FDA (Food and Drug Administration) a proposé, en plus des réglementations, un guide pour la mise en place d'une communication radiofréquence dans les dispositifs

médicaux (qualité de service, coexistence, compatibilité électromagnétique, etc.) [3]. Ainsi, les réseaux de capteurs médicaux sans fils vont devoir faire face à des contraintes strictes de sécurité, de tolérance aux pannes, de qualité de mesure et de transmission en plus des besoins de faible consommation d'énergie.

Problématique

Le cadre dans lequel se place cette thèse est la télésurveillance médicale pour veiller sur la santé et le bien-être des personnes. Les réseaux de capteurs médicaux sans fils sont donc une incontournable pour le déploiement de telles applications. Toutefois, leur adoption pour le suivi médical fait encore face à plusieurs défis et verrous technologiques. Ces verrous sont liées d'une part aux particularités des nœuds en termes de ressources (énergie, puissance de traitement, mémoire, etc.) et d'autre part aux besoins de l'application médicale (maintien de l'intégrité de l'information après transmission, cryptage des données, etc.). Par conséquent, des difficultés particulières ont été relevées lors de la conception de ces réseaux.

Un premier défi technologique réside dans la fiabilité du nœud [4]. Il s'exprime d'abord par la tolérance aux pannes : signalisation du problème et réorganisation du réseau. Il inclue également la précision des mesures relevées de la personne ainsi que leur intégrité après traitement/transfert automatisé.

Un deuxième verrou à considérer concerne la transmission sans fils des données médicales. La qualité de service, notée QdS, fait partie des concepts les plus importants [5]. Elle est nécessaire du fait de l'intégration de plusieurs nœuds ayant des besoins de transmission différents dans le même réseau. Cette diversité dans le réseau nécessite, d'une part, un traitement différencié selon les besoins spécifiques de chacun et d'autre part, la satisfaction des besoins de l'application médicale notamment au niveau du délai.

En outre, la sécurité des données médicales transmises est un aspect de grande importance [5]. Il s'agit de fournir la confidentialité, l'intégrité et la disponibilité de l'information tout en empêchant toute partie non autorisée d'y avoir accès. Les mécanismes de sécurité applicables pour les autres réseaux de communication ne sont pas adaptés aux réseaux de capteurs médicaux vu la limitation des ressources d'énergie, de mémoire et de puissance de traitement. Des techniques de sécurisation plus légères doivent donc être développées.

Plus particulièrement, la contrainte énergétique constitue une préoccupation majeure des réseaux de capteurs médicaux sans fils [4]. En effet, ces réseaux sont souvent limités en énergie et donc sensibles à sa consommation. La taille réduite des composants dans les nœuds de capteur

impose des batteries de faibles capacités. Ces batteries peuvent être combinées à des systèmes de récupération d'énergie de l'environnement ou du corps humain [6]. Cependant, leur épuisement entraîne un dysfonctionnement et le risque d'une interruption du suivi du patient. De plus, leur remplacement/recharge par les personnes âgées/patients peut être incommoder, difficile et parfois impossible notamment pour les capteurs implantés. Il est donc primordial que ces batteries durent le plus longtemps possible, voire le long de la période de surveillance.

Objectifs

Vu la contrainte énergétique, les concepteurs de réseaux de capteurs médicaux sont requis d'atteindre un système optimal en énergie. Ils ont donc besoin d'envisager un grand nombre de solutions aussi bien sur le niveau matériel (ex. composants) que logiciel (ex. protocole de routage). Il est par la suite nécessaire de prévoir avec précision la consommation d'énergie du système avant son implémentation matérielle. La simulation est actuellement la méthode la plus largement adoptée pour analyser ce type de réseaux. Comparée aux mesures sur banc de test, elle représente un moyen économique et rapide pour explorer toutes ces solutions. Dans ce sens, une simulation fiable et précise permet de contrôler, dès le début du flot de conception, la consommation en énergie du réseau. Elle assure par la suite une meilleure gestion de l'énergie disponible et éventuellement une autonomie plus importante.

Le travail proposé dans cette thèse consiste donc à développer un outil d'aide à la conception de réseaux de capteurs médicaux communicants embarqués sur la personne. Cet outil porte en particulier sur l'aspect énergétique de cette conception. Il vise à fournir une information sur la faisabilité au plus tôt dans le cycle de conception, et garantir l'obtention d'un circuit « correcte par construction ». Grâce à cet outil, une partie de la conception est effectuée dans un environnement de simulation fiable. Les concepteurs peuvent ainsi tester plusieurs choix et évaluer l'impact des modifications. Il en résulte une accélération du cycle de production des réseaux de capteurs médicaux.

Contributions

Les contributions présentées dans cette thèse se divisent à deux grands axes :

Premier axe :

En raison de l'énergie limitée sur les nœuds de capteurs, les concepteurs doivent s'investir à l'aspect énergétique du système. Une simulation de la consommation en énergie du réseau est par la suite requise dès les premières

étapes du cycle de conception. Plusieurs outils de simulation ont été développés en utilisant des méthodes différentes telles que la simulation générale du réseau, l'émulation du système d'exploitation, etc. Cependant, ces outils ne sont pas construits pour une application spécifique et n'adressent donc pas les particularités du domaine médical. De plus, ils sont limités à l'estimation de la consommation et n'intègrent pas des fonctionnalités permettant d'automatiser l'optimisation de la conception et de la gestion d'énergie. Une partie importante du travail de thèse est le développement d'un outil d'aide à la conception des réseaux de capteurs médicaux sans fils, centré sur l'optimisation de la consommation d'énergie. Les contributions principales relevées de cette partie se résument par les points suivants :

- Modélisation de la consommation en énergie du nœud au niveau matériel. Notre but est de simplifier l'implémentation de nouveaux systèmes à partir de données extraites de fiches techniques.
- Intégration des routines d'optimisation pour le dimensionnement du nœud. Il s'agit de guider le concepteur vers une conception optimale qui respecte les contraintes énergétiques et médicales de l'application (choix de composants, choix de source d'énergie, configuration du réseau, etc.).

Deuxième axe :

Dans un nœud de capteur médical communiquant par Bluetooth Low Energy, le module de communication radiofréquence est responsable de la majorité de la consommation en énergie. La deuxième partie de ce travail vise à proposer une solution pour réduire la consommation de la connexion Bluetooth Low Energy. Cette solution est explorée par simulation dans l'outil puis implémentée physiquement. Elle ne consiste pas en une modification du protocole de communication, mais en une approche innovante pour programmer l'application qui le pilote. Les contributions ainsi réalisées sont les suivantes :

- Gestion de la connexion d'un nœud à la station de base en fonction de ses besoins de transmission.
- Gestion du réseau Bluetooth Low Energy par un multiplexage temporel régi par la station de base.

Organisation

Le manuscrit est organisé en quatre chapitres.

Dans le premier chapitre, nous définissons le domaine de l'application ainsi que les contraintes imposées aux réseaux de capteurs médicaux sans fils. Nous discutons ensuite de l'architecture et du fonctionnement du réseau de capteurs médicaux aussi bien que de son unité de base : le nœud. Nous nous intéressons en particulier aux technologies sans fils et aux systèmes de

récupération d'énergie. Nous présentons ensuite un état de l'art synthétique sur les outils et les techniques disponibles pour l'estimation de la consommation en énergie d'un réseau de capteurs. Nous terminons ce chapitre en détaillant l'approche proposée dans cette thèse.

Le deuxième chapitre est consacré à notre contribution sur la construction d'un outil d'aide à la conception des réseaux de capteurs médicaux sans fils. Nous commençons par expliciter la méthodologie adoptée pour modéliser la consommation d'énergie du nœud : le niveau d'abstraction, l'environnement de programmation et la technique de modélisation. Nous décrivons ensuite les algorithmes d'optimisation implémentés pour guider l'utilisateur vers une gestion optimale de l'énergie. Ces algorithmes offrent des solutions à plusieurs scénarios rencontrés au cours de la conception de tels réseaux. Nous explicitons également dans ce chapitre la saisie des entrées de simulation ainsi que la récupération des solutions.

Dans le troisième chapitre, une étude par simulation d'un nœud unique est réalisée. Le système proposé consiste en un nœud de capteur de température corporelle unique communiquant l'information à une station de base par Bluetooth Low Energy. Nous présentons d'abord l'étude théorique par simulation. Une validation matérielle est ensuite réalisée afin de confronter les résultats de simulation aux mesures expérimentales. Compte tenu de l'énergie consommée par le protocole Bluetooth Low Energy, nous proposons également dans ce chapitre une solution pour la réduction de la consommation de ce protocole. Cette solution est validée d'abord du point de vue théorique par simulation et ensuite comparée aux résultats expérimentaux.

Dans le quatrième chapitre, le travail est étendu à un réseau de plusieurs nœuds. L'outil de simulation est adapté pour tenir compte de l'effet de la présence du nœud au sein d'un réseau. Effectivement, une application théorique à la base du protocole de communication Bluetooth Low Energy est d'abord proposée. Une mise en œuvre expérimentale est ensuite réalisée afin de valider le concept.

Nous concluons ce manuscrit de thèse en présentant les perspectives de recherche qu'offre ce travail.

Chapitre 1

Etat de l'art et étude de l'existant

1.1 Introduction

1.2 Télésurveillance médicale

- 1.2.1 Objectif
- 1.2.2 Contraintes du domaine de suivi médical
- 1.2.3 Architecture d'un système de télésurveillance médicale

1.3 Réseaux de capteurs biomédicaux

- 1.3.1 Famille de réseaux WBAN
- 1.3.2 Topologie du réseau

1.4 Élément de base : le nœud de capteur

- 1.4.1 Bloc acquisition
- 1.4.2 Unité de traitement
- 1.4.3 Unité de stockage
- 1.4.4 Module de communication
 - 1.4.41 *IEEE 802.15.6*
 - 1.4.42 *Zigbee*
 - 1.4.43 *Bluetooth Low Energy (BLE)*
 - 1.4.44 *Radiofrequency IDentification (RFID)*
 - 1.4.45 *Discussion*

1.5 Source d'énergie

- 1.5.1 Pile et batterie
- 1.5.2 Super-capacité
- 1.5.3 Récupération d'énergie
 - 1.5.31 *Système photovoltaïque*
 - 1.5.32 *Système thermoélectrique*
 - 1.5.33 *Système électromécanique*
 - 1.5.34 *Système radiofréquence*

1.5.35 *Discussion*

1.6 Facteurs de conception

1.7 Estimation de la consommation en énergie : techniques et solutions existantes

1.7.1 Simulateurs réseaux

1.7.11 *Simulateurs réseaux génériques*

1.7.12 *Simulateurs réseaux Ad Hoc spécifiques*

1.7.2 Outils de prototypage virtuel

1.7.21 *Emulateurs de systèmes d'exploitation*

1.7.22 *Emulateurs Hardware*

1.7.3 Outils de simulation multi-domaine

1.7.31 *Couplage de simulateurs*

1.7.32 *Simulink*

1.7.33 *System C-AMS*

1.7.4 Discussion

1.8 Proposition d'une nouvelle approche

1.9 Conclusion

1 Etat de l'art et étude de l'existant

1.1 Introduction

Les progrès effectués dans le domaine des télécommunications ainsi que l'avènement des objets connectées permettent d'exploiter des réseaux de capteurs médicaux embarqués sur la personne pour veiller sur sa santé. Cette approche, connue sous le nom de télésurveillance médicale, permet de surveiller à distance les paramètres physiologiques des patients et de détecter les anomalies. L'objectif de nos travaux est de mettre en œuvre un outil d'aide à la conception des réseaux de capteurs médicaux.

A cet égard, nous introduisons, dans un premier temps, les systèmes de télésurveillance médicale tout en mettant l'accent sur leur architecture ainsi que les contraintes du domaine de l'application. Nous détaillons ensuite la constitution et le fonctionnement d'un réseau de capteurs médicaux aussi bien que de son unité de base : le nœud. Nous étudions de plus les différentes sources d'énergie disponibles.

Nous dégageons par la suite les contraintes principales liées à la conception de ces réseaux : la fiabilité, la qualité de service, et la consommation en énergie. Du fait de la contrainte énergétique, il paraît nécessaire d'évaluer les outils et les techniques disponibles pour estimer la consommation d'un réseau de capteurs. Une étude comparative et une synthèse sont présentées par la suite. Une nouvelle approche est également proposée dans la dernière partie de ce chapitre.

1.2 Télésurveillance médicale

La télésurveillance médicale est une branche de la télémédecine. Elle permet au médecin de suivre, d'analyser et d'interpréter à distance les paramètres physiologiques d'une personne. Elle implique l'installation d'un réseau de capteurs biomédicaux sur la personne suivie [7].

1.2.1 Objectif

La télésurveillance médicale vise à protéger les personnes dites « fragiles » ou « à risque » [8]. Ce terme englobe les personnes âgées, les malades chroniques, et les sujets post-opératoires.

Cette technologie est bénéfique au corps médical aussi bien qu'aux patients. Elle améliore le suivi médical à distance (post thérapeutique, préventif et curatif) des personnes âgées et de celles atteintes de pathologies chroniques. Elle favorise également le maintien à domicile et permet de protéger la

personne sans affecter sa vie quotidienne. De plus, elle permet d'éviter le prolongement de certaines hospitalisations et entraîne une réduction des coûts de la prise en charge médicale. Un dernier objectif serait de fournir un accompagnement personnalisé au sujet.

1.2.2 Contraintes du domaine de suivi médical

Plusieurs conditions doivent être remplies afin de suivre les paramètres physiologiques de l'individu. Ces exigences peuvent se résumer comme suit :

- **Sécurité de la personne :** Les capteurs portés doivent être biocompatibles ; Ils ne doivent poser aucun risque sur la santé et le bien-être de la personne [9].
- **Portabilité :** La télésurveillance implique l'installation de capteurs intelligents, portés par la personne ou implantés dans son corps. Une première contrainte de réalisation est donc celle de la portabilité. Les dispositifs montés devraient donc être de taille convenable, et peu nombreux [10].
- **Gestion de mobilité :** Un réseau de capteurs biomédicaux doit assurer une mobilité adaptée aux besoins des patients. Il est donc nécessaire de maintenir la connectivité pour les déplacements surtout dans l'habitation [11]. Au cas où la personne sort de la zone de couverture du réseau, des algorithmes de stockage appropriés doivent empêcher la perte d'information.
- **Retour de l'information vers la personne suivie :** Le patient doit avoir accès aux données médicales recueillies par les capteurs [8].
- **Ergonomie ou facilité d'utilisation :** l'interface graphique doit être simple et adaptée à la personne [9].
- **Respect de la vie privée :** les données médicales des personnes surveillées doivent être protégées et sécurisées [12].
- **Sécurisation des données :** La sécurité des données est un aspect primordial. Protéger les patients implique de prendre conscience de l'importance des données médicales transmises. A ce niveau, les menaces de sécurité incluent la modification des données, l'emprunt d'identité, le suivi de l'activité de la personne, etc. [13]. Des algorithmes et des techniques de cryptage doivent être adoptés [14].
- **Faible coût de déploiement :** Cette technologie devrait être accessible à toute personne indifféremment de son statut économique. Les coûts d'installation des capteurs biomédicaux doivent être donc raisonnables.

Les autres contraintes se résument par la facilité d'installation, la robustesse du réseau, l'interopérabilité, ainsi que le maintien de l'intégrité des données pendant le transfert et/ou le traitement [15].

1.2.3 Architecture d'un système de télésurveillance médicale

Le schéma de la **figure 1.1** montre l'architecture d'un système de télésurveillance médicale. Elle est formé de trois niveaux [16, 17] :

- **Nœuds de capteurs** : Il s'agit de capteurs intelligents portés par le patient. Ces nœuds constituent un réseau. Ils sont responsables du processus de monitoring. Chacun permet de suivre un ou plusieurs paramètres physiologiques. Un nœud doit être capable de mesurer, de stocker et de transmettre ses données à une base de traitement.
- **Serveur personnel** : il est également nommé station de base ou base de traitement. Situé à proximité de la personne, il a pour rôle de collecter, grâce à un protocole de communication courte portée (Bluetooth, Zigbee, etc.), les données issues de chaque nœud. Cette information peut être traitée et utilisée soit directement par le patient, soit via un autre réseau longue portée (Internet, GSM, etc.), par un professionnel de santé. En d'autres termes, La station de base constitue un moyen de communication avec les capteurs, une interface utilisateur, ainsi qu'un lien au serveur médical. Typiquement, elle peut être un Personal Digital Assistant (PDA), un smartphone, ou un ordinateur.
- **Serveur médical** : Il reçoit les données issues de la station de base et les intègre dans le dossier du patient. Cette information sera donc accessible aux médecins et professionnels de santé. Le serveur médical peut également générer des recommandations ou des alertes.

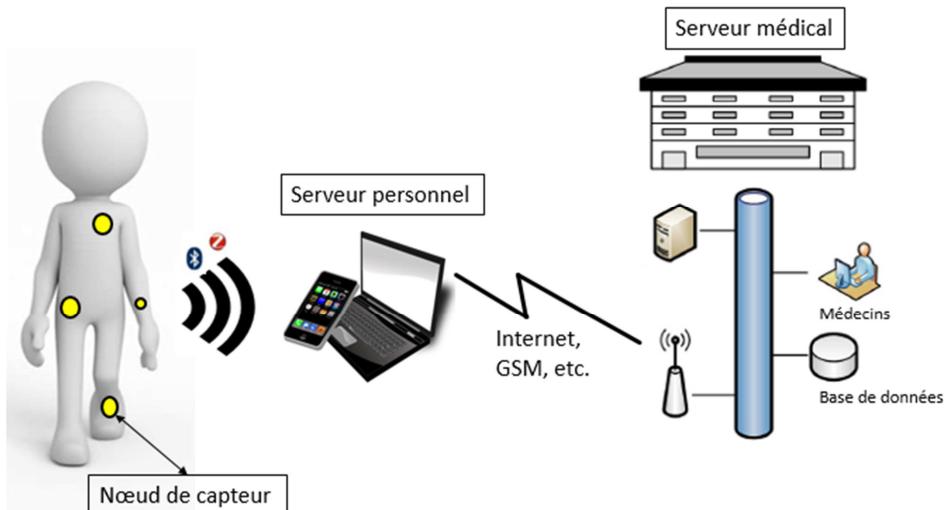


Figure 1.1 Architecture d'un système de télésurveillance médicale

1.3 Réseaux de capteurs biomédicaux

Le suivi à distance de paramètres physiologiques se fait par l'intermédiaire de réseaux de capteurs médicaux sans fil embarqués sur la personne. Ces réseaux appartiennent à la famille de réseaux WBAN ou réseau corporel sans fils.

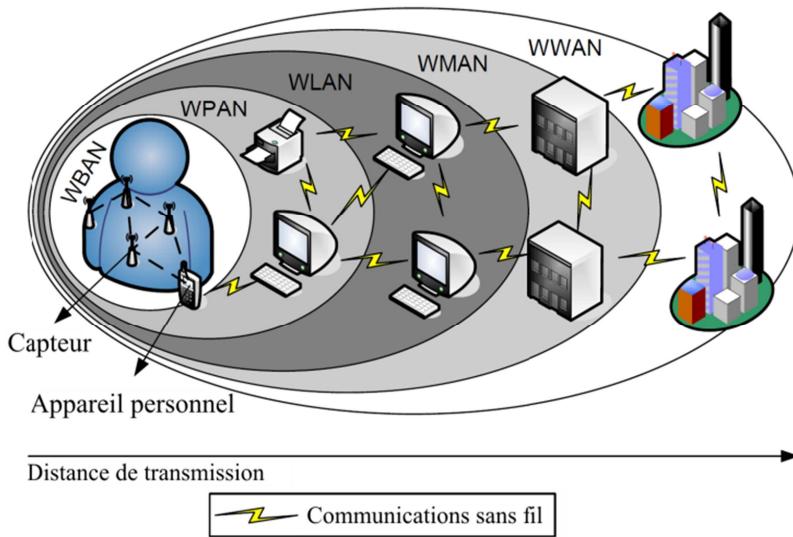
Dans ce paragraphe, nous introduisons le terme WBAN avant d'expliciter les topologies applicables à cette famille de réseaux.

1.3.1 Famille de réseaux WBAN

Par définition, un réseau sans fil est un réseau basé sur une communication par ondes électromagnétiques entre des terminaux situés dans un périmètre géographique plus ou moins étendu. Cette notion de périmètre géographique a permis de classifier les réseaux sans fil en fonction de leur taille.

La **figure 1.2** permet de visualiser les dimensions des principales familles de réseaux sans fils. On distingue les réseaux corporels (WBAN - Wireless Body Area Network), personnels (WPAN – Wireless Personal Area Network), locaux (WLAN – Wireless Local Area Network), métropolitains (WMAN – Wireless Metropolitan Area Network) et étendus (WWAN – Wireless Wide Area Network).

Le terme WBAN (Wireless Body Area Network) désigne la technologie de dispositifs intelligents et connectés opérant au voisinage du corps humain. En particulier, les réseaux de capteurs portables permettent la collecte de données de leur porteur. Ils peuvent être donc exploités pour servir une diversité d'application y compris les médicales.

**Figure 1.2** Dimensions des réseaux sans fil

1.3.2 Topologie du réseau de capteur

La transmission des données d'un nœud à la station de base peut se faire directement ou par l'intermédiaire d'autre nœuds. Cette organisation constitue la topologie du réseau. On distingue deux solutions applicables aux réseaux de types WBAN.

- **Topologie en étoile à saut unique:** Dans les réseaux WBAN, la distance entre les nœuds de capteurs et la base de traitement est de l'ordre de quelques mètres. C'est pourquoi de nombreuses propositions dans la littérature adoptent une topologie en étoile à saut unique [16, 18]. Cette topologie implique une communication directe entre la station de base et chaque nœud. Son inconvénient majeur est lié à la fiabilité du nœud central ; si celui-ci tombe en panne tout le réseau s'arrête de fonctionner. Un autre inconvénient est lié à l'évolutivité : l'augmentation du nombre de capteurs peut surcharger le nœud central.
- **Topologie étoile multi-saut :** Cette solution a été proposée dans [19]. Dans ce cas, les nœuds périphériques transmettent leurs données à la base de traitement en passant par des nœuds intermédiaires. L'information transite ainsi suivant divers chemins à travers plusieurs sauts. La mise en place d'un protocole de routage efficace est indispensable.

La **figure 1.3** explicite ces deux topologies alors que le **tableau 1.1** présente une comparaison entre elles. Vu le nombre limité de nœuds, la topologie en étoile à saut unique est la plus utilisée dans les réseaux de capteurs biomédicaux.

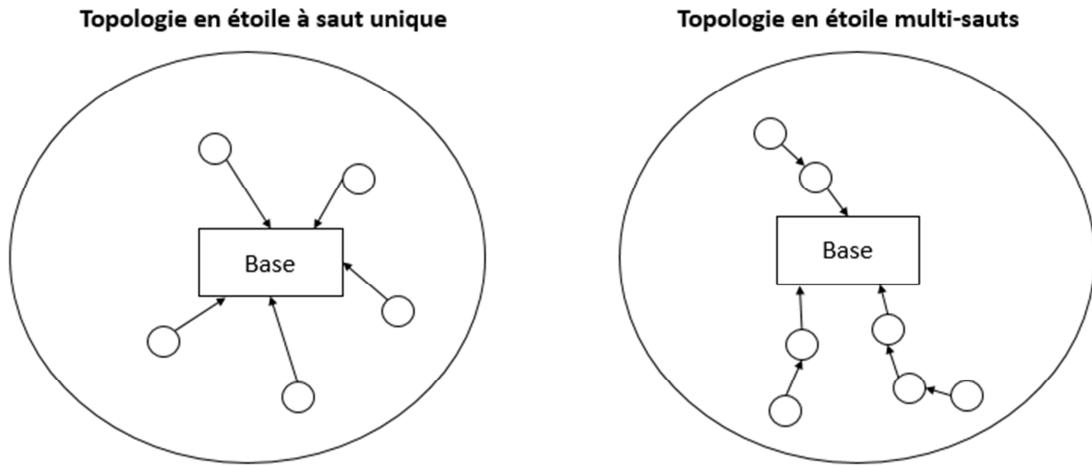


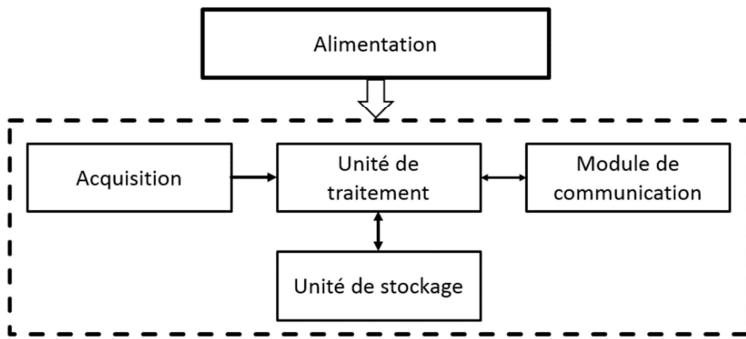
Figure 1.3 Topologies des réseaux de capteurs WBAN

Tableau 1.1 Comparaison entre les topologies en étoile et maillée [20]

	Topologie en étoile à saut unique	Topologie en étoile multi-sauts
Consommation d'énergie	Augmente avec la distance entre le nœud et la base	Les nœuds les plus proches vont consommer plus d'énergie
Délai de transmission	Minimal	Dépend de la configuration
Interférences	Les nœuds les plus éloignées de la base transmettent avec une puissance plus grande augmentant ainsi les interférences	Chaque nœud transmet au nœud voisin maintenant ainsi une puissance de transmission faible et minimisant les interférences
Fiabilité	Un nœud qui tombe en panne n'affecte pas le reste du réseau	La partie du réseau qui comprend le nœud en panne doit être reconfigurée.

1.4 Elément de base : le nœud de capteur

Un réseau de capteurs sans fil est donc constitué de plusieurs nœuds. Chaque nœud est composé d'un bloc acquisition, d'une partie traitement des données, d'une unité mémoire, d'un module de communication et d'une alimentation [10]. La **figure 1.4** est un schéma bloc montrant la structure d'un nœud de capteur sans fils.

**Figure 1.4** Constitution d'un nœud de capteur

1.4.1 Bloc acquisition

Le bloc acquisition a pour fonction de recueillir et de transformer le paramètre physiologique en une grandeur électrique exploitable. Elle regroupe généralement un capteur et un conditionnement de signal (filtrage, amplification, et.). Dans le cadre des applications médicales, les signaux surveillés peuvent être de nature électrique (ECG, EMG, EEG, EOG), mécanique (pression artérielle, mouvements), thermique (température corporelle), optique (Oxymétrie de pouls), acoustique (bruits cardiaques et respiratoires).

Le suivi de ces paramètres fait appel à des techniques « non intrusives » - sans modifications des habitudes de vie- et essentiellement « non invasives » - sans accès aux organes internes ou percement de la peau [21]. Ainsi, les méthodes de mesures à travers la peau sont privilégiées. Celle-ci représente en effet une surface de 1,5 à 2,3m². Elle est en regard de tous les organes vitaux du corps humain et offre des sites de mesures de signaux vitaux [8].

Des capteurs montés sur la surface de la peau permettront donc de mesurer les principaux paramètres physiologiques. Le **tableau 1.2** présente la description de quelques signaux physiologiques ainsi que le capteur correspondant.

Tableau 1.2 Description brève de chaque paramètre physiologique et du capteur correspondant

Signal physiologique	Capteur	Description du signal
Fréquence cardiaque	Electrodes Ag/AgCl ou Oxymètre de pouls	Nombre de battements cardiaque par minute
Oxymétrie de pouls	Oxymètre de pouls	Concentration du sang en oxygène

Pression artérielle	Moniteur à brassard gonflable	la force exercée par le sang sur les parois internes des artères
Température	Capteur de température	Capacité du corps à maintenir une température normale
Electrocardiogramme	Electrodes Ag/AgCl	Activité électrique du cœur

1.4.2 Unité de traitement

L’unité de traitement regroupe un convertisseur analogique-numérique et un microprocesseur. Elle permet de récupérer les données issues du bloc acquisition et de les traiter. Elle est également responsable du contrôle des éléments du nœud donc de la mise en activité et en repos.

Cette unité est souvent constituée d’un microcontrôleur. Il s’agit d’un circuit intégré qui rassemble les éléments suivants:

- Un processeur pour le traitement des données et le contrôle des périphériques.
- Une mémoire programmable (ROM) contenant les instructions du programme pilotant l’application
- Une mémoire de données (RAM) dédiée aux données temporaires nécessaires au calcul.
- Des périphériques tels que les convertisseurs analogiques-numériques, les compteurs, les contrôleurs de bus de communication (UART, SPI, etc.) et les ports d’entrées-sorties.

La consommation d’un microcontrôleur est proportionnelle à sa vitesse d’exécution. De plus, elle dépend de la complexité du traitement et de la gestion des éléments du nœud. L’ajout de fonctionnalités entraînera, pour une même vitesse de traitement, une augmentation de la durée d’exécution des tâches et donc de la consommation du microcontrôleur. Il sera par la suite nécessaire de faire un compromis entre vitesse d’exécution, ajout de fonctionnalités et consommation.

Il est aussi important de s’intéresser à la consommation en mode veille : ce mode occupe généralement la partie prépondérante du fonctionnement d’un nœud de capteur [22]. Pendant ce mode, les éléments non actifs du microcontrôleur (horloges, processeur, périphériques, etc.) passent en état dormant permettant ainsi d’économiser de l’énergie.

Enfin, le choix d’un microcontrôleur se fait selon les fonctionnalités requises tout en tenant compte de son coût, sa consommation en courant ainsi que sa tension d’alimentation.

1.4.3 Unité de stockage

Les données provenant des capteurs doivent être transmis à la station de base. Cependant, la réussite de cette étape n'est pas garantie. L'ajout d'une puce mémoire permet donc de stocker les données et d'éviter la perte d'information. La conséquence est bien sûr un fonctionnement plus fiable mais au prix d'une consommation plus élevée. Le choix d'une puce mémoire se fait en tenant compte de sa capacité, son interface de communication, les options d'écriture/lecture/effacement (par octet, page, etc.), sa tension d'alimentation, sa consommation en courant, et son coût.

Les mémoires non volatiles sont favorisées pour le stockage puisqu'elles conservent les données en cas de coupure de l'alimentation. En particulier, les mémoires de type EEPROM (Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory) ou Flash, effaçables et programmables par courant électrique, peuvent être utilisées. Un autre type de mémoire non volatile est la mémoire FRAM (Ferroelectric RAM). Il s'agit d'une technologie récente qui combine hautes performances et fonctionnement basse consommation. Son inconvénient est des capacités de stockage plus limitées et un coût de fabrication élevé.

1.4.4 Module de communication

Le module de communication vise à transmettre l'information récoltée par le nœud à la station de base. Bien qu'il est possible d'adopter une communication optique sans fil [23], un lien radiofréquence offre plusieurs avantages en termes de mobilité des patients. Cette unité est la plus consommatrice en énergie. Elle est composée de deux parties : un émetteur et un récepteur. L'émetteur est chargé de transmettre les données mesurées ainsi que le statut du nœud vers la station de base. Le récepteur est utile pour recevoir des données, ou des requêtes, ou des accusés de réception.

Le choix d'une technologie sans fil se fait en fonction des exigences de l'application, en particulier :

- la portée de la communication (la distance entre nœud et station de base) ;
- la consommation en énergie ;
- le type de modulation ;
- le débit, la vitesse de transmission.

Dans le cadre de la télésurveillance médicale, on s'intéresse aux réseaux à petite échelle permettant de couvrir l'ensemble des capteurs portés par la personne. Ces réseaux se basent sur une communication radiofréquence à courte portée et à faible consommation. Nous décrivons ci-après les technologies sans fil correspondantes. Certaines d'entre eux sont normalisées et

font l'objet de standards de communication IEEE (Institute of Electrical and Electronics Engineer).

1.4.41 IEEE 802.15.6 [24]

Le standard IEEE 802.15.6 a été publié en 2012 comme une norme de communication dédiée aux réseaux WBAN. L'IEEE en donne la définition suivante : « *Une norme de communication optimisée pour les appareils à basse consommation et qui fonctionnent sur, dans ou autour du corps humain (mais non limitée aux humains) pour servir une diversité d'applications (y compris médicales), l'électronique grand public, le divertissement et autre* ».

Il définit trois couches physiques : le Narrowband (NB), l'Ultra Wideband (UWB) et le Human Body Communication (HBC). Chaque couche opère dans une bande de fréquence différente et offre des débits de données différents.

- **Narrowband** : Cette couche présente 7 bandes de fréquences : MICS - Medical Implant Communication Service (402-405 MHz), WMTS - Wireless Medical Telemetry Service (420-450 MHz et 863-870 MHz) et ISM – Industrial, Scientific and Medical (902-928 MHz, 950-956 MHz, 2.36-2.4 GHz & 2.4-2.45 GHz) [25].
- **Ultra Wideband** : l'UWB opère entre 3.1 et 10.6 GHz. il offre deux technologies : IR UWB – Impulse Radio UWB et MB-OFDM UWB - Multi-band Orthogonal Frequency Division Multiplexing UWB. les émetteurs-récepteurs IR-UWB sont plus simples à concevoir et moins gourmand en énergie que les MB-OFDM UWB; ils sont donc plus adaptés aux réseaux de capteurs biomédicaux [26].
- **Human Body Communication** : La couche HBC utilise la technologie de communication par champ électrique (EFC - Electric Field communication) et opère dans les deux bandes de fréquences de 16 MHz et 27 MHz avec une bande passante de 4 MHz.

Dans le cadre de la télésurveillance médicale, le choix de la couche physique va dépendre du paramètre suivi et de la localisation des nœuds (implants, sur le corps, ou dans l'environnement). Ainsi, la couche HBC est adéquate lorsque le corps humain est utilisé comme milieu de transmission pour la communication entre les nœuds. A son tour, la couche UWB, offrant un débit compris entre 0.4875 et 15.6 Mbps, est convenable pour les applications nécessitant un débit élevé. Enfin, la couche NB est plus adaptée aux applications de suivi médical à faible puissance et a un débit réduit par rapport à l'UWB.

D'après l'étude bibliographique menée tout au long de cette thèse, les émetteurs-récepteurs basés sur le standard IEEE 802.15.6 sont limités aux

travaux de recherches et ne sont pas disponibles sous la forme de modules commerciaux.

Enfin, ce standard est une approche prometteuse pour la facilitation d'un suivi efficace de la santé et la révolution des systèmes de soins de santé.

1.4.42 Zigbee

Basée sur le standard 802.15.4, cette technologie a pour objectif d'offrir une solution simple, peu coûteuse, dont la partie radio possède une consommation réduite et des capacités d'auto-organisation. Elle est donc utilisé dans les communications à très faible puissance et sur des distances réduites [27].

Le Zigbee est capable de fonctionner dans les bandes de fréquences de 2400, 915 et 868 MHz. Ces bandes offrent des débits de données différents. Le Zigbee permet également de connecter jusqu'à 255 nœuds. Ces périphériques peuvent s'organiser suivant des topologies maillées, hybrides, hiérarchiques ou en étoile.

Le Zigbee est bien adaptée aux applications médicales [28]. En effet, il offre une faible consommation en énergie, une bonne sécurité, et un coût faible. En outre, Le Zigbee Alliance a développé un profil spécifique au médical : le Zigbee Health Care [29].

1.4.43 Bluetooth Low Energy (BLE)

Le Bluetooth Low Energy a été proposé par Nokia sous le nom de Wibree en 2006. Il a été associé au Bluetooth en 2010 avec l'introduction du Bluetooth 4.0 [30]. Il offre une solution à consommation réduite pour intégration dans les objets connectés : montres, appareils de surveillance médicale ou capteurs pour sportifs.

La technologie Bluetooth Low Energy opère dans la bande ISM (Industrial Scientific Medical) 2.4 GHz. Elle adopte une topologie en étoile d'un maître et de ses esclaves.

Le Bluetooth Low Energy constitue une solution prometteuse pour les applications de télésurveillance médicale. En effet, il se distingue par une consommation en énergie inférieure à celle du ZigBee [31]. Il est également compatible avec tous les appareils électroniques dotés d'une interface de communication Bluetooth 4.0 tels que les smartphones, les tablettes, etc. [32]. De plus, le BLE utilise un saut adaptatif de fréquence afin d'éviter les interférences avec les appareils fonctionnant dans la même bande de fréquence. Il est par la suite un moyen de communication compatible, fiable et sécurisé. En outre, un nombre de profils BLE relatifs à la santé ont été spécifiés afin de normaliser le format de transfert des données médicales. On en cite : Health Thermometer Profile (HTP) pour la température corporelle, Heart Rate Profile

(HRP) pour la fréquence cardiaque, et Glucose Profile (GLP) pour le taux de glucose [33].

1.4.44 Radiofrequency Identification (RFID)

La radio-identification (RFID) est une méthode pour récupérer des données à distance en utilisant des marqueurs ou radio-étiquettes (RFID tags).

Un système RFID comprend un lecteur et une radio-étiquette. L'étiquette RFID stocke l'information afin de les transmettre au lecteur connecté au système de traitement (ordinateur, smartphone, etc.). Le bon déroulement de ce phénomène dépend de la position du marqueur par rapport au lecteur. En outre, La fréquence utilisée dans les systèmes RFID varie selon les performances recherchées. Une fréquence plus élevée présente l'avantage de permettre un échange d'informations (entre lecteur et marqueur) à des débits plus importants alors qu'une fréquence plus basse bénéficiera d'une meilleure pénétration dans la matière.

L'adoption de la technologie RFID dans les réseaux de capteurs médicaux pose plusieurs problématiques telles que les interférences, la sécurisation des données, le coût, ainsi que l'efficacité. Cette technologie est plutôt impliquée dans les tags d'identification pour :

- La localisation des patients, des médicaments, etc.
- L'identification et la vérification : chaque patient est muni d'un tag RFID donnant accès à son dossier médical. [34]

1.4.45 Discussion

Dans un système de télésurveillance médicale, les données acquises par les capteurs ne sont pas directement transmises aux centres de décision. Elles sont plutôt collectées par une station de base liée au serveur médical. Cette transmission se fait selon des protocoles de communication radiofréquences à basse consommation. Le choix d'un protocole adéquat est critique pour la conception du réseau de capteurs sans fil. Dans le cadre de ce travail, nous nous intéressons particulièrement aux technologies commercialisées permettant de réaliser une validation expérimentale de l'outil de simulation proposé. Le standard IEEE 802.15.6 ne sera donc pas considéré pour cette discussion.

Le choix de la technologie adaptée à l'application se fait en fonction de l'emplacement de la station de base par rapport aux nœuds de sorte à fournir un certain niveau de mobilité adapté aux besoins du patient. Il est possible d'adopter une station de base à position fixe ou une qui se déplace avec le patient.

Comme la transmission RFID dépend de la position du lecteur par rapport à l'étiquette, cette technologie ne se présente pas comme adaptée aux

réseaux de capteurs médicaux embarqués. Elle est plutôt intégrée dans les tags d'identification, souvent en forme de bracelets, donnant accès au dossier médical du patient en cas d'urgence ou de prise en charge médicale.

Ainsi, les technologies Bluetooth Low Energy et Zigbee semblent les mieux adaptées à l'application. Le **tableau 1.3** présente une description comparative de leurs caractéristiques. Préférer l'une par rapport à l'autre dépend de l'architecture envisagée du système.

- **Station de base rattachée à un local fixe :** Dans ce cas, la station de base est fixe. Elle est située dans une pièce de l'habitation. Elle a pour rôle de collecter l'information issue des nœuds et de la transmettre aux professionnels de santé. Le Zigbee est par la suite considéré comme la meilleure solution pour une cette architecture. En effet, sa portée de communication lui permet de couvrir l'ensemble de l'habitation alors que la zone de couverture du Bluetooth Low Energy est limitée à la pièce même. Le Zigbee maintient donc la connectivité des nœuds pendant les déplacements du patient dans son domicile assurant ainsi un meilleur niveau de mobilité.
- **Station de base mobile :** La station de base est un dispositif mobile constituant un point d'accès au serveur médical. En raison de la distance faible entre la station de base et les nœuds de capteur, il est préférable d'adopter des technologies de transmission plus économies en énergie que le Zigbee. Selon Bluetooth SIG, la technologie BLE sera incorporée dans la majorité des smartphones en 2018. Un smartphone (ou tablette) équipé de BLE pourra ainsi aisément être utilisé comme base de traitement. Cette approche assure la mobilité du patient et maintient la connectivité des nœuds pendant ces déplacements à l'intérieur et à l'extérieur de l'habitation.

En conclusion, l'intégration du BLE dans les smartphones, sa portée de communication ainsi que son niveau de consommation font de lui le meilleur candidat pour la transmission des données au sein d'un réseau de capteurs biomédicaux.

Tableau 1.3 Les caractéristiques de quelques technologies radio pour les réseaux de capteurs médicaux

	Zigbee	Bluetooth Low Energy
Type	LAN (Local Area Network)	PAN (Personal Area Network)
Topologie	Etoile, maillée, hiérarchique	Etoile
Nombre de saut	Multi-saut	Saut unique

Vitesse de transmission (Bit Rate)	250 Kbits/s à 2,4 GHz 40 Kbits/s à 915 Mhz 20 Kbits/s 868 Mhz	1 Mbps
Portée	10-75 m	5-10 m

1.5 Source d'énergie

Un nœud de capteur doit être muni d'une alimentation afin de fournir l'énergie nécessaire à son fonctionnement. Il existe différents types de ressources énergétiques. En choisir une, dépend de l'encombrement (taille, emplacement du nœud, etc.), de l'autonomie et des fonctionnalités requises par l'application. Il est également possible de combiner plusieurs sources.

1.5.1 Pile et batterie

Cette forme d'alimentation est la plus utilisée dans les réseaux de capteurs sans fils. Elle permet de stocker l'énergie électrique par l'intermédiaire d'une réaction chimique. L'intérêt principal des batteries est leur densité d'énergie disponible. Elles se caractérisent par des courants de fuites faibles pour un stockage long terme. Elles possèdent également l'avantage de fournir une tension d'alimentation stable permettant de les connecter directement à l'électronique [35].

Les batteries peuvent être rechargeables ou pas. Les non rechargeables, ou piles, sont à usage unique. Elles se caractérisent par des densités d'énergie plus grande. Cependant, la conception du nœud devra prévoir un remplacement simple une fois cette source épuisée. Par contre, une batterie rechargeable, ou accumulateur, peut être rechargée à partir d'une autre source d'énergie. Une électronique de contrôle doit être ainsi mise en place. A noter que la densité d'énergie des accumulateurs diminue avec le temps (décharge, vieillissement).

Les batteries Li-Ion et celles à couches minces sont les plus utilisées dans les réseaux de capteurs sans fil. Elles diffèrent entre elles par la forme, la densité d'énergie, le circuit de recharge, les courants de fuites et les prix.

1.5.2 Super-capacité

Les super-capacités permettent de stocker l'énergie sous la forme d'un champ électrostatique. Elles constituent un compromis entre les batteries rechargeables et les capacités standard. Elles possèdent l'avantage d'avoir une durée de vie plus longue et un temps de charge plus faible. Leur inconvénient majeur réside dans les courants de fuites très grands [36]. Elles sont par la suite utilisées pour

des stockages à court terme. Leur utilisation nécessite également une source d'énergie et une électronique de contrôle pour les recharger. Le **tableau 1.4** montre une comparaison entre les batteries Li-Ion, celles à couches minces et les super-capacités.

Tableau 1.4 Comparaison entre les batteries Li-Ion, celles à couches minces et les super-capacités

	Li-Ion	Batterie à couche mince	Super-capacité
Tension (V)	3.6	4.2	2.3
Nombre de cycles	500-1000	5000-40000	1 million
Autodécharge	Modérée	Négligeable	Elevée
Temps de charge	Heures	Minutes	Secondes-minutes
Capacité	0.3-2500 mAh	12-700 µAh	10-100 µAh
Effet nuisible sur l'environnement	Elevé	Minimal	Minimal

1.5.3 Récupération d'énergie

Une autre solution pour alimenter les nœuds de capteurs est de récupérer l'énergie du corps humain (**figure 1.5**) ou de l'environnement. Elle réduit la dépendance aux batteries ainsi que les coûts de maintenance (remplacer les batteries...). Elle protège également l'environnement (déchets chimiques).

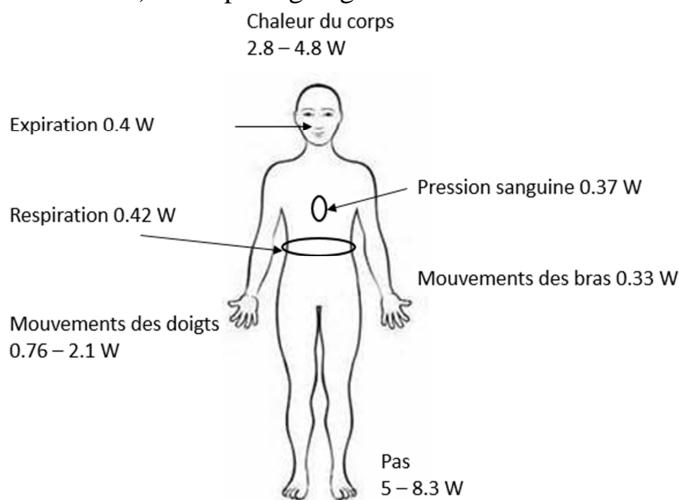


Figure 1.5 Energie récupérable à partir du corps humain [37]

On distingue quatre grandes approches pour la récupération d'énergie: la récupération photovoltaïque, la récupération thermoélectrique, la

récupération électromécanique ainsi que la récupération d'énergie radiofréquence. Une comparaison est présentée dans le **tableau 1.5**.

Tableau 1.5 Comparaison entre les approches de récupération d'énergie

Propriété	Electromécanique	Thermoélectrique	Photovoltaïque	Radiofréquence
Performant dans l'obscurité	Oui	Oui	Non	Oui
Performant dans un milieu intérieur	Oui	Oui	Limitée	Oui
Indépendant des conditions environnantes	Oui	Non	Non	Non
Exigences	Organe mobile	Contact thermique	Exposition à la lumière	Ondes RF
Masse/Volume	Faible/Moyen	Faible	Faible	Faible
Forme	Variable	Planaire	Planaire	Planaire

1.5.31 Système photovoltaïque

Une cellule photovoltaïque permet de convertir la lumière en énergie électrique. Ce fonctionnement dépend de trois facteurs : le vieillissement, l'éclairage (composition spectrale, angle d'incidence et intensité) et la température. Ainsi, La tension fournie par une cellule photovoltaïque chute avec le temps et son rendement est inversement proportionnel à la température. De plus, Le courant généré dépend du nombre de photons reçus et donc de l'éclairement : solaire, lampe à incandescence ou fluorescente.

Dans le cadre de la télésurveillance médicale, il est possible d'exploiter ce type de système pour récupérer l'énergie de l'éclairage dans l'environnement du patient. Ainsi, l'énergie disponible pour la récupération photovoltaïque varie entre 100 et $1000 \mu\text{W.cm}^{-2}$ pour un éclairage artificiel et peut atteindre 100 mW.cm^{-2} pour un éclairage solaire. Cette énergie est convertie en énergie électrique avec un rendement compris entre 5 et 30% [38].

Cette technologie de récupération d'énergie est applicable aux nœuds portables exposés à la lumière tels que le capteur EEG (Electroencéphalographie) proposé par Matiko et al. [39]. Cependant, le dimensionnement du système doit se faire en fonction de la source de lumière disponible surtout que la composition spectrale de la lumière varie avec l'éclairement (lumière solaire, lampe à incandescence, lampe fluorescente, et éclairage à base de LED). De plus, il faut tenir compte de la variation de la puissance récupérée en fonction de l'activité quotidienne de la personne en particulier son sommeil et ses déplacements.

1.5.32 Système thermoélectrique

Les générateurs thermoélectriques permettent de convertir un gradient spatial de température spatial en une énergie électrique selon le principe découvert par T. J. Seebeck en 1821. Leur fonctionnement dépend de ce gradient ainsi que des matériaux utilisés pour l'assemblage des modules. Les semi-conducteurs constituent de bons matériaux thermoélectriques dont les performances ont été maximisées par contrôle du dopage. En particulier, le Tellure de Bismuth (Bi_2Te_3) et Tellure d'Antimoine (Sb_2Te_3) sont les plus performantes à température ambiante.

L'utilisation de générateurs thermoélectriques dans les réseaux de capteurs médicaux vise à récupérer l'énergie thermique dissipée par l'homme. Il s'agit de convertir le gradient de température entre le corps humain et son environnement (**figure 1.6**). Selon [40], la densité de puissance récupérée en moyenne avec un générateur thermoélectrique d'épaisseur 15 mm est de $25 \mu\text{W}/\text{cm}^2$ pour une température ambiante de 22°C .

Ce type de générateurs est le plus utilisé pour les réseaux de capteurs médicaux. Leonov et al. proposent un ensemble de capteurs biomédicaux autoalimentés grâce à la récupération thermoélectriques. Les générateurs impliqués peuvent être portés directement comme pour le cas de l'oxymètre de pouls [41] ou d'un capteur d'EEG [42]. Ils peuvent également intégrés dans les vêtements tels qu'est le cas pour un capteur d'ECG [43].

Un inconvénient de ce type de récupérateurs est que les vêtements limitent la puissance dissipée en réduisant l'écart de température entre la peau et l'intérieur des vêtements. Un autre réside dans la toxicité des matériaux utilisés notamment le tellure et l'antimoine [44].

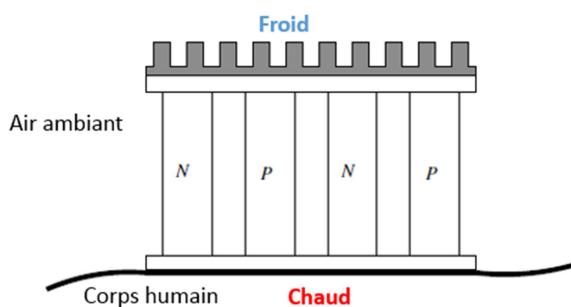


Figure 1.6 Récupération de l'énergie thermique dissipée par le corps humain

1.5.33 Système électromécanique

Un système électromécanique consiste à convertir l'énergie récupérée des phénomènes mécaniques (vibrations, contraintes, chocs, déformations) en énergie électrique. Dans le cadre de la télésurveillance médicale, il s'agit en particulier de générer de l'électricité à partir des mouvements du corps humain.

La récupération d'énergie électromécanique à partir de l'homme diffère de celle en milieu industriel. Ainsi, les dispositifs montés sur une machine sont soumis à des vibrations sinusoïdales de fréquences élevées (supérieures à 50 Hz) et d'amplitudes faibles (inférieures à 1 mm). Par contre, la source d'énergie mécanique associée au corps humain est caractérisée par des fréquences plus basses ($\approx 1\text{Hz}$) et constituée de pressions et de forces [45].

Il existe trois types de convertisseurs d'énergie mécanique en énergie électrique : les micro-générateurs piézoélectriques, électromagnétiques et électrostatiques. Le **tableau 1.6** résume les avantages et les inconvénients de chacun d'eux.

Tableau 1.6 Avantages et inconvénients des différentes approches pour la récupération d'énergie électromécanique

	Avantages	Inconvénients
Piézoélectrique	Densité d'énergie élevée	Intégration difficile dans les microsystèmes
Electrostatique	Intégration dans les microsystèmes	Nécessite une source d'énergie
Electromagnétique	Ne nécessite pas de source d'énergie extérieure	Miniaturisation difficile, Perte des performances

1.5.331 Système piézoélectrique

Ces systèmes de récupération d'énergie utilisent la propriété piézoélectrique de certains matériaux, c'est-à-dire leur capacité à se polariser électriquement lorsqu'ils sont soumis à une contrainte mécanique (et réciproquement). Il existe de nombreux matériaux piézoélectriques tels que les céramiques (PZT), les oxydes ferriques (PbTiO_3 , BaTiO_3 , KNbO_3 ...), etc.

La récupération piézoélectrique de l'énergie mécanique du corps humain se fait principalement par l'intermédiaire de plaques attachées aux talons. Cette approche a été exploitée dans [46-49] afin de récupérer l'énergie dissipée pendant la marche. La puissance générée dans [49] était de 8,3mW au talon et 1,3mW aux doigts de pieds. La problématique associée à ces systèmes réside dans la transmission de l'énergie aux nœuds de capteurs embarqués sur la partie supérieure du corps humain.

Une autre approche pour la récupération piézoélectrique consiste à exploiter une bande piézoélectrique autour d'un muscle dont le diamètre varie significativement durant l'activité ou un transducteur ancré entre deux organes qui bougent l'un par rapport à l'autre [50]. Toutefois, ces dispositifs sont larges et difficile à porter.

1.5.332 Système Electrostatique

Les générateurs de type électrostatique sont composés de deux plaques électriques isolées entre elles et pré-chargées qui vont avoir un déplacement relatif l'une par rapport à l'autre sous l'effet des vibrations extérieures. On distingue deux modes de fonctionnement : à charge constante et à tension fixe.

Un système électrostatique présente l'avantage d'être parfaitement compatible avec les technologies standards de fabrication des microsystèmes [51]. Il est donc facilement intégrable dans les dispositifs portables. Par contre, son rendement est inférieur au cas de la récupération électromagnétique et piézoélectrique.

En outre, ce type de récupérateur d'énergie nécessite une source de tension pour générer la puissance initiale. Son utilisation pour un nœud de capteur médical suppose une association à une batterie ou, idéalement, à un autre module de récupération d'énergie. Les auteurs de [52] proposent un système attaché au talons pour la récupération de l'énergie à partir de la marche d'une personne. Il est comprend, en plus d'un générateur piézoélectrique, un système électrostatique permettant d'augmenter la puissance fournie.

1.5.333 Système électromagnétique

Un dispositif de récupération d'énergie électromagnétique est composé d'un ou plusieurs aimants créant un champ magnétique constant, et d'une bobine plongée dans ce champ ; Une excitation mécanique (vibration) permet de générer un déplacement relatif entre bobine et aimant. Il en résulte un changement au cours du temps du flux magnétique et l'apparition d'une tension électrique.

La récupération électromagnétique d'énergie à partir du corps humain consiste à utiliser les mouvements des membres, notamment le poignet, pour générer de l'énergie électrique. Contrairement à la récupération électrostatique, ce type de générateurs n'a pas besoin d'une source de tension annexe. Il est également capable de convertir jusqu'à 30% de la puissance fournie [53].

Les générateurs électromécaniques sont déjà utilisés dans les dispositifs portables. En effet, ils sont intégrés dans une multitude de systèmes commercialisés notamment les montres (Seiko par exemple). Au niveau recherche, un générateur électromécanique a été proposé par Miah et al. Ce dispositif, de dimensions analogues à celles d'une pile AA, génère de l'énergie électrique à partir du mouvement des membres de la personne. Il est capable d'augmenter mécaniquement la

fréquence de l'excitation et donc la puissance électrique récupérée. Un maximum de 2.15 mW a été obtenu sous vibration forcée [54].

1.5.34 Système radiofréquence

La récupération d'énergie radiofréquence consiste à transformer les ondes électromagnétiques ambiantes en une tension DC.

Dans le cadre de la télésurveillance médicale, il est possible d'exploiter ces systèmes pour récupérer l'énergie radiofréquence des réseaux de communication sans fils omniprésents dans l'environnement de l'homme, en particulier le GSM et le WiFi. Les puissances radio disponibles sont détaillées dans [55]. Elles sont converties en énergie électrique avec un rendement élevé, pouvant dépasser 30 % dans certains cas [44].

L'inconvénient de ces systèmes réside dans les faibles densités de puissance disponibles imposant une antenne collectrice de grande surface. Ceci est principalement dû à une atténuation forte en s'éloignant de la source. Pour une station GSM, La densité de puissance disponible est comprise entre 1 mW/m² et 0.1 mW/m² pour une distance qui varie de 25 à 100 m; Cette valeur est encore plus faible pour les réseaux WLAN [56]. De plus, les densités de puissance émises par de tels systèmes sont limitées par des normes imposées pour des raisons relatives à la santé, aux interférences électromagnétiques, etc. [57].

Une solution à ce problème consiste à récupérer l'énergie d'une source dédiée. C'est le cas pour le système proposé par Dementyev et al. dans [58]. Il s'agit d'un capteur d'EEG communiquant par RFID dont l'alimentation se base sur la récupération de l'énergie du lecteur RFID même. Cependant, la mobilité de la personne est susceptible d'interrompre le procédé. Ce système est plus utile dans le cas d'un sujet stationnaire.

1.5.35 Discussion

La récupération d'énergie pour alimenter les capteurs biomédicaux est une solution pour augmenter l'autonomie du système. Cependant, l'énergie récoltée de l'environnement ou à partir du corps humain dépend de la mobilité de la personne, de son activité physique, de son exposition à la lumière, etc. Il est donc difficile de prévoir uniquement une alimentation par récupération d'énergie. Afin d'assurer la fiabilité du nœud, une source annexe doit être intégrée dans le circuit.

Prenons l'exemple d'un patient dont on surveille de manière continue l'oxymétrie de pouls et la fréquence cardiaque. Ces deux paramètres sont mesurés sur le doigt par l'intermédiaire d'un dispositif nommé oxymètre de pouls. Afin d'alimenter le nœud, il est possible d'envisager un circuit de récupération d'énergie installé sur le poignet. Dans ce cas, on peut récupérer de

l'énergie par un système photovoltaïque, thermoélectrique, électromécanique, ou hybride. Supposons un système autoalimenté par une combinaison des trois approches et dont l'unité de stockage est une supercapacité. Pendant la nuit, les puissances récupérées sur les deux modules photovoltaïque et électromagnétique sont nulles. L'alimentation du nœud se fait uniquement par l'intermédiaire du module thermoélectrique. Sachant que la consommation en énergie du nœud est de l'ordre du milliwatt [9] et que la puissance thermoélectrique générée est de $25 \mu\text{W}/\text{cm}^2$ en moyenne [40], il est impossible de maintenir ce nœud opérationnel jusqu'au réveil du patient.

En outre, l'alimentation d'autres nœuds de capteurs par récupération d'énergie fait face à la même problématique d'irrégularité de la puissance récupérée. Celle-ci est en effet influencée par l'éclairage de la pièce dans le cas d'un système photovoltaïque, du mouvement dans le cas d'un système électromécanique, etc.

Ainsi, la batterie reste toujours la source principale d'énergie pour les réseaux de capteurs biomédicaux. Sa combinaison avec des modules de récupération d'énergie est une approche prometteuse pour augmenter l'autonomie à condition de respecter la contrainte de portabilité et de bien-être de la personne.

1.6 Facteurs de conception

La conception d'un réseau corporel de capteurs sans fils WBAN doit prendre en considération les aspects suivants :

- Robustesse et précision
- Gestion de la mobilité
- Miniaturisation
- Tolérance aux pannes
- Sécurité de l'information
- Biocompatibilité
- Sensibilité à la perte des données
- Déploiement stratégique

L'évaluation d'un réseau de capteurs biomédicaux se base donc sur plusieurs critères.

- **La fiabilité :** Elle se résume par deux idées. D'abord, la panne d'un nœud ne doit pas affecter le fonctionnement des autres. Ensuite, Il faut maintenir la précision des mesures ainsi que l'intégrité des données pendant leur transfert/traitement automatisés.
- **La qualité de service (QdS) :** La QdS doit être considérée non seulement pendant la conception d'un réseau de type WBAN mais pendant la conception de tout autre réseau. Elle est liée à quatre

paramètres : le débit du transfert, le délai, la gigue et le taux de perte. La Qds requise pour le suivi d'un paramètre physiologique dépend du paramètre même et de la fréquence des mesures.

- **La consommation en énergie :** Les nœuds de capteurs portés par la personne sont souvent alimentés par des accumulateurs ou des piles. Le remplacement/recharge de ces sources d'énergies par les personnes âgées/patients peut être incomode, difficile et parfois impossible notamment pour les capteurs implantés. L'idéal est donc de maximiser l'autonomie du nœud voire l'étendre sur toute la période de surveillance. Cependant, augmenter la capacité énergétique de la source suppose des alimentations de plus grande taille et s'oppose donc à la contrainte de portabilité. Ainsi la consommation en énergie est la limitation principale au déploiement de nœuds de capteurs biomédicaux.

1.7 Estimation de la consommation en énergie : techniques solutions existantes

L'autonomie étant la problématique principale de ce type d'applications, estimer la consommation en énergie d'un réseau de capteurs sans fil permettra d'adapter son architecture (composants, sources d'alimentation, topologie, etc.) en fonction des contraintes de l'application.

La nécessité d'une solution de simulation des réseaux de capteurs sans fil (WSN) a contribué au développement de logiciels combinant des modèles du réseau et de la partie hardware/software. Ces modèles sont tous une description du comportement, mais considérés à différents niveaux d'abstraction allant du plus haut (fonctionnel) au plus bas (circuit). Ils offrent donc différents compromis entre la vitesse d'analyse et la précision des résultats obtenus.

Ainsi, une multitude d'approches a été adoptée pour la simulation des réseaux de capteurs sans fils. Les auteurs de [59-61] fournissent des aperçus sur les différents simulateurs de réseau de capteur sans fils. Ils sont divisés en trois catégories principales :

- Les simulateurs réseaux
- Les solutions de prototypage virtuel
- La simulation multi-domaine

1.7.1 Simulateurs réseaux

Le réseau est une partie fondamentale de la simulation des systèmes embarqués distribués. Les premiers simulateurs conçus sont donc basés sur les simulateurs

de réseaux. Cette première catégorie inclut les simulateurs de réseaux génériques et ceux de réseaux spécifiques développés plus tard.

1.7.11 Simulateurs réseaux génériques

Un premier exemple de simulateurs de réseaux générique est celui de NS-2 [62], de NS-3 [63], et de OPNET (connu sous le nom de Riverbed depuis 2012) [64]. Ces simulateurs ont été conçus pour simuler les communications entre les différents éléments du réseau. Ils se distinguent par la quantité d'implémentations de protocoles de communications. Cependant, le réseau ne représente qu'une partie de l'ensemble de la simulation. L'implémentation du comportement de la partie matérielle est également importante. L'inconvénient de ce type de logiciel est l'absence d'une infrastructure permettant la modélisation précise des composants matériels. Cette difficulté à modéliser la partie matérielle empêche une simulation fidèle de la consommation. Ces simulateurs sont par la suite uniquement adaptés aux applications qui nécessitent des modèles fonctionnels de haut niveau de la plate-forme matérielle.

1.7.11 Simulateurs réseaux Ad Hoc spécifiques

Les simulateurs de réseaux ad hoc spécifiques ont été conçus pour pallier aux manques dans les simulateurs de réseaux génériques. La majorité suit une approche à base de composants. En plus d'une interface pour une simulation hardware-in-the-loop, ces logiciels incluent des modèles pour la propagation radio et la plateforme matérielle.

Un premier exemple est celui de SENSE (SEnsor Network Simulator and Emulator) [65]. Il est basé sur COST (Component Oriented Simulation Toolkit) [66], un simulateur à base d'évènements discrets suivant une approche à base de composants. Il se distingue par l'inclusion de modèles de batteries, d'algorithmes de routage, et de protocoles MAC. Une interface utilisateur, G-SENSE, lui a été également associée [67]. SENSE présente un manque en modèles de bruit et en implémentation de standard radio (à l'exception de l'IEEE 802.11).

Un autre exemple est celui de PAWis (Power Aware Wireless Sensors). Il s'agit d'un simulateur réseau orientés vers les réseaux de capteurs sans fils [68]. Il est basé sur OMNet ++, une bibliothèque de simulation à base d'évènements discrets suivant une approche à base de composants [69]. PAWis comprend un modèle de propagation radio capable de simuler l'atténuation en fonction de la distance et du bruit. Il possède en plus une interface graphique, celle d'OMNet++. Celle-ci peut être désactivée pour accélérer la simulation.

PAWis comprend également un outil pour visualiser la consommation des différents composants. Afin d'estimer le temps de traitement d'exécution du

microcontrôleur, le concepteur fournit quelques paramètres de l'algorithme permettant ainsi d'obtenir une estimation du nombre de cycles requis.

L'inconvénient de PAWis est lié à OMNet++. En effet, OMNet ++ est conçu pour la simulation de réseaux et pose des problèmes de précision lors de la modélisation du matériel.

Enfin, les simulateurs de réseaux permettent de simuler et d'évaluer la partie réseau des systèmes embarqués distribués. Cependant, une simulation précise des composants matériels est difficile sans des langages de modélisation hardware. Cette infrastructure est assurée par les outils de prototypage virtuel évalués dans le paragraphe suivant.

1.7.2 Outils de prototypage virtuel

Dans les systèmes embarqués distribués, la partie logicielle est développée en fonction de la plateforme matérielle correspondante. Cependant, les contraintes de productivité empêchent le développement séquentiel du hardware et du software. Ils sont généralement travaillées en parallèle par deux équipes différentes afin d'être intégrées durant la dernière étape de conception. L'utilisation de prototypes virtuels permet de rapprocher les deux processus et de limiter les incertitudes d'intégration [70].

On distingue deux approches pour le prototypage virtuel: les plateformes de simulation des systèmes d'exploitation, et les émulateurs hardware.

1.7.2.1 *Emulateurs de systèmes d'exploitation*

Vu la multitude de plateformes matérielles et de systèmes d'exploitation disponibles, il s'avère nécessaire de tester l'application par simulation avant de l'implémenter dans un nœud. L'apparition de simulateurs spécifiques a permis d'émuler le fonctionnement du système d'exploitation sur un PC ordinaire. L'application est ainsi testée sans avoir besoin des plateformes matérielles. Certains de ces émulateurs incluent des fonctionnalités relatives au réseau et à la consommation d'énergie.

1.7.2.1.1 *TinyOS*

TinyOS [71] est un des systèmes d'exploitation les plus utilisées pour les réseaux de capteurs sans fils. Le simulateur correspondant est TOSSIM [72]. TOSSIM permet de développer et de tester les applications TinyOS dans un environnement virtuel. Ces applications sont développées en nesC, une extension au langage C spécifique aux réseaux de capteurs [73]. Il a été conçu pour la simulation de nœuds

exécutant la même application. Il n'est donc pas capable de simuler un réseau hétérogène en termes d'architecture du nœud ou d'application.

L'estimation de la consommation en énergie se fait grâce à des extensions : PowerTOSSIM pour TinyOS v1.x [74], PowerTOSSIM 2 ou PowerTOSSIMz pour TinyOS v2.x [75, 76]. D'autres extensions avec des fonctionnalités supplémentaires ont été également mises en œuvre. Ainsi, MOB-TOSSIM, permet d'estimer la consommation d'énergie en fonction de la mobilité [77]. Swarm-eTOSSIM modélise, en plus du fonctionnement et de la consommation, la variation de la capacité de la source d'énergie en fonction du temps [78]. mTOSSIM, à son tour, est utile pour estimer l'autonomie du système ; Il permet également de déterminer la perte de puissance de transmission radio en fonction de la distance et la décharge de la batterie [79].

Un autre simulateur de TinyOS est le TinyOS Scalable Simulation Framework (TOSSF) [80]. Contrairement à TOSSIM, il permet de simuler plusieurs nœuds qui diffèrent en architecture et en application. Il possède également des modèles plus développés pour la propagation radio. L'inconvénient de TOSSF est l'absence d'extensions relatives à la consommation d'énergie.

1.7.212 Contiki

Un dernier exemple de système d'exploitation est Contiki [81]. Son simulateur, COOJA, est implémenté en Java [82]. Contrairement à TOSSIM, COOJA se distingue par sa flexibilité. Il permet de simuler simultanément plusieurs nœuds aux niveaux du réseau, du système d'exploitation et du matériel.

Généralement, les simulateurs de systèmes d'exploitation ne peuvent pas capter les événements bas niveau nécessaires à l'estimation de la consommation en énergie. Cependant, COOJA comprend MSPsim, un simulateur de jeu d'instruction, pour simuler les modèles précis au cycle [83]. MSPsim supporte le processeur MSP430 de Texas Instruments et inclue quelques périphériques hardware. La plateforme COOJAMSPsim a été étendue afin de le rendre compatible avec les applications TinyOS [84].

Concernant les modèles de propagation, des extensions permettent de modéliser les obstacles ainsi que les interférences radio [85].

Malgré leurs avantages, COOJA et Contiki ne sont pas disponibles pour toutes les architectures et les plateformes matérielles [70]. Ils limitent donc le choix de l'utilisateur.

En conclusion, l'utilisation des simulateurs de systèmes d'exploitation pour les réseaux de capteurs sans fil présente deux inconvénients majeurs :

- Les systèmes d'exploitation diffèrent au niveau performance ; cette différence doit être évaluée pendant la conception
- Ces simulateurs ne sont pas capables de capter les évènements bas niveau pour l'estimation de la consommation en énergie.

1.7.22 Emulateurs hardware

Les émulateurs hardware facilitent la conception simultanée du logiciel et du matériel dans le but de réduire le temps de mise sur le marché. Ils sont capables d'exécuter du code machine dans un environnement virtuel. Le logiciel simulé peut être ainsi appliqué directement sur la plateforme matérielle cible.

Les émulateurs hardware présentent des améliorations par rapport aux simulateurs de systèmes d'exploitation. En effet, ils permettent la simulation de tous les systèmes d'exploitation compatibles. De plus, ils possèdent une meilleure granularité pour l'estimation de la consommation en énergie du microcontrôleur. Ce type de simulateurs offre une variété d'approches avec des précisions différentes. Le choix dépend des besoins de l'application.

ATEMU a été le premier émulateur à fournir des modèles de microprocesseur précis au cycle [86]. Il est conçu pour les réseaux de capteurs sans fils et permet de simuler un réseau de plusieurs nœuds. De plus, ATEMU n'est pas limité à un système d'exploitation spécifique. Au contraire, Il peut aider à en développer un. ATEMU est dédié à l'architecture de la famille de microcontrôleurs AVR proposée par ATMEL. Il est donc adapté aux nœuds comprenant ces microcontrôleurs tels que le MICA2. Il se distingue également par des modèles de propagation radio tenant compte de la distance et des interférences provenant des autres nœuds.

ATEMU est un modèle précis. Cependant, il est 30 fois plus lent que TOSSIM [87] et ne considère pas la consommation d'énergie.

AVRORA est un autre simulateur basé sur un émulateur AVR est apparu. Il vise à augmenter la qualité de simulation par rapport à ATEMU tout en gardant une granularité de cycle précis [87]. Il inclut les modèles à cycle précis de nœuds (MICA et MICA2) et de microcontrôleurs (ATmega128, ATmega64 et ATmega32). Bien que l'objectif initial de créer un simulateur de à cycle précis et évolutif a été accompli, AVRORA est encore 50% plus lent que TOSSIM [87].

AEON est une extension à AVRORA permettant d'estimer la consommation en énergie [88]. Elle comprend un modèle de propagation radio tenant compte de l'atténuation avec la distance. Son inconvénient est à nouveau l'absence d'une modélisation du bruit.

ATEMU et AVRORA sont toujours disponibles. Cependant les dernières versions datent respectivement de 2004 et 2007. Malgré leur précision, ces simulateurs présentent un inconvénient majeur. En effet, un tel degré de précision les empêche d'être génériques. Ils doivent être ainsi créés pour une architecture matérielle spécifique et manquent donc de flexibilité. Par conséquent, ils ne sont pas assez pratiques pour la simulation de réseaux hétérogènes.

Une contribution plus récente est proposée dans Symphony. Ce logiciel ouvert, codé en C++, permet de tester des applications sur différents systèmes d'exploitation y compris TinyOS, Contiki et FreeRTOS. Le noyau du framework est formé d'un système d'exploitation virtuel et d'une émulation de la plateforme matérielle. L'ensemble est intégré au simulateur de réseau ns-3. La méthodologie adoptée par Symphony est différentes des logiciels précédents. Ainsi, la modélisation des paramètres temporels et énergétique des composants se fait grâce à des mesures sur des périphériques réels durant l'exécution d'une tâche spécifique [89].

Une autre approche pour l'émulation du matériel repose sur SystemC [90]. SystemC est une bibliothèque en C++. Il permet de modéliser, à plusieurs niveaux d'abstraction, des systèmes matériels, logiciels ou mixtes. Il fournit donc les fonctionnalités requises pour créer des simulateurs de systèmes embarqués distribués. La partie matérielle est ainsi modélisée en System C alors que le développement du réseau se fait en C/C++. Une classe de SystemC spécifique aux réseaux, nommée SCNSL (SystemC Network Simulation Library) , permet de modéliser les parties hardware et réseau en un seul outil [91]. SCNSL a été utilisée dans IDEA1 (hierarchical DEsign plAtform for sensOr Networks Exploration) [92]. Des implémentations du matériel et de protocole de communication ont été également ajoutées [93]. Afin de déterminer la consommation en énergie, un simulateur de jeu d'instruction a été mis en œuvre. Il supporte plusieurs microcontrôleurs (AVR et MSP430) [94]. IDEA1 est par la suite capable de simuler un réseau hétérogène avec une précision au niveau matériel. Néanmoins, le développement de modèles précis de microcontrôleurs nécessite des détails parfois non fournis par les fabricants [70].

Un autre modèle de consommation à base de System C a été proposé dans [95]. Il est basé sur une modélisation par fonctions où chacune correspond à une opération du nœud dans le réseau. Cette approche aide à étudier l'impact de chaque activité sur la consommation en énergie du nœud permettant ainsi de distinguer les plus consommatrices. Malheureusement, cet outil n'est pas disponible au public.

1.7.3 Outils de simulation multi-domaine

Les simulateurs discutés dans les sections précédentes possèdent comme fonction principale la modélisation de l'un des aspects parmi : réseau, hardware ou software. Au contraire, les plateformes de simulation multi-domaine visent à modéliser complètement plusieurs domaines.

Il existe une multitude approches de modélisation multi-domaine. La première est de coupler des simulateurs pour différents domaines. C'est une tâche complexe qui nécessite de créer des interfaces efficaces. Les autres sont les langages et les outils de modélisation multi-domaines.

1.7.3.1 Couplage de simulateurs

L'approche la plus simple pour la simulation multi-domaine est de combiner deux simulateurs spécifiques (chacun pour un domaine particulier). Cependant, la complexité du couplage de simulateurs peut être très importante. En effet, les simulateurs diffèrent en termes de visualisation, de langage de programmation, etc. Ainsi, le problème d'interfaçage doit être étudié au préalable.

1.7.3.1.1 Functional Mockup Interface (FMI)

Le standard FMI (Functional Mockup Interface) a été lancé en 2010 dans le but d'unifier les interfaces des différents outils de simulation et de simplifier les coopérations. Sa version la plus récente date de 2014 [96]. Un modèle implémentant la norme FMI est appelé une Functional Mockup Unit (FMU). Parmi les variables de son modèle, une FMU va définir celles dont les valeurs sont accessibles (les variables de sortie), et celles dont les valeurs peuvent être fixées (les variables d'entrée). Ainsi, les outils de simulation compatibles avec le standard FMI sont capables d'exporter leurs modèles sous la forme de FMUs et/ou d'importer des FMUs existantes pour les utiliser. Le standard FMI prévoit que ces exportations/importations puissent se faire à deux niveaux [97] :

- **FMI pour l'échange de modèle :** Les modèles peuvent être exécutés à partir d'un outil de simulation externe capable d'importer des FMU. Cette simulation principale peut ensuite paramétrier les variables d'entrée et collecter les variables de sortie correspondantes.
- **FMI pour la co-simulation :** Afin d'utiliser un modèle dans une co-simulation, il est nécessaire de l'encapsuler dans une bibliothèque partagée. Les FMUs sont alors considérées comme des esclaves dont les exécutions seront coordonnées

par un maître de co-simulation. De cette manière, les simulations sont exécutées en parallèle.

FMI est un standard permettant la gestion de l'interopérabilité de différents outils de simulation. Son utilisation permet d'importer ou d'exporter des modèles dans d'autres simulations. HybridSim, par exemple, est un simulateur de réseaux de capteurs sans fils implémentant la norme FMI. Il permet de co-simuler des modèles TinyOS et Modelica [98].

1.7.312 Plateforme de co-simulation et co-émulation

Le couplage de deux simulateurs, chacun spécifique à son domaine, a fait l'objet d'une multitude de travaux. Les auteurs de [99] fournissent un aperçu sur l'ensemble des plateformes de co-simulation et de co-émulation. Le **tableau 1.7** en résume quelques-unes.

Tableau 1.7 Plateformes de co-simulations pour les réseaux de capteurs sans fils

	Plateforme	Simulateur physique	Simulateur réseau
Co-simulation	PiccSIM	Matlab/Simulink	NS-2
	MAPNET	Matlab/Simulink	OPNET/Riverbed
	COSMO	Matlab/Simulink	OMNet++
Co-émulation	GISOO	Matlab/Simulink	Cooja

1.7.32 Simulink

Simulink, développé par Mathworks, est un outil propriétaire. Il offre une intégration avec l'environnement MATLAB. Truetime est une librairie basée sur Simulink et orientée vers la simulation des systèmes contrôlés en réseau [100]. Elle a été lancée en 1999 et sa version la plus récente date d'avril 2016. Truetime comprend des modèles de communication radiofréquences (WLAN, Zigbee et Ethernet), de consommation ainsi qu'un bloc batterie. Il permet donc la représentation de systèmes embarqués alimentés par des accumulateurs et la simulation des phénomènes de charge et de décharge. Cependant, Truetime est conçu pour la simulation en temps réel. Il n'est donc pas adapté à la simulation des réseaux de capteurs médicaux sans fils qui opèrent pendant des mois, voire des années notamment pour les capteurs implantés.

1.7.33 System C-AMS

SystemC-AMS (Analog-mixed Signal) est un ensemble d'extensions de SystemC. Il permet de simuler les systèmes analogiques [101]. SystemC-AMS comprend trois modèles de calcul [102]:

- **Timed Data Flow (TDF):** C'est un modèle de calcul à temps discret. Il est basé sur l'échantillonnage des signaux continus avec un pas de

temps prédéfini. Depuis la version 2.0, ce pas de temps peut être modifié dynamiquement : on parle de Dynamic-Timed Data Flow (DTDF). Cette modification est nécessaire pour obtenir une précision ainsi qu'une performance satisfaisante.

- **Linear Signal Flow (LSF):** Il s'agit d'un modèle de calcul à temps continu. Il offre un ensemble de modules tels que l'addition, la multiplication, l'intégration et le retard.
- **Electrical Linear Networks (ELN) :** C'est un modèle de calcul à temps continu spécifique aux circuits électriques. Il comprend des modèles (résistance, inductance, etc.) capables de décrire la relation entre le courant, la tension et le temps.

Vasilevski et al. ont présenté un modèle énergétique d'un nœud de capteur sans fils. Dans ce modèle, la consommation du nœud a été modélisée en SystemC et la décharge de la batterie en SystemC-AMS [103].

1.7.4 Discussion

La conception de réseaux de capteurs sans fils est bien souvent trop complexe pour être réalisée en une seule étape. Elle est divisée en plusieurs étapes allant de la spécification initiale jusqu'au produit final. Selon cette approche, il s'agit de concevoir une architecture fonctionnelle avant de passer progressivement dans le détail du système, jusqu'à la conception des circuits.

Ainsi, la modélisation d'un réseau, et plus particulièrement de sa consommation en énergie, doit être faite dans un premier temps à haut niveau d'abstraction. Il faut donc des modèles que l'on soit capable de construire rapidement et qui assurent une estimation fiable et précise de la consommation en énergie du réseau. Ces modèles offrent la possibilité d'étudier la faisabilité et d'évaluer plusieurs solutions dès le début du cycle de conception. Ils permettent donc de contrôler au mieux la consommation en énergie du réseau en vue d'augmenter la durée de vie.

Comme illustré dans le **tableau 1.8**, l'étude réalisée sur les simulateurs de réseaux de capteurs a relevé un manque en outils adaptés à cette finalité. En effet, certains, en particulier les simulateurs de réseaux, ne permettent pas une modélisation fiable d'une partie du système. Ils ne répondent donc pas aux besoins de modélisation pour une simulation précise de la consommation en énergie du réseau.

D'autres simulateurs, notamment les outils de prototypage virtuel, sont basés sur des réseaux et des nœuds bien spécifiques. Ils utilisent des modèles prédéfinis, souvent à bas niveau d'abstraction, pour la description du matériel et du logiciel. Ils assurent donc une simulation détaillée et précise de la consommation en énergie. Toutefois, la construction rapide de nouveaux

systèmes se heurte à ce degré de précision. Ces outils ne sont donc pas adaptés à l'exploration de solutions, aussi bien matérielles que logicielles, en début de la conception.

Enfin, l'ensemble d'outils étudiés ne permet pas d'automatiser l'optimisation de la conception (choix de composants, alimentation, etc.) et de la gestion d'énergie. Au contraire, ils supposent une exploration « manuelle » de l'ensemble des solutions en modifiant à chaque fois les entrées de la simulation.

Tableau 1.8 Lacune présentes dans chaque outil par rapport à l'objectif de simulation de la consommation en début de la conception

Groupe de simulateur	Simulateur	Date de la version la plus récente	Lacune
Simulateur réseau	ns-2	2011	Manque de précision lors de la modélisation de la consommation de la partie matérielle
	ns-3	2016	
	OPNET	2016	
	OMNet++	2015	
	SENSE	2006	
	PAWis	2008	
Prototypage virtuel	TOSSIM	2012	Simulation à base de code réel – non adaptée à l'exploration en début de conception
	COOJA	2015	
	Symphony	2014	
	Atemu	2004	Non adapté à la construction rapide de modèles
	Avrora	2007	
	IDEA1	2015	Nécessité de détails non fourni par les constructeurs pour la modélisation des microcontrôleurs.
Simulation multi-domaine	TrueTime	2016	Simulateur temps réel non adapté à la simulation sur la durée d'opération des réseaux médicaux

1.8 Proposition d'une nouvelle approche

L'autonomie étant la limitation principale au déploiement de réseaux de capteurs biomédicaux, un investissement du point de vue énergétique de la conception est requis. Une simulation fiable et précise de la consommation

permet de contrôler, dans la mesure du possible, la consommation du réseau dès le début de flot de conception. Elle assure par la suite une meilleure gestion de l'énergie disponible et éventuellement une autonomie plus importante.

Dans le cadre de cette thèse, nous proposons un outil d'aide à la conception des réseaux de capteur médicaux sans fil. Cet outil est orienté vers la simulation de la consommation en énergie. Il permet d'étudier la faisabilité du système et d'en optimiser l'architecture ainsi que la gestion d'énergie très tôt dans l'avancement du processus de conception.

Cet outil est basé sur un modèle à haut niveau d'abstraction de la consommation en énergie du réseau. Nous souhaitons un modèle exécutable à base de composants. Ce modèle se construit comme un puzzle : il suffit de modéliser, à partir de fiches techniques, les différents composants un par un et de les assembler ensuite. L'intérêt principal de cette approche est de créer une bibliothèque et de réutiliser les composants. Un autre intérêt est de comparer deux modules différents exécutant la même fonction : il s'agit de remplacer l'un par l'autre dans le modèle et d'étudier l'effet de ce changement sur la consommation globale du système.

En plus de l'estimation de la consommation, cet outil permet une prise de décision pertinente en vue de garantir une gestion optimale de l'énergie. Dans ce sens, nous proposons d'exploiter des algorithmes d'optimisation pour guider l'utilisateur vers une conception qui respecte les contraintes énergétiques et médicales de l'application (choix de composants, choix de source d'énergie, configuration du réseau, etc.).

En résumé, l'approche proposée dans cette thèse vise à accélérer le cycle de production des réseaux de capteurs médicaux, notamment lorsque les performances individuelles de chaque composant sont connues au préalable.

1.9 Conclusion

Dans ce premier chapitre, nous avons introduit l'utilisation des réseaux de capteurs médicaux sans fils pour le suivi des personnes dans le contexte de la télésurveillance médiale. Nous avons d'abord exposé les contraintes du domaine de l'application avant d'expliquer le fonctionnement et l'architecture à trois niveaux (nœuds de capteurs, serveur personnel et serveur médical) d'un système de télésurveillance médicale.

Nous nous sommes ensuite focalisé sur les réseaux des capteurs médicaux. Ces réseaux appartiennent à la famille des réseaux WBAN. Ils sont constitués d'un nombre limité de nœuds et suivent donc une topologie en étoile à saut unique.

En outre, nous avons vu le fonctionnement général d'un nœud capteur sans fil. Ce dernier est composé d'un bloc acquisition, d'une partie

traitement des données, d'une unité mémoire, d'un module de communication et d'une alimentation. Nous nous sommes particulièrement intéressés aux technologies sans fils et à l'alimentation.

Ainsi, nous avons mené dans un premier temps une étude sur les différentes technologies de communication radiofréquence adaptées à l'application : Bluetooth Low Energy, Zigbee, RFID et IEEE 802.15.6. Nous avons pu constater que l'intégration du premier dans les smartphones ainsi que sa consommation en énergie font de lui le meilleur candidat pour les applications de télésurveillance médicale.

Nous avons exploré dans un deuxième temps les systèmes de récupération d'énergie permettant d'alimenter les capteurs médicaux : photovoltaïque, thermoélectrique, électromécanique et radiofréquence. Le constat relevé est alors que la puissance fournie par récupération d'énergie est susceptible de varier fortement en fonction des déplacements de la personne, de son activité physique, de son exposition à la lumière, etc. Afin d'assurer la fiabilité, l'alimentation d'un nœud doit intégrer une batterie qui peut être combinée à un ou plusieurs modules de récupération d'énergie pour augmenter l'autonomie.

Nous avons ensuite dégagé les contraintes de conception des réseaux de capteurs médicaux : la fiabilité, la qualité de service et la consommation en énergie. Nous avons remarqué à ce niveau que la contrainte énergétique est la limitation principale au déploiement de ces systèmes. Il est donc nécessaire d'estimer la consommation en énergie du système dès les premières étapes de la conception.

Typiquement, cette estimation se fait par simulation. Une étude synthétique des outils informatiques permettant la simulation de la consommation des réseaux de capteurs sans fils a été par la suite présentée. Nous avons constaté que ces outils ne sont pas adaptés à l'étude de faisabilité exigée dès le début de la conception.

Ces constatations nous ont amené à proposer la mise en œuvre un outil d'aide à la conception des réseaux de capteur médicaux sans fil. Cet outil, orienté vers la simulation de la consommation en énergie, permet d'étudier la faisabilité du système et d'en optimiser l'architecture ainsi que la gestion d'énergie très tôt dans l'avancement du processus de conception.

Chapitre 2

Présentation de la solution

2.1 Introduction

2.2 Objectif et démarche

2.3 Etude préliminaire

2.3.1 Définitions

2.3.11 *Modélisation*

2.3.12 *Flot de conception*

2.3.2 Niveau d'abstraction

2.3.3 Environnement de programmation

2.4 Cycle de fonctionnement

2.4.1 Composants de la consommation en puissance

2.4.2 Présentation du cycle de fonctionnement dans le cas d'un nœud de capteur biomédical sans fils

2.5 Modélisation de la consommation en énergie du nœud

2.5.1 Principe de base

2.5.2 Application du principe aux composants du nœud

2.5.21 *Capteur*

2.5.22 *Convertisseur analogique numérique*

2.5.23 *Microcontrôleur*

2.5.24 *Module radiofréquence*

2.5.25 *Mémoire*

2.5.3 Construction du modèle

2.6 Présentation des différentes possibilités d'optimisation

2.6.1 Variables dans un nœud de capteur biomédical sans fils

2.6.2 Algorithmes d'optimisations

2.6.21 *Fonction consommation et fonction autonomie*

- 2.6.22 *Fonction périodes de déconnexion*
- 2.6.23 *Fonction architecture électronique*

2.7 Saisie d'entrées et récupération de la solution

- 2.7.1 Principe
- 2.7.2 Fonctionnement

2.8 Conclusion

2 Présentation de la solution

2.1 Introduction

En raison de leur taille réduite, les réseaux de capteurs médicaux sont souvent limités en énergie. Dès lors, la prise en compte des contraintes énergétiques doit intervenir dès les premières étapes de la conception. Une estimation fiable de la consommation en énergie du système est donc requise. Elle permet au concepteur d'étudier sa faisabilité et de modifier son architecture avant l'implémentation physique. Idéalement, cette estimation se fait au moyen d'une simulation.

Les principales solutions de simulations possibles sont décrites dans le chapitre précédent. Ces outils se divisent en trois groupes dont chacun présente certaines lacunes lors de la simulation de la consommation en énergie au début de la conception. En particulier, les modèles implémentés dans ces outils ne sont pas adaptés à cet objectif. En effet, les simulateurs réseaux ne sont pas capables d'une modélisation fiable de la partie matérielle. De plus, les outils de prototypage virtuel se basent sur des modèles à bas niveau d'abstraction qui ne peuvent être construits rapidement. En outre, l'ensemble de ces outils ne permet d'automatiser l'optimisation de la conception (choix de composants, alimentation, etc.) et de la gestion d'énergie.

Compte tenu de ce manque, nous proposons dans cette thèse une nouvelle approche. Elle consiste à créer un outil de simulation de la consommation d'énergie pour la conception des réseaux de capteurs biomédicaux. Cet outil est basé sur un modèle à haut niveau d'abstraction de la consommation en énergie du nœud. Ce modèle à base de composants est paramétrable facilitant ainsi l'implémentation de nouveaux composants à partir de données extraites des fiches techniques. Il permet en plus le développement d'une bibliothèque de composants. En plus de la simulation de la consommation, cet outil moyenne d'algorithmes d'optimisation permettant d'obtenir un dimensionnement adapté du système en fonction de contraintes prédefinies par le concepteur.

Dans ce chapitre, nous expliciterons la démarche adoptée pour la mise en œuvre de l'outil de simulation. Nous commençons d'abord par la modélisation de la consommation du nœud avant de détailler les algorithmes d'optimisation utilisés pour son dimensionnement.

2.2 Objectif et démarche

L'investissement sur le plan énergétique de la conception des systèmes embarqués s'est exprimé dans deux approches différentes : la conception faible

consommation (Ultra-Low Power design) et la conception basée sur une gestion intelligente de l'énergie (Energy Aware design) [70]. La clarification des deux concepts permet de définir les objectifs visés dans cette thèse.

- **Conception faible consommation ou « Ultra-Low Power design » :**

La conception d'un système électronique doit tenir compte de la puissance maximale générée par l'alimentation. En effet, la puissance consommée par le système à un instant donné doit être inférieure à cette valeur maximale. L'opposé résulte en un manque de fiabilité et un dysfonctionnement. Les alimentations à taille réduite intégrées dans les nœuds de capteurs médicaux génèrent des puissances faibles. La réduction de la consommation en puissance du nœud est donc appréciée. Il s'agit en particulier d'identifier les sources de surconsommation en vue d'apporter les modifications nécessaires au système. Cette stratégie fait partie du concept « ultra-low power design ».

- **Conception consciente de l'énergie ou « Energy Aware design » :**

Les réseaux de capteurs biomédicaux sont souvent alimentés par des batteries à faibles capacités. L'épuisement des sources d'énergie risque d'interrompre le suivi du patient. En outre, leur remplacement/rechargement par les personnes âgées/patients peut être incommoder, difficile et parfois impossible notamment pour les capteurs implantés. L'idéal est donc de maximiser l'autonomie du nœud voire l'étendre sur toute la période de surveillance. Le concept de la conception consciente de l'énergie se base sur une gestion intelligente de l'énergie. Il consiste à trouver une gestion optimale d'une énergie limitée afin de répondre aux exigences de l'application. Cette approche nécessite d'étudier l'impact de l'activité du nœud non seulement sur sa consommation mais sur celle des autres éléments constitutifs du réseau notamment pour les configurations en étoile multi-sauts.

L'objectif de cette thèse consiste à créer un outil de simulation adapté aux deux approches de conception. D'une part, la simulation de la consommation instantanée du nœud permet à l'utilisateur de prévoir les valeurs crêtes. Il sera donc capable d'apporter et de tester les modifications nécessaires au cours d'une conception faible consommation. D'autre part, les algorithmes d'optimisation interviennent dans le cycle de conception et guident les choix de l'utilisateur pour une gestion optimale de la source d'énergie.

La réalisation de cet outil de simulation se fait en deux étapes. La première consiste à modéliser la consommation d'un nœud de capteur sans fils. Le modèle proposé permet de déterminer les consommations moyennes et instantanées du nœud et de ses éléments constitutifs.

La deuxième étape est le développement d’algorithmes d’optimisation permettant de résoudre les problèmes rencontrés dès le début de la conception. Voici, pour appuyer ce besoin d’optimisation, quelques choix auxquels sont confrontés les concepteurs de réseaux de capteurs. Tout d’abord, il faut choisir les différents composants matériels qui constituent un nœud. Il faut ensuite configurer ces composants : choisir une vitesse de traitement, une fréquence d’échantillonnage, etc. Il faut également dimensionner une source d’énergie convenable. Tous ces choix dépendent particulièrement des contraintes imposée dans le cahier de charge (par ex l’autonomie). Dans l’outil d’optimisation proposé, cette prise de décision est gérée par des algorithmes d’optimisation.

2.3 Etude préliminaire

La modélisation d’un même nœud ou d’un même réseau peut être différente selon le niveau d’abstraction et l’environnement de programmation considérés. Une prise de décision est donc exigée avant la construction du modèle de consommation du nœud. Elle se fait en fonction des besoins en précision et en vitesse d’exécution.

Dans ce paragraphe, nous définissons d’abord les mots clés « modélisation » et « flot de conception » tout en mettant en évidence le lien entre les deux. Ces définitions constituent le point de départ pour la sélection d’un niveau d’abstraction et d’un environnement de programmation.

2.3.1 Définitions

2.3.1.1 Modélisation

Par définition, un modèle est une représentation abstraite d’une réalité physique. La création d’un modèle, ou modélisation, consiste à associer une loi mathématique à un ou plusieurs aspects du comportement d’un système quelconque. La validation de cette loi nécessite une comparaison avec des données de référence relevant de mesures expérimentales ou de modèles déjà validés.

Dans le contexte de la simulation de circuits électriques, un modèle est un exécutable permettant de concevoir un système et de simuler son fonctionnement. Sa qualité est évaluée en fonction de deux critères [104] :

- **La rapidité d’exécution :** elle dépend surtout de la technique d’implémentation (langage de programmation, simulateur, etc.)
- **La précision :** Elle est fonction du niveau de détail et donc du niveau d’abstraction. En effet, une abstraction implique le remplacement d’une architecture complexe par un modèle simplifié. Cette approche

tâche d'éliminer les détails ayant un impact minimal ou inexistant sur la résolution d'un problème. Il existe plusieurs niveaux d'abstraction. Le plus élevé correspond à un modèle plus simple et compréhensible par l'utilisateur. Dans ce cas, la modélisation est générale et ne tient pas compte de certains détails. Au fur et à mesure que l'on passe d'un niveau plus élevé à un autre plus bas, les détails architecturaux ainsi que la précision des résultats augmentent progressivement.

2.3.12 Flot de conception

Le flot de conception est défini comme la succession de décisions permettant de passer de la spécification initiale au produit final. Il est divisé en plusieurs étapes et intègre généralement plusieurs niveaux d'abstraction. Idéalement, il commence par le niveau le plus haut (le plus abstrait et le moins précis) et se raffine vers le plus bas (le plus précis) [104].

Vu que la modélisation d'un même système diffère selon le niveau d'abstraction, le concepteur adopte, à chaque étape, le plus convenable en fonction de la précision des informations qu'il souhaite valider [105].

2.3.2 Niveau d'abstraction

Les différents niveaux d'abstraction possibles pour la modélisation de systèmes embarqués, en particulier les réseaux de capteurs sans fils, sont représentés dans la **figure 2.1** [106, 107].

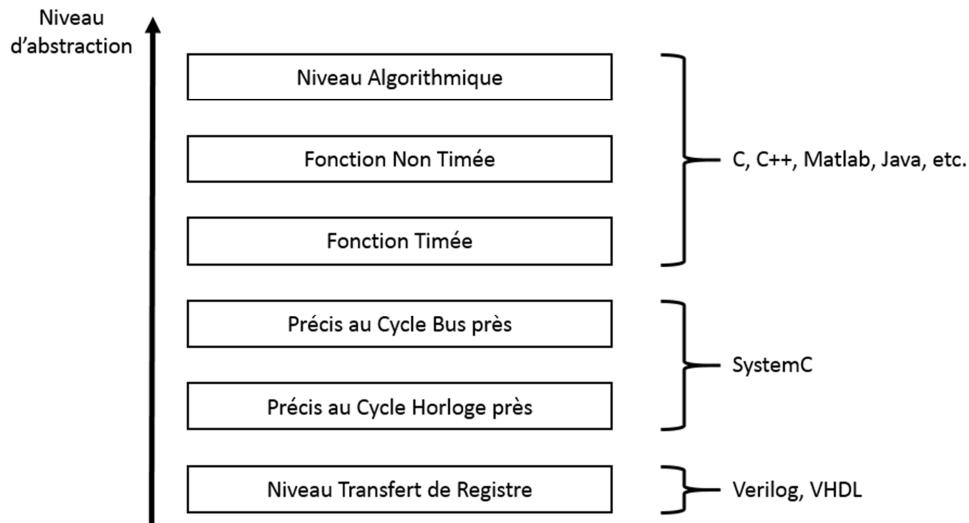


Figure 2.1 Niveaux d'abstraction pour la modélisation des réseaux de capteurs sans fils

- **Niveau Algorithmique ou AL (Algorithmic Level)** : Le niveau dit Algorithme est le plus haut d'un flot de conception. Il correspond à

une description algorithmique basée sur une documentation existante. Dans ce cas, les modèles sont décrits moyennant les langages de modélisation haut-niveau tels que Matlab, C, C++, Java, etc.

- **Niveau Fonction Non Timée ou UTF (UnTimed Functional) :** Ce niveau est utilisé pour décrire la vue fonctionnelle d'un système. Le système est représenté sous la forme de plusieurs composants interconnectés. Les mécanismes de communication sont simplifiés et ne prennent pas en compte le temps. Les modèles sont par la suite dits « Untimed ». En d'autres termes, les temps d'exécution des algorithmes des fonctions et des opérations de transport de données ne sont pas modélisés.
- **Niveau Fonction Timée ou TF (Timed Functional) :** Ce niveau se présente comme une extension du niveau UTF dans laquelle la modélisation du temps a été rajoutée. Les durées d'exécution des algorithmes des fonctions et des opérations de transport de données sont définies de manière approximative. Ce niveau est plus précis que le niveau UTF. Il permet d'extraire des solutions pertinentes dans un temps raisonnable. Il offre également un niveau de précision proche de celui obtenu par les niveaux d'abstraction plus bas.
- **Niveau Précis au Cycle Bus près ou BCA (Bus Cycle Accurate) :** Il permet de décrire la communication entre les systèmes au cycle d'horloge prêt.
- **Niveau Précis au Cycle Horloge près ou CA (Cycle Accurate) :** Ce niveau fournit une description du système à chaque cycle d'horloge. Il élabore donc sur la microarchitecture interne du processeur (pipeline, cache, etc.) et associe au protocole de communication une représentation précise au bit. Un tel degré de précision améliore la qualité de la simulation mais limite sa vitesse.
- **Niveau Transfert de Registre ou RTL (Register Transfer Level) :** Il constitue le niveau d'implémentation du matériel. Le circuit est décrit en termes des transferts de données entre les unités fonctionnelles telles que les multiplieurs, les unités arithmétiques et logiques, les fichiers de registres, etc. Les langages de description matérielle (HDL) tel que le Verilog et le VHDL sont utilisés à ce niveau.

La modélisation des systèmes à des niveaux précis aux cycles et bit près se heurte au problème du temps requis pour la production et la vérification de modèles. Ces niveaux sont donc incompatibles avec l'objectif d'exploration de solutions optimisées en performance et consommation d'énergie. Tenant compte de ces facteurs, on s'intéresse dans le cadre de cette thèse au niveau TF. Avec cette abstraction, la modélisation s'effectue plus rapidement sans perte inacceptable de précision. Cette approche permet aux concepteurs de simuler et

de valider les spécifications initiales dans les délais les plus courts. Elle offre également la possibilité d'évaluer une multitude d'architectures avec des impacts financiers et temporels minimes.

2.3.3 Environnement de programmation

Le niveau d'abstraction TF consiste en une représentation fonctionnelle du système avec des annotations temporelles. La description des modèles peut donc se faire moyennant un langage de programmation haut-niveau tel que Java, C, C++, Matlab, etc.

Dans le cadre de ce travail, l'approche considérée est inspirée par le concept du Model Based Design (MBD). Elle consiste à créer un modèle exécutable qui peut être lié aux spécifications initiales. Ce modèle peut intégrer des entrées et des sorties attendues permettant ainsi de mener une analyse de faisabilité des exigences. Grâce à un tel modèle, les concepteurs sont capables de vérifier que la conception respecte les contraintes dès les premières étapes. Ils peuvent également tester plusieurs choix et évaluer l'impact des modifications. Dans ce sens, une partie de la conception est effectuée dans un environnement de modélisation fiable. Le coût de cette modélisation est compensé par un gain en temps de développement d'une part et par la réutilisation des modèles créés d'autre part.

Matlab/Simulink est conçu selon l'approche MBD. Il offre en plus une multitude de boîtes à outils ainsi qu'une interface avec plusieurs logiciels (Microsoft Excel, fichier texte, etc.). Il permet également d'intégrer d'autres langages de programmation tels que C++, Java, VHDL, etc. Toutes ces raisons font de Matlab/Simulink un environnement de programmation convenable pour la mise en œuvre.

2.4 Cycle de fonctionnement

Ayant choisi le niveau d'abstraction et l'environnement de programmation, l'étape suivante est de développer un modèle capable de déterminer la consommation du nœud. Ce modèle sera enrichi ultérieurement par des algorithmes d'optimisation.

L'on sait que la puissance consommée au sein d'un circuit électrique correspond à la somme de deux composantes : (1) une consommation statique due aux courants de fuites et (2) une consommation dynamique résultant du fonctionnement et de l'activité du nœud (communication et traitement des données). La détermination de sa valeur se fait par la suite en identifiant l'activité du circuit à chaque instant. Cette approche nécessite l'établissement d'un cycle d'opération qui regroupe les différentes phases de fonctionnement.

Dans ce paragraphe, nous explicitons les deux composantes de la consommation en puissance d'un composant électrique avant de présenter le cycle de fonctionnement dans le cas d'un nœud de capteur biomédical sans fil.

2.4.1 Composants de la consommation en puissance

La puissance totale se définit comme la puissance dissipée nécessaire au traitement et au maintien de l'information. La puissance liée au traitement de l'information est la puissance dynamique (P_{dyn}) alors que la puissance nécessaire au maintien de l'information est la puissance statique (P_{stat}) [70, 105]:

$$P = P_{stat} + P_{dyn} \quad (2.1)$$

- **Puissance dynamique :** La consommation d'énergie dynamique est associée à l'activité de commutation (switching activity) des circuits. Comme indiqué dans l'équation 2.2, elle est le produit du taux d'activité du circuit(A), de la capacité équivalente du circuit (C), du carré de la tension d'alimentation (V) et de la fréquence d'horloge (f).

$$P_{dyn} = A * C * V^2 * f \quad (2.2)$$

La puissance dynamique correspond à l'énergie dépensée pour l'exécution d'une fonctionnalité bien déterminée. La nécessité de cette fonctionnalité ou pas doit être décidée par le concepteur de haut niveau.

- **Puissance statique :** La consommation d'énergie statique est principalement due aux courants de fuites. Elle est calculée selon l'équation 2.3, où V est la tension d'alimentation et I_{fuite} est la somme des courants de fuite dans le circuit.

$$P_{stat} = V * I_{fuite} \quad (2.3)$$

Contrairement à la consommation d'énergie dynamique, la puissance statique n'est pas liée aux performances du système. Elle est consommée même lorsque le circuit n'effectue aucune activité. Dans ce cas, elle peut être théoriquement réduite à zéro en coupant l'alimentation. Cependant, il en résulte une perte de l'état des circuits.

En se basant sur cette décomposition de la consommation, on peut déduire que l'estimation de la consommation en énergie d'un composant électrique se fait en identifiant son activité. Elle repose donc sur la définition d'un cycle d'opération [108].

2.4.2 Présentation du cycle de fonctionnement dans le cas d'un capteur biomédical sans fils

La **figure 2.2** illustre le schéma bloc d'un nœud de capteur biomédical sans fils. La **figure 2.3** présente le cycle d'une opération de base de celui-ci et met en relief les composants impliqués durant chacune des phases de fonctionnement.

- **Réveil :** Le déploiement de capteurs biomédicaux se fait suite à un diagnostic de la pathologie. Ce diagnostic permet aux personnels de santé de définir les signaux physiologiques à surveiller ainsi que la régularité de suivi requise. Il en résulte l'établissement d'une fréquence de mesure. Celle-ci impose le réveil du nœud à des intervalles réguliers. Durant cette phase, l'élément central de ce nœud, le microcontrôleur, passe en état actif. Il est responsable de gérer le fonctionnement des autres éléments. Cette gestion doit prendre en compte les temps de démarrage et d'extinction de chacun afin d'assurer un fonctionnement fiable et une bonne gestion d'énergie.
- **Mesure :** Pendant cette phase, le capteur convertit le signal physiologique en une sortie électrique.
- **Conversion analogique numérique :** La sortie du capteur est échantillonnée et numérisée dans un convertisseur analogique numérique afin d'être exploitée dans le microcontrôleur.
- **Traitemen**t : Une fois la conversion terminée, le processus de traitement a lieu dans le microcontrôleur. Il permet de récupérer et de coder la valeur du paramètre physiologique à partir de la sortie digitale du convertisseur. L'ensemble de ces données est par la suite passé au module radiofréquence dans le but de les transmettre à la station de base.
- **Transmission :** Le module RF se charge de la transmission des données à la station de base conformément au protocole de communication. Cette étape comporte une ou plusieurs phases d'émission durant laquelle le module RF transmet l'information récoltée par le nœud. Des phases de réception peuvent également envisagées. Dans ce cas, le nœud est chargé de recevoir des données provenant d'autres nœuds ou de la station de base (accusé de réception, requête, etc.).
- **Accès mémoire :** Plusieurs facteurs (distance, bruit, etc.) risquent de perturber la phase de transmission. L'intérêt d'une puce mémoire dans un tel circuit est donc de stocker l'information afin de la transmettre ultérieurement. Cette approche évite la perte de données et augmente donc la fiabilité du système. Les accès mémoire sont généralement

définis selon la stratégie de sauvegarde des données et incluent les opérations de lecture, d'écriture et d'effacement.

- **Veille :** Une fois les tâches accomplies, le nœud passe en état inactif. Sa consommation prend par la suite une valeur minimale.

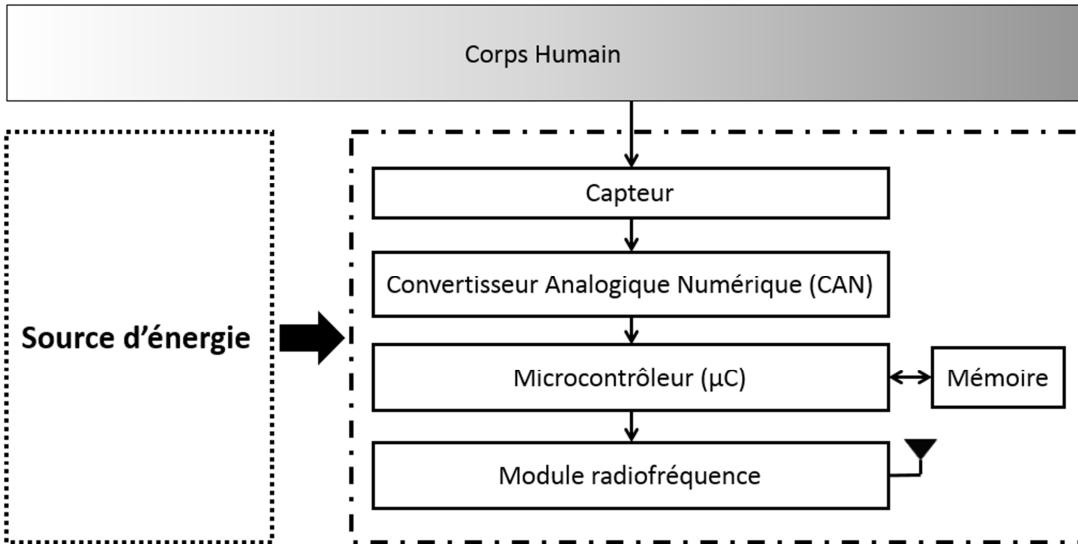


Figure 2.2 Schéma bloc d'un nœud de capteur biomédical sans fil

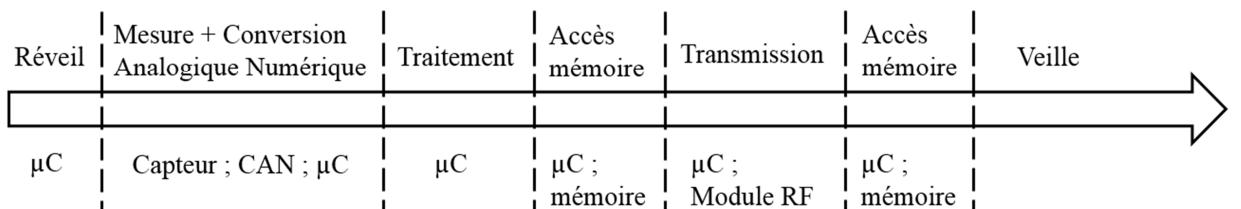


Figure 2.3 Cycle de fonctionnement d'un nœud de capteur biomédical sans fil

2.5 Modélisation de la consommation en énergie du nœud

Le cycle de fonctionnement établi constitue la base pour modéliser l'aspect énergétique du comportement du nœud. Dans la suite du paragraphe, nous explicitons le principe de cette modélisation de consommation. Nous détaillons par la suite le procédé pour chaque composant.

2.5.1 Principe de base

La consommation en énergie du nœud, notée $E_{\text{nœud}}$, n'est autre que la somme des consommations de ses éléments constitutifs consommateurs :

$$\begin{aligned} E_{\text{nœud}} &= \sum_i E_{\text{composant (i)}} \\ &= E_{\text{capteur}} + E_{\text{CAN}} + E_{\mu\text{C}} + E_{\text{Mémoire}} + E_{\text{module RF}} \end{aligned} \quad (2.4)$$

L'énergie électrique consommée par un composant pendant un intervalle de temps $\Delta t = t_N - t_0$ est donnée par la formule suivante :

$$E = \int_{t_0}^{t_N} P(t) dt \quad (2.5)$$

Dans cette équation, E désigne l'énergie en Joule (J), P la puissance en Watt (W) et t le temps en secondes (s). Comme cette puissance prend une valeur bien déterminée lors de l'exécution d'une fonctionnalité donnée, il est possible de décomposer l'intégrale précédente en une somme d'intégrales :

$$E = \sum_{i=0}^N \int_{t_i}^{t_{i+1}} P_{i \rightarrow i+1} * dt \quad (2.6)$$

Où $\Delta t_i = t_{i+1} - t_i$ représente l'intervalle de temps nécessaire à l'exécution d'une fonctionnalité et $P_{i \rightarrow i+1}$ la puissance consommée pendant cet intervalle. La solution générale de cette intégrale est :

$$E = \sum_{i=0}^N [P_{i \rightarrow i+1} * (t_{i+1} - t_i)] = \sum_{i=0}^N (P_{i \rightarrow i+1} * \Delta t_i) \quad (2.7)$$

L'on sait que puissance électrique P est le produit de la tension U, exprimée en Volt (V), et du courant I, exprimé en Ampère. De plus, l'électronique de l'alimentation dans un nœud de capteur sans fils prévoit une tension continue U_{alim} dont la variation est négligeable au cours du temps. L'équation précédente peut s'exprimer sous la forme :

$$E = U_{\text{alim}} * \sum_{i=0}^N (I_{i \rightarrow i+1} * \Delta t_i) \quad (2.8)$$

Cette équation constitue la base de la modélisation de la consommation en énergie de chacun des composants constitutifs du nœud.

2.5.2 Application du principe aux composants du nœud

La simulation de la consommation en énergie d'un nœud passe par la modélisation de celle de chacun de ses éléments constitutifs. Cette modélisation se fait en identifiant, à chaque instant, l'activité du composant. Dans ce qui suit, nous explicitons, pour le cycle de fonctionnement déjà établi, cette activité ainsi que son impact sur la consommation.

2.5.2.1 Capteur

Pendant la phase de veille, le capteur est en mode dormant afin d'assurer une consommation minimale d'énergie. Le réveil du nœud implique le passage du microcontrôleur en mode actif. Cette étape est directement suivie par la phase de mesure.

Ainsi, le microcontrôleur génère le signal permettant de réveiller le capteur. La transition entre ces deux modes de fonctionnement du capteur nécessite un temps de démarrage noté $t_{\text{démarrage}}$ et dont la valeur est extraite de la fiche technique du capteur sélectionné. Pendant cette durée, le capteur consomme autant que dans le mode actif, mais n'est pas fonctionnel. Suite à cette transition, il convertit le signal physiologique en une grandeur électrique

image. A la fin de cette étape, le microcontrôleur donne l'ordre au capteur de passer en état dormant. La durée nécessaire pour une telle transition est dite temps d'extinction. Dans certain cas, seul le temps de démarrage est donné dans la fiche technique. On suppose alors que le temps d'extinction prend la même valeur.

En résumé, l'énergie consommée par le capteur pendant la phase de mesure du paramètre physiologique s'exprime comme suit :

$$E_{\text{capteur-mesure}} = U_{\text{alim}} * I_{\text{capteur-actif}} * t_{\text{mesure}} \quad (2.9)$$

Avec,

U_{alim} : tension d'alimentation

$I_{\text{capteur-actif}}$: courant consommé par le capteur en mode actif

t_{mesure} : temps de mesure requis pour une représentation fidèle du signal

En mode veille, cette consommation est exprimée par :

$$E_{\text{capteur-veille}} = U_{\text{alim}} * I_{\text{capteur-dormant}} * t_{\text{veille}} \quad (2.10)$$

Avec,

$I_{\text{capteur-dormant}}$: courant consommé par le capteur en mode dormant

t_{veille} : temps passé par le capteur en mode veille

L'énergie consommée pendant les transitions entre les deux modes actif et dormant :

$$E_{\text{capteur-transitions}} = U_{\text{alim}} * I_{\text{capteur-actif}} * (t_{\text{démarrage}} + t_{\text{extinction}}) \quad (2.11)$$

Avec,

$t_{\text{démarrage}}$: temps de démarrage

$t_{\text{extinction}}$: temps d'extinction

La consommation totale en énergie du capteur sera alors donnée par :

$$E_{\text{capteur}} = E_{\text{capteur-mesure}} + E_{\text{capteur-transitions}} + E_{\text{capteur-veille}} \quad (2.12)$$

2.5.22 Convertisseur analogique numérique

Le convertisseur analogique numérique (CAN) permet d'échantillonner et de numériser la sortie analogique du capteur. Ce composant est en mode actif pendant la phase de mesure. L'énergie ainsi consommée est donnée par :

$$E_{\text{CAN-actif}} = U_{\text{alim}} * I_{\text{CAN-actif}} * t_{\text{mesure}} \quad (2.13)$$

Avec,

$I_{\text{CAN-actif}}$: courant consommé dans le convertisseur analogique numérique en mode actif.

Cette conversion se fait en respectant la fréquence minimale de l'échantillonnage qui varie en fonction du signal surveillé. La fréquence d'échantillonnage $f_{\text{éch}}$ (exprimée en Hertz) impose un nombre d'échantillons $N_{\text{éch}}$ selon la formule :

$$N_{\text{éch}} = f_{\text{éch}} * t_{\text{mesure}} \quad (2.14)$$

Ces échantillons sont uniformément repartis sur toute la période d'activité du capteur. Chaque échantillon est exprimé sous la forme de bits exploitables dans le microcontrôleur. La conversion analogique numérique (échantillonnage + numérisation) d'une valeur du signal nécessite une durée bien déterminée. Pendant cette durée, une consommation supplémentaire est enregistrée dans le convertisseur analogique numérique. L'énergie consommée pour la conversion analogique numérique du signal est donnée par :

$$E_{CAN-conv} = U_{alim} * N_{éch} * I_{CAN-conv} * t_{CAN-conv} \quad (2.15)$$

Avec,

$I_{CAN-conv}$: courant consommé dans le convertisseur analogique numérique pendant l'échantillonnage et la numérisation du signal

$t_{CAN-conv}$: temps nécessaire pour l'échantillonnage et la numérisation d'une valeur du signal

Ainsi, l'augmentation de la fréquence d'échantillonnage augmente non seulement la précision de la mesure mais aussi la consommation en énergie du composant et du nœud. Une fois la phase de mesure terminée, ce composant passe en état inactif.

En résumé, l'énergie consommée par le convertisseur analogique numérique est exprimée comme suit :

$$E_{CAN} = E_{CAN-actif} + E_{CAN-conv} + E_{CAN-veille} + E_{CAN-transitions} \quad (2.16)$$

Avec,

$E_{CAN-veille}$: énergie consommée par le CAN en mode dormant

$E_{CAN-transitions}$: énergie totale consommée par le CAN pendant les transitions entre les différents modes de fonctionnement. Elle est égale à la somme des énergies consommées pendant chacune des transitions. A noter que l'énergie consommée au cours d'une transition correspond au produit de la tension d'alimentation, du courant de transition et de la durée de la transition

2.5.23 Microcontrôleur

Le microcontrôleur contrôle la chaîne ; il se réveille périodiquement et donne l'ordre au capteur de prendre les mesures ; il est également en mode actif pendant la conversion analogique numérique ; une fois celle-ci terminée, il prend en main la sortie digitale du CAN et restitue la valeur du signal physiologique. Il est également responsable des accès mémoire.

La consommation de ce module dépend de la complexité du traitement requis. Ce paramètre se traduit par un nombre d'instructions estimé en fonction de l'algorithme adopté. Il est donc fonction du nombre d'échantillons, des opérations arithmétiques, etc. Ainsi, un algorithme de traitement plus complexe nécessite une durée d'exécution plus grande. Cette relation est illustrée dans l'équation :

$$t_{traitement} = n_{cycles\ d'horloges} / f_{\mu C} \quad (2.17)$$

Avec,

$t_{\text{traitement}}$: temps d'exécution de l'algorithme de traitement

$n_{\text{cycles d'horloges}}$: nombre de cycles d'horloge pour l'exécution des instructions

$f_{\mu\text{C}}$: fréquence du microcontrôleur en Hertz (Hz)

Cette durée est ajoutée au temps passé par le microcontrôleur en mode actif à la fin de la conversion analogique numérique du signal à la sortie du capteur.

De plus, la vitesse de traitement affecte la consommation du microcontrôleur. Ainsi une vitesse plus élevée assure une durée d'exécution plus courte mais une consommation instantanée plus grande.

Enfin, les modes d'opération du microcontrôleur sont également fonction de son interaction avec les différents éléments du circuit (notamment la mémoire et le module radiofréquence). De façon plus générale, sa consommation en énergie peut être exprimée selon l'équation :

$$E_{\mu\text{C}} = \sum_i U_{\text{alim}} * I_{\mu\text{C-mode}(i)} * t_{\mu\text{C-mode}(i)} + E_{\mu\text{C-transitions}} \quad (2.18)$$

Avec,

$I_{\mu\text{C-mode}(i)}$: courant consommé par le microcontrôleur dans un mode de fonctionnement donné (actif, repos, dormant, etc.)

$t_{\mu\text{C-mode}(i)}$: temps passé par le microcontrôleur dans un mode de fonctionnement donné

$E_{\mu\text{C-transitions}}$: énergie consommée par le microcontrôleur pendant les transitions entre les différents modes de fonctionnement

2.5.24 Module radiofréquence

Le module RF récupère l'information du microcontrôleur et se charge de la transmettre à la station de base. Ce module constitue généralement la partie la plus gourmande en énergie du nœud.

L'échange de trames entre le nœud et la station de base est déterminé en fonction du protocole de communication radiofréquence adopté. De plus, le nombre de bits émis et reçus varie selon ce protocole. Il dépend de l'ajout d'entête, de cryptage et de codages des données permettant d'assurer une certaine qualité de la transmission. La durée d'émission ou de réception d'un paquet dépend de ce nombre et de la vitesse de la transmission :

$$t_{\text{tx/rx}} = V_{\text{transmission}} * b \quad (2.19)$$

Avec,

$V_{\text{transmission}}$: la vitesse de transmission radiofréquence

b : Nombre de bits dans le paquet transmis/reçu

En outre, ce module est en mode actif pendant toute la communication avec le microcontrôleur. Sa consommation en énergie suit l'équation:

$$E_{\text{module RF}} = \sum U_{\text{alim}} * I_{\text{RF-mode}(i)} * t_{\text{RF-mode}(i)} + E_{\text{RF-transitions}} \quad (2.20)$$

Avec,

$I_{RF\text{-mode(i)}}$: courant consommé par le module RF dans un mode de fonctionnement donné (transmission, réception, actif, repos, etc.)

$t_{RF\text{-mode(i)}}$: temps passé par le microcontrôleur dans un mode de fonctionnement donné

$E_{RF\text{-transitions}}$: énergie consommée par le module RF pendant les transitions entre les différents modes de fonctionnement

2.5.25 Mémoire

L'intérêt d'une puce mémoire dans un nœud de capteur biomédical sans fils est de stocker l'information mesurée afin d'augmenter la fiabilité du système. Les accès mémoire possibles incluent des opérations d'écriture, de lecture et d'effacement.

En absence d'accès mémoire, cet élément du circuit est en mode veille pour assurer une consommation d'énergie minimale. Son réveil est déclenché par le microcontrôleur. Les instructions correspondantes sont alors transmises. L'opération en question est ensuite exécutée et la puce mémoire passe en mode dormant.

L'expression de l'énergie consommée pour la lecture est alors donnée par :

$$E_{M\text{-lecture}} = o_{lecture} * U_{alim} * I_{lecture} * t_{lecture} \quad (2.21)$$

Avec,

$o_{lecture}$: nombre d'octets à lire de la mémoire

$I_{lecture}$: courant consommé par la mémoire pour la lecture

$t_{lecture}$: temps nécessaire pour lire un octet de la mémoire

En mode écriture, l'énergie consommée est donnée par :

$$E_{M\text{-écriture}} = o_{écriture} * U_{alim} * I_{écriture} * t_{écriture} \quad (2.22)$$

Avec,

$o_{écriture}$: nombre d'octets à écrire dans la mémoire

$I_{écriture}$: courant consommé par la mémoire pour l'écriture

$t_{écriture}$: temps nécessaire pour écrire un octet de la mémoire

En mode effacement, cette énergie devient :

$$E_{M\text{-effacement}} = U_{alim} * I_{effacement} * t_{effacement} \quad (2.23)$$

Avec,

$I_{effacement}$: courant consommé par la mémoire pour l'effacement

$t_{effacement}$: temps nécessaire pour effacer une partie ou la totalité de la mémoire

Enfin, la consommation totale en énergie de la puce mémoire est exprimée dans l'équation :

$$E_{M\text{-mémoire}} = E_{M\text{-écriture}} + E_{M\text{-lecture}} + E_{M\text{-effacement}} + E_{M\text{-veille}} + E_{M\text{-transitions}} \quad (2.24)$$

Avec,

$E_{M\text{-veille}}$: énergie consommée par la puce mémoire en mode dormant

$E_{M\text{-transitions}}$: énergie consommée par la puce mémoire pendant les transitions entre les différents modes de fonctionnement

2.5.3 Construction du modèle :

Le fonctionnement du nœud de capteur biomédical consiste en une prise de mesure périodique du paramètre physiologique surveillé. Il est par la suite possible de décomposer la durée du monitoring en intervalles de temps conformément à la fréquence de mesure. Le modèle construit permet de simuler la consommation pour une période unique. Ce modèle dispose d'entrées pour les événements affectant l'opération du nœud tels que la perturbation de la communication radiofréquence avec la station de base. La simulation de la consommation sur la durée du monitoring consiste par la suite à itérer ce modèle tout en variant les entrées des évènements au cours du temps. Cette approche dispense de refaire le calcul lorsque le fonctionnement du nœud se répète. Elle permet donc de réduire la durée de simulation.

En outre, la conception d'un nœud de capteur suppose au départ la désignation d'une tension d'alimentation conforme aux tensions nominales des composants à assembler. Dans ce cas, la modélisation de la consommation en énergie du nœud en question commence par la modélisation de sa consommation en courant à partir de données relevées des fiches techniques du constructeur. Les consommations en puissance et en énergie sont ensuite déterminées. La **figure 2.4** représente le schéma bloc du modèle de consommation ainsi réalisé.

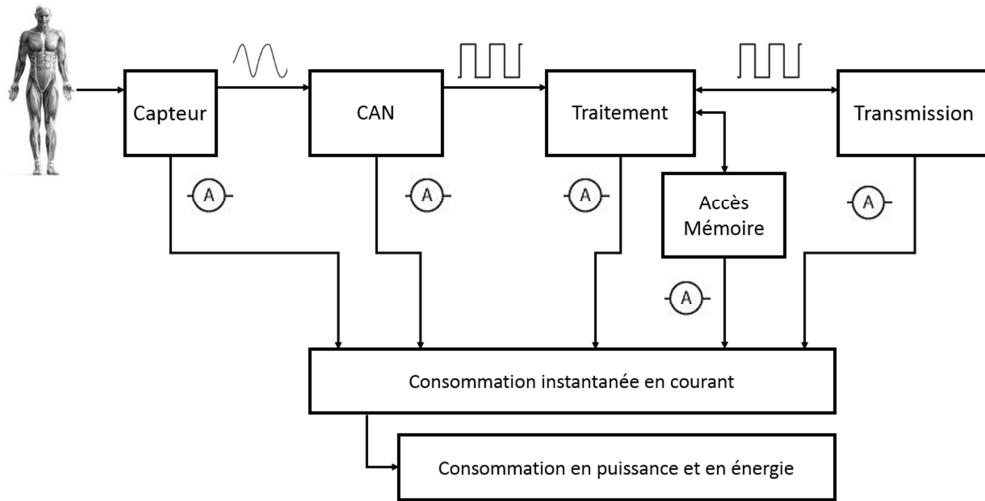


Figure 2.4 Schéma bloc du modèle de consommation construit

La modélisation de la consommation en courant d'un composant se fait en associant à chaque opération ou activité possible du nœud son impact sur

cette consommation. Cette étape se fait moyennant des fonctions codées en Matlab pour chacune. Ces fonctions peuvent être appelées :

- En permanence : il s'agit des fonctions qui sont toujours exécutées indépendamment de tout évènement tel que la mesure du paramètre physiologique et sa conversion analogique numérique
- Suite à un évènement : il s'agit d'une fonction activée par l'apparition évènement. Un exemple typique est celui des accès mémoire : écriture si la transmission est échouée, effacement si la mémoire est pleine, etc. Dans ce modèle, les évènements pris en compte sont la perturbation de la communication radiofréquence (déplacement du patient, bruit radiofréquence, etc.) et la gestion du stockage dans la mémoire (espace mémoire utilisé, taille de données sauvegardée à transmettre, etc.).

Ainsi, la consommation du composant est d'abord initialisée à zéro. Cette valeur sera modifiée selon la fonctionnalité exécutée par le nœud. Il en résulte l'établissement de la courbe de la variation de la consommation en courant en fonction du temps. Cette courbe constitue la base pour la détermination de toute l'information de consommation.

2.6 Présentation des différentes possibilités d'optimisation

Le modèle de consommation présenté dans le paragraphe précédent est enrichi par des algorithmes d'optimisation permettant d'assister le concepteur et de le guider vers une gestion optimale d'énergie.

Durant la conception d'un nœud de capteur, il est possible d'agir sur plusieurs variables tels que l'autonomie, la source d'énergie, les composants, etc. Certaines de ces variables seront définies comme paramètres en fonction des contraintes médicales ou technologiques. Le reste par contre pourra être optimisé dans le but d'assurer le meilleur compromis du point de vue énergétique.

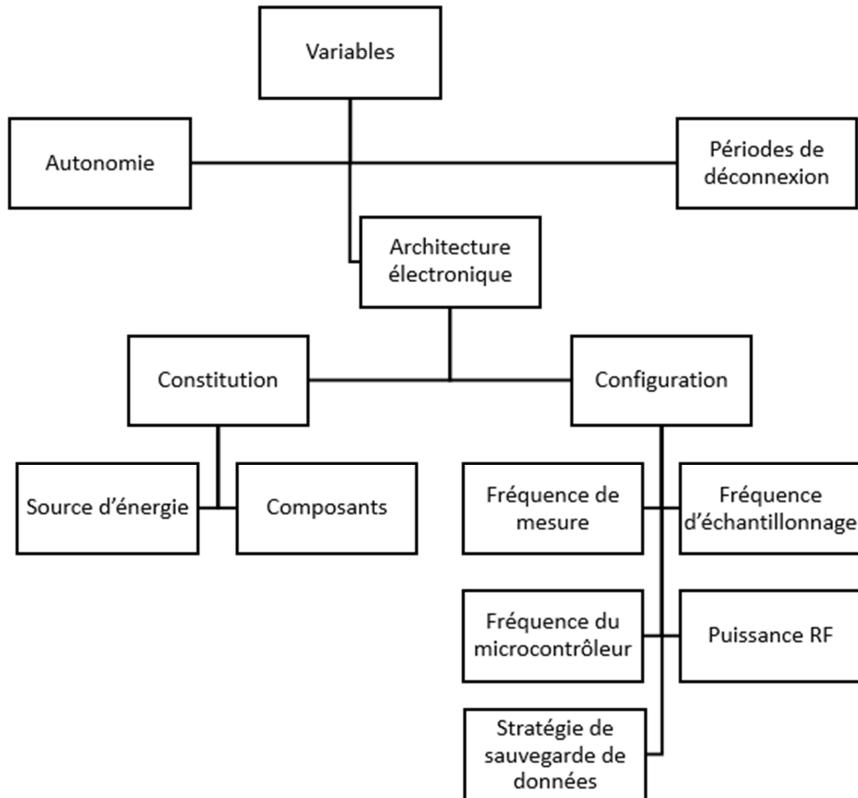
La nature de ce compromis dépend de la combinaison variables/paramètres rencontrée. Il peut s'agir du dimensionnement d'une source d'énergie ou également de la conception du nœud en totalité. Dans certains cas, la recherche de ce compromis nécessite de considérer un nombre important de possibilités au niveau des alimentations, des composants, et particulièrement de la configuration des paramètres du système (puissance de transmission, vitesse de traitement, etc.). Une recherche manuelle n'est pas donc envisageable. Un algorithme d'optimisation est requis. Il permet de parcourir intelligemment l'ensemble de ces possibilités en vue de proposer la solution optimale.

Ainsi, l'outil d'optimisation développé permet ainsi de trouver la solution optimale pour différents scénarios, c'est-à-dire, pour des combinaisons variables/paramètres différentes. Dans ce qui suit, nous présentons d'abord les variables dans un nœud de capteur avant d'expliciter les différentes fonctions d'optimisation.

2.6.1 Variables dans un nœud de capteur biomédical sans fils

La **figure 2.5** présente les variables possible lors de la conception d'un nœud de capteur. Une partie de ces variables est relative au patient alors que l'autre dépend de l'électronique du nœud.

- **Autonomie :** L'autonomie s'exprime par la durée pendant laquelle une source d'énergie donnée maintient le nœud opérationnel. Elle représente donc le rapport entre l'énergie disponible et celle consommée. Pour les applications médicales, l'idéal est évidemment de maximiser cette autonomie voire l'étendre sur toute la période de surveillance.
- **Périodes de déconnexion :** Dans un système de télésurveillance médicale, la station de base peut être rattachée à un local fixe tel que le domicile du patient. Dans ce cas, l'état de la connexion à cette station dépend directement de la routine de vie de ce patient et de ses déplacements. Cette routine de vie se traduit donc par des périodes de déconnexion. Vu que le fonctionnement du nœud varie en fonction de la transmission des données, cette grandeur influe sur sa consommation d'énergie.
- **Architecture électronique:** Le terme architecture électronique fait référence ici à la constitution et la configuration du nœud. La constitution se traduit par le choix des composants et de l'alimentation. La configuration inclue les aspects fonctionnels des éléments retenus (vitesse de traitement, puissance de transmission, etc.). Celle-ci affecte non seulement leur niveau de performance mais aussi leur consommation en énergie.

**Figure 2.5** Ensemble des variables dans un nœud de capteur biomédical sans fil

2.6.2 Algorithmes d'optimisation

L'outil d'optimisation mis en œuvre permet de trouver la solution optimale pour les scénarios du **tableau 2.1**. Cet outil est un ensemble de trois fonctions d'optimisation. L'appel de ces fonctions est géré par l'algorithme représenté dans la **figure 2.6**. Globalement, il s'agit d'identifier, selon la saisie de l'utilisateur, les variables et les paramètres. L'analyse de la combinaison variables/paramètres ainsi obtenue permet de lancer la fonction d'optimisation appropriée.

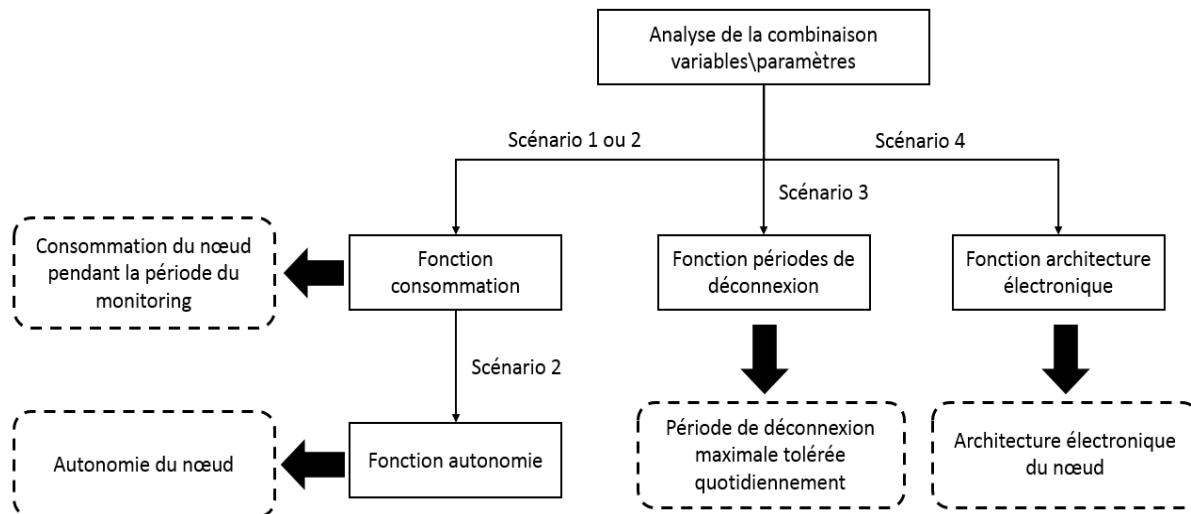
Dans ce qui suit, nous explicitons chacune de ces fonctions d'optimisation.

Tableau 2.1 Combinaison variables/paramètres pour chaque scénario

Scénario	Variables	Autonomie	Périodes de déconnexion	Architecture électronique du nœud		
				Source d'énergie	Composants	Configuration
Scénario 1						
Scénario 2						
Scénario 3						

Scénario \ Variables	Autonomie	Périodes de déconnexion	Architecture électronique du nœud		
			Source d'énergie	Composants	Configuration
Scénario 4			Variable	Variable	Variable

Légende: ■ Variable □ Paramètre

**Figure 2.6** Algorithme d'appel des fonctions d'optimisation

2.6.21 Fonction consommation et fonction autonomie

Cette fonction vise à déterminer la consommation en courant du nœud ainsi que son autonomie. Son appel suppose une routine de vie du patient établie sous la forme de périodes de déconnexion. L'architecture électronique du nœud est également prédefinie en termes de composants et de configuration. Concernant l'alimentation, deux cas sont possibles :

- Source d'énergie prédéfinie : Il s'agit dans ce cas de calculer la consommation du nœud tout au long de la période de surveillance et de déduire son autonomie pour la source d'énergie considérée.
- Source d'énergie inconnue : Dans ce cas, il n'est pas possible de calculer l'autonomie. L'algorithme s'arrête suite au calcul de la consommation.

Ainsi, la première étape de la résolution consiste à extraire la consommation en courant du nœud. Cette consommation est souvent affectée par l'état de connexion à la station de base. En effet, le fonctionnement du module RF varie en fonction de l'établissement ou pas de cette connexion. C'est le cas pour les protocoles de communication les plus utilisés dans les réseaux de capteurs tels que le ZigBee, le Bluetooth et le Bluetooth Low Energy. De plus, l'état de cette connexion détermine les accès mémoire et entraîne une variation de la consommation du nœud.

Le calcul de cette consommation tout au long de la durée du monitoring se base sur le modèle construit dans le **paragraphe 2.5**. Il tient compte du stockage dans la puce mémoire ainsi que des périodes de déconnexions imposées par la routine de vie du patient et ses déplacements.

Au cas où l'utilisateur ne définit pas de source d'énergie, cette valeur de consommation est retournée en sortie et la simulation se termine. Dans le cas opposé, l'algorithme détermine l'autonomie obtenue avec la batterie considérée. Le calcul se fait selon l'équation 2.25 :

$$t = C/I \quad (2.25)$$

Dans cette équation t représente l'autonomie en heures, C la capacité de la batterie en Ah et I la consommation moyenne en courant en A.

2.6.22 Fonction périodes de déconnexion

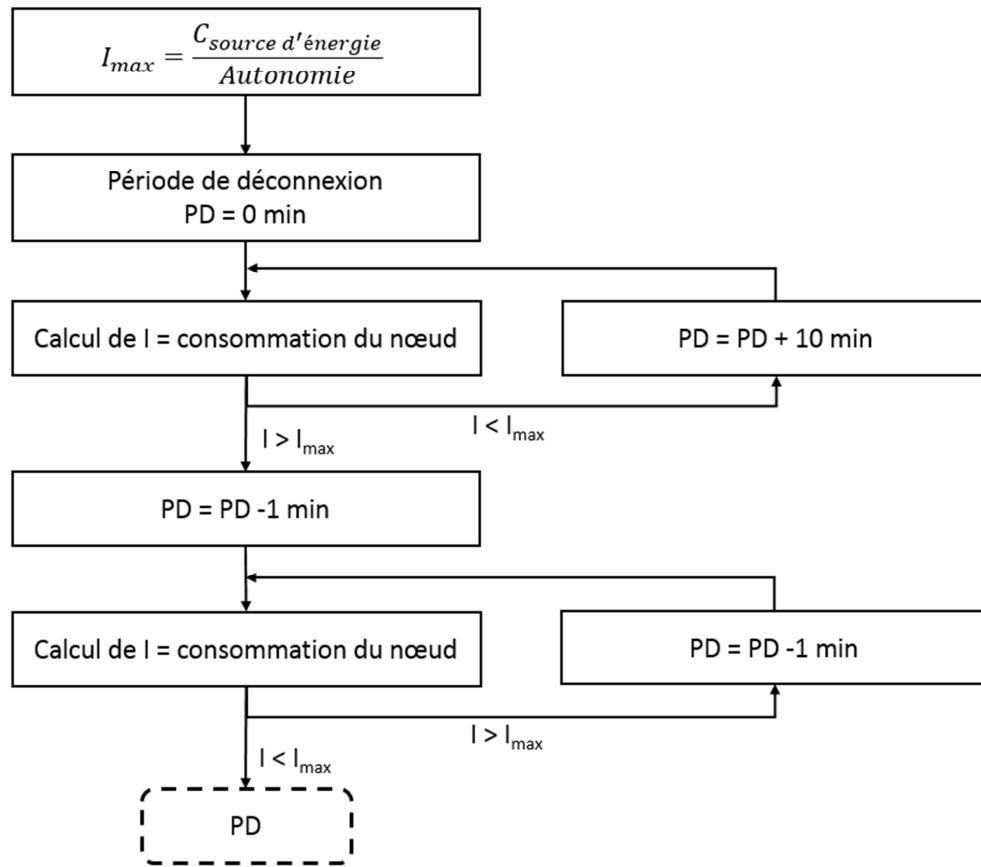
Ce scénario suppose une valeur d'autonomie à respecter. Le nœud a été déjà conçu en termes de composants, de source d'énergie ainsi que de configuration électronique. Notre objectif est de déterminer la durée de déconnexion quotidienne tolérée.

Comme la variation de la consommation en fonction de la durée de déconnexion n'est pas linéaire, un algorithme d'optimisation qui fonctionne par dichotomie a été mis en œuvre pour la résolution. Il est représenté dans la **figure 2.7**.

La première étape de cet algorithme consiste à extraire la valeur maximale de consommation I_{max} autorisée afin de respecter la contrainte d'autonomie. Elle se fait selon l'équation 2.30 en remplaçant t par la valeur d'autonomie imposée et C par la capacité de l'alimentation.

L'étape suivante est un calcul itératif divisé en deux phases :

- Première phase : Il s'agit de déterminer la consommation du nœud en incrémentant la durée de déconnexion de 10 minutes à chaque itération. Une fois cette consommation devient supérieure à I_{max} , il est possible de déduire que la valeur recherchée est comprise entre $(N-1)*10$ minutes et $N*10$ minutes où N correspond au nombre d'itération. L'algorithme passe alors à la deuxième phase.
- Deuxième phase : Le calcul pendant cette phase consiste à décrémenter la durée de déconnexion ($N*10$ minutes) d'une minute jusqu'à trouver la valeur qui correspond à une consommation strictement inférieure à I_{max} . Cette valeur est celle de la durée maximale tolérée quotidiennement.

**Figure 2.7** Organigramme de la fonction périodes de déconnexion

2.6.23 Fonction architecture électronique

Dans ce cas, une autonomie ainsi qu'une routine de vie du patient sont imposées. L'utilisateur doit donc concevoir son circuit tout en respectant ces exigences. L'explication de cet algorithme nécessite la mise en avant de la méthodologie adoptée pour déterminer les stratégies de sauvegarde de données applicables à un système.

2.6.231 Stratégie de sauvegarde des données

Il est possible d'adopter deux stratégies différentes pour la sauvegarde des données. La première consiste à sauvegarder toute l'information récoltée sans tenir compte de la transmission radiofréquence. Dans ce cas, la puce mémoire assure un registre permanent et accessible des données. Au contraire, la deuxième possibilité implique une sauvegarde au moment où la transmission radiofréquence échoue. La détermination de la stratégie la plus convenable se fait en fonction de la taille de la mémoire intégrée dans le circuit et de la fréquence des mesures.

La première étape est donc de calculer la taille des données produites tout au long de la période de surveillance. Au cas où cette grandeur est inférieure à la taille de la mémoire, les deux stratégies peuvent être adoptées. Dans le cas contraire, la taille de donnée générée pendant la période de déconnexion la plus longue est déterminée. La possibilité de contenir cette quantité d'information dans la puce mémoire implique une sauvegarde temporaire si la transmission RF est échouée. Dans le cas contraire, il faut prévoir l'intégration d'une mémoire de plus grande taille.

2.6.232 Optimisation de l'architecture électronique

L'algorithme d'optimisation proposé permet d'effectuer une ou plusieurs parmi les trois tâches suivantes :

- Choix des composants les plus économies en énergie ;
- Choix d'une source d'énergie adaptée ;
- Proposition d'une configuration électronique du système (vitesse de traitement, fréquence d'échantillonnage, etc.).

Dans ce qui suit, nous explicitons le fonctionnement de l'algorithme lors de l'exécution des trois tâches. Ce fonctionnement est représenté dans la **figure 2.8**. Dans ce cas, l'utilisateur doit choisir parmi plusieurs modules exerçant la même fonction. Il doit également configurer l'ensemble retenu et lui faire correspondre une source d'énergie adéquate. L'exécution de ces tâches par simulation vise à guider l'utilisateur vers l'architecture électronique offrant la meilleure gestion d'énergie. Elle se fait en plus de manière séquentielle.

D'abord, l'algorithme d'optimisation commence par choisir, pour chaque composant disponible dans la bibliothèque, le module commercial le plus économique en énergie. Au niveau de l'unité de stockage, ce choix est précédé par un filtrage des modules commerciaux. Il s'agit d'éliminer les puces mémoire non adaptées aux deux stratégies de sauvegarde de l'information dans le cas d'une prise de mesure selon la fréquence minimale imposée par le médecin.

L'algorithme d'optimisation propose ensuite une alimentation permettant de respecter la contrainte d'autonomie pour des performances minimales. L'étape suivante est celle de la configuration des composants. Sachant que les variables impliquées dans le nœud de capteurs peuvent être mises sous forme discrète et que la consommation en énergie est proportionnelle au niveau de performance, nous avons développé nous-mêmes un algorithme basé sur une recherche exhaustive. Des fonctionnalités supplémentaires ont été mises en œuvre pour le rendre plus intelligent et réduire son temps d'exécution.

En effet, nous avons défini une borne inférieure et une autre supérieure pour la consommation en courant du nœud. La première est imposée par l'autonomie à respecter alors que la deuxième (-10%) vise à éliminer les solutions les moins performantes.

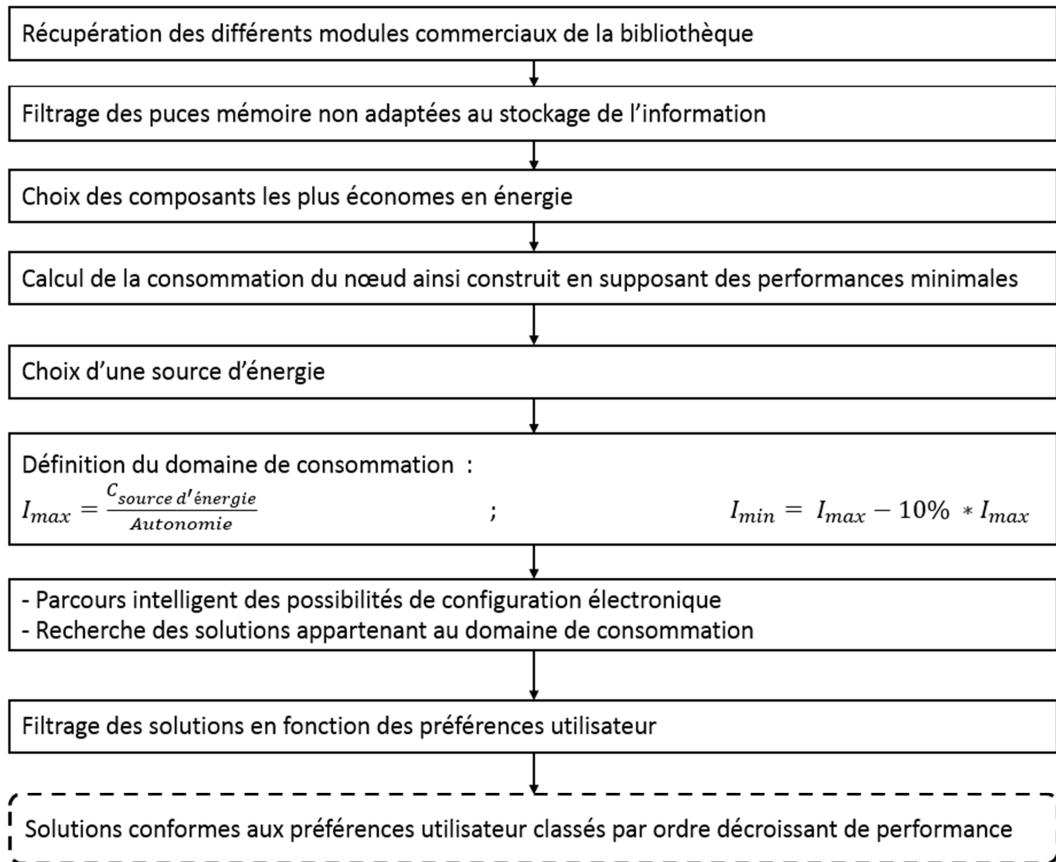


Figure 2.8 Organigramme de la fonction architecture électronique

L'algorithme commence par trier les valeurs prises par chaque variable par ordre croissant de performance. Il parcourt ensuite ces valeurs dans l'ordre tout en gardant les configurations qui correspondent au domaine de consommation défini. Une fois que la consommation dépasse la borne supérieure, les valeurs restantes pour cette même variable sont rejetées sans calcul. A noter qu'à chaque variation de la fréquence de mesure, il est nécessaire de déterminer les stratégies de sauvegarde de données applicables au système.

Un avantage de cet algorithme est la prise en compte des préférences de l'utilisateur. Ainsi, pour un concepteur qui préfère travailler avec une fréquence de traitement supérieure à 8 MHz, l'algorithme d'optimisation lui propose des solutions qui respectent à la fois ses préférences ainsi que les exigences de l'application.

2.7 Saisie d'entrées et récupération de la solution

En raison du nombre et de la diversité des paramètres impliqués dans la simulation, nous proposons dans ce paragraphe une interface utilisateur. Il s'agit en particulier de fournir une présentation organisée des entrées à saisir et une visualisation adaptée de la solution obtenue par simulation. L'avantage de cette approche est de faciliter la création, la sauvegarde et la réutilisation de systèmes.

Dans ce qui suit nous présentons d'abord le principe de l'interface développée avant d'expliquer son architecture.

2.7.1 Principe

Matlab offre une multitude de possibilités pour la création d'une interface utilisateur. La plus utilisée réside dans la boîte d'outils GUI (Graphical User Interfaces). Les autres solutions se traduisent par l'établissement d'un lien de communication avec d'autres logiciels tels que Microsoft Office, des fichiers texte, etc. Le choix d'une solution convenable se fait en fonction des besoins de l'application. Dans le cadre de ce travail, l'approche considérée pour la création d'une interface devrait assurer la gestion d'une multitude de paramètres d'entrée. Ces paramètres peuvent être sous forme de représentations numériques, de texte, de listes, etc.

Microsoft Excel, un logiciel tableur de la suite bureautique Microsoft Office, se présente comme l'outil le plus adapté à cette tâche. En effet, il permet d'abord de créer des feuilles de calcul organisées. Chacune correspond à un tableau de lignes et de colonnes pouvant contenir des valeurs (numériques ou texte) aussi bien que des formules de calcul. Il assure ainsi la gestion et l'organisation de la multitude de données impliquées dans la simulation.

En outre, Microsoft Excel offre la possibilité de développer des extensions (python, java, etc.) permettant de récupérer automatiquement les données issues de fiches techniques. Il s'agit en particulier d'identifier les structures tableau dans un document de type PDF, de les extraire et de les analyser en vue de repérer les données requises pour l'implémentation du module.

Pour toutes ces raisons, l'interface utilisateur développée consiste en un lien entre Matlab et Microsoft Excel. Selon cette approche, l'utilisateur est capable d'introduire les paramètres pour l'implémentation des composants et du problème dans un fichier Excel. Le choix des unités se fait par des menus déroulants. De plus, l'association de conditions à chaque entrée permet d'éviter toute saisie erronée. Une interaction entre l'utilisateur et l'interface est également assurée par le formatage conditionnel.

Les données saisies dans Microsoft Excel sont récupérées dans Matlab et constituent les paramètres d'entrée de l'outil de simulation. Après traitement, la solution du problème est retournée dans une feuille spécifique appartenant même fichier Excel.

Pour cette mise en œuvre, la version 2013 de Microsoft Excel a été adoptée.

2.7.2 Fonctionnement

Le fonctionnement de l'interface proposée est illustré dans le schéma de la **figure 2.9**. Il s'agit de lire à partir de deux feuilles Excel les entrées de la simulation :

- **Feuille « paramétrage de composants »** : Elle contient les données spécifiques à l'implémentation de modules commerciaux pour chaque élément du nœud : capteur, convertisseur analogique numérique, microcontrôleur, mémoire et module de communication radiofréquence. Elle permet d'introduire jusqu'à 10 modules par élément pour une simulation donnée. L'ensemble des paramètres requis pour l'implémentation de chaque élément est résumé dans le **tableau 2.2**. Selon cette approche, un module commercial est représenté par l'ensemble de valeurs saisies. Chacune de ces valeurs est récupérée dans Matlab avec l'unité choisie par l'utilisateur. Elle est par la suite convertie vers l'unité adoptée en simulation. Le module commercial est alors sauvegardé dans une librairie appropriée associée à l'outil. Il peut être appelé ultérieurement en saisissant uniquement son nom dans la case convenable.
- **Feuille « configuration du problème »** : Elle permet à l'utilisateur de spécifier les contraintes de conception ainsi que les variables à optimiser. Le **tableau 2.3** résume les entrées à saisir dans cette feuille. Ces entrées sont également récupérées dans Matlab. L'analyse de la combinaison variables/paramètres ainsi introduite permet de lancer la fonction d'optimisation appropriée en vue de proposer une solution au concepteur.

A la fin de la simulation, les solutions sont écrites, avec leurs unités, dans une feuille « Solution » du même fichier Excel.

Un tutoriel explicitant la manipulation de cette interface est présenté dans l'**annexe A**.

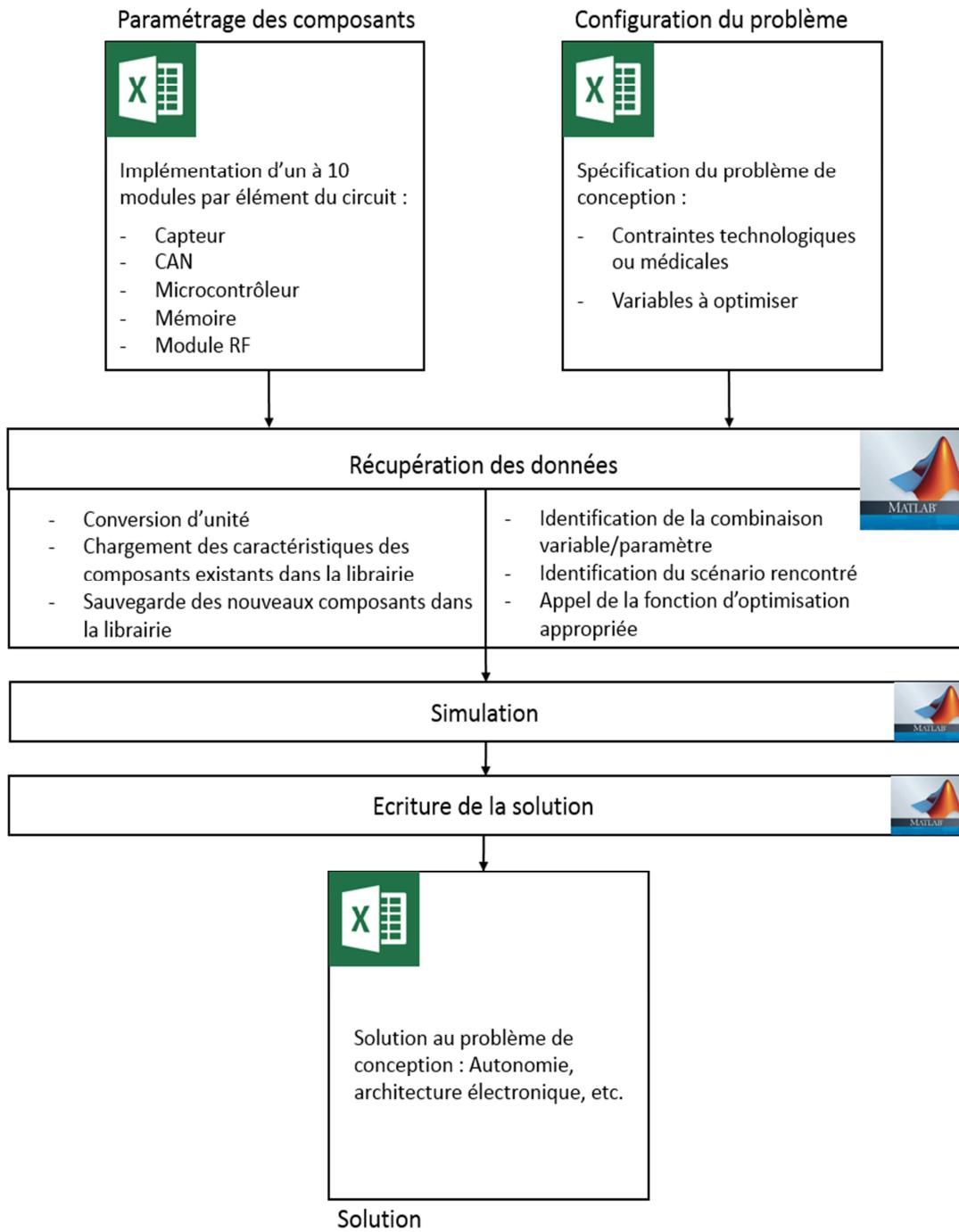


Figure 2.9 Schéma du fonctionnement de l'interface utilisateur

Tableau 2.2 Paramètres à saisir dans la feuille « paramétrage des composants »

Composant	Paramètre
Capteur	<ul style="list-style-type: none"> - Durée de conversion en signal électrique - Consommation en courant pendant les différents modes - Temps nécessaire pour les transitions entre les modes
CAN	<ul style="list-style-type: none"> - Nombre de bits - Durée de la prise et la conversion d'un échantillon - Consommation en courant pendant les différents modes - Temps nécessaire pour les transitions entre les modes
Microcontrôleur	<ul style="list-style-type: none"> - Consommation en courant pendant les différents modes - Temps nécessaire pour les transitions entre les modes
Mémoire	<ul style="list-style-type: none"> - Option de lecture, écriture, effacement : nombre d'octets, durée, etc. - Type de communication avec le microcontrôleur (SPI, I2C) - Nombre d'octets par instruction - Consommation en courant pendant les différents modes - Temps nécessaire pour les transitions entre les modes
Module RF	<ul style="list-style-type: none"> - Protocole de communication + paramètres relatifs à ce protocole (débit, taille des paquets, etc.) - Type de communication avec le microcontrôleur - Nombre d'octets par instruction - Consommation en courant pendant les différents modes - Temps nécessaire pour les transitions entre les modes

Tableau 2.3 Grandeurs à saisir dans la feuille « configuration du problème »

Grandeurs à saisir dans la feuille « configuration du problème »		
Constitution du réseau	→	<ul style="list-style-type: none"> - Nombre de nœuds - Nom attribué à chaque nœud - Codage de l'information pour chaque nœud
Nœud d'intérêt	→	Nœud dont on souhaite optimiser l'architecture
Architecture électronique	→	<ul style="list-style-type: none"> - Module commercial pour chaque élément du nœud (le crâneau est gardé vide si le choix du module se fait par simulation) - Source(s) d'énergie - Configuration électronique et préférences utilisateur
Durée du monitoring		
Autonomie		
Routine de vie du patient	→	Périodes de déconnexion quotidienne

2.8 Conclusion

Ce chapitre était consacré à la présentation de l'outil de simulation de la consommation d'énergie pour la conception des réseaux de capteurs biomédicaux. Cet outil est adapté aux deux approches de conception : la conception faible puissance et celle basée sur une gestion intelligente de l'énergie. Ainsi, la détection des valeurs crêtes de consommation en puissance s'insère dans le cadre de la conception faible puissance. Elle permet au concepteur de vérifier que sa conception respecte la puissance maximale délivrée par la source d'énergie. Dans le cas contraire, il est capable d'apporter et de tester les modifications nécessaires. En outre, les algorithmes d'optimisation interviennent et guident les choix de l'utilisateur pour une gestion optimale de la source d'énergie.

Basé sur une modélisation de la consommation en énergie du nœud, cet outil est enrichi par des algorithmes d'optimisation permettant de guider le concepteur vers une gestion optimale des ressources énergétiques. De plus, il assure une implémentation simplifiée de nouveaux composants à partir de données extraites des fiches techniques. Il permet en plus le développement d'une librairie de composants.

En tenant compte de notre objectif d'implémentation plus rapide de systèmes sans perte inacceptable de précision, nous avons choisi de construire

le modèle de la consommation du nœud dans un environnement Matlab avec une abstraction « Timed Functional ». Nous avons ainsi modélisé l'évolution de la consommation en courant au cours du temps de chaque composant ainsi que du nœud. Cette modélisation a été faite suite à l'établissement d'un cycle d'opération et l'identification de l'activité du nœud à chaque instant.

En outre, nous avons pu voir dans ce chapitre que le concepteur est capable d'agir sur trois variables dans le nœud : l'autonomie, les périodes de déconnexion et l'architecture électronique (la source d'énergie, les composants et la configuration). Certaines de ces variables sont définies comme paramètres en fonction des contraintes médicales ou technologiques. Le reste par contre peut être optimisé dans le but d'assurer le meilleur compromis du point de vue énergétique. Comme cette recherche de compromis nécessite d'envisager un nombre importants de possibilités, nous avons mis en œuvre un outil d'optimisation pour l'exécution de cette tâche. Cet outil permet de trouver la solution optimale pour trois scénarios rencontrés au cours de la conception. Il comprend donc trois fonction d'optimisation différentes. Ces fonctions ont été développées de sorte à assurer une recherche intelligente et un temps d'exécution minimal.

De plus, nous avons présenté l'utilisation de Microsoft Excel pour la saisie des entrées de la simulation et la récupération de la solution. Cette approche permet de simplifier la création, la sauvegarde et la manipulation de nouveaux systèmes.

Dans le chapitre suivant, nous présentons une application de cet outil à un noeud de capteur biomédical spécifique. L'implémentation matérielle de ce nœud et la mesure de sa consommation permettront de confronter les résultats de simulation aux mesures expérimentales afin de discuter de la validité de l'outil proposé.

Chapitre 3

Application à un nœud unique

3.1 Introduction

3.2 Exemple : Capteur de température corporelle

3.3 Vue protocolaire du Bluetooth Low Energy

3.4 Adaptation de la solution au capteur

3.5 Résultats de simulation

- 3.5.1 Estimation de la consommation du nœud et de son autonomie
- 3.5.2 Calcul de la période de déconnexion tolérée
- 3.5.3 Choix d'une source d'énergie adaptée
- 3.5.2 Dimensionnement du nœud

3.6 Mise en œuvre pratique

- 3.6.1 Prototypage du nœud
- 3.6.2 Collecte des données
 - 3.6.21 *Application PC*
 - 3.6.21 *Application Android*

3.7 Présentation des mesures expérimentales

3.8 Comparaison des résultats et mise en évidence de la consommation du BLE

- 3.8.1 Capteur et microcontrôleur
- 3.8.2 Module de communication BLE
- 3.8.3 Synthèse

- 3.9 Solution pour la réduction de la consommation :**
Algorithme à faible consommation pour la connexion BLE
- 3.9.1 Principe de l'algorithme à faible consommation retenu
 - 3.9.2 Etude théorique par simulation
 - 3.9.21 *Détermination de la durée de connexion*
 - 3.9.22 *Estimation de la consommation du nœud et de son autonomie*
 - 3.9.23 *Dimensionnement du nœud*
 - 3.9.3 Validation expérimentale
 - 3.9.4 Présentation des résultats

3.10 Conclusion

3 Application à un nœud unique

3.1 Introduction

Comparée aux mesures sur banc de test, une étude de la consommation d'énergie par simulation dès le début de flot de conception permet de minimiser les délais et l'impact financier résultant des modifications portées aux paramètres du système. Il en résulte une réduction de temps de mise sur le marché du produit en question.

Dans le chapitre précédent, nous avons introduit une nouvelle approche de modélisation rapide de la consommation d'un nœud de capteur biomédical sans fils. Cette approche a été à l'origine d'un outil de conception orienté vers la gestion de l'énergie permettant une prise de décision pertinente par simulation et donc avant implémentation matérielle. L'objectif de ce chapitre est de présenter une adaptation de cet outil à un capteur unique communiquant l'information à une station de base. Plusieurs hypothèses sont considérées afin d'associer un scénario d'application à chaque fonction d'optimisation. Une validation matérielle permet ensuite de confronter les résultats théoriques à des mesures expérimentales.

3.2 Exemple : capteur de température corporelle

Le paramètre physiologique choisi est la température corporelle du patient. En effet, sa variation par rapport à une valeur normale de 37 °C porte des indications pathologiques importantes (**tableau 3.1**).

Tableau 3.1 Effet de la variation de la température corporelle sur le patient [109]

Température (°C)	Effet sur la personne
44	Décès
43	Normalement le décès, Lésions cérébrales, arrêt cardiaque
41-42	Evanouissement, confusion, fréquence cardiaque élevée, convulsion
38-40	Transpiration, déshydratation, vomissements, maux de tête, vertiges
37	Température normale
36	Tremblements modérés
34-35	Tremblements intenses, couleur bleuâtre de la peau, perte du mouvement des doigts
29-33	Confusion, somnolence, ralentissement du rythme cardiaque, hallucinations
24-28	asphyxie, décès

La mesure de ce paramètre se fait par un capteur de température. Le module commercial choisi est le LMT86 de Texas Instruments. Malgré que ce capteur ne soit pas dédié à la mesure de la température corporelle, il présente un fonctionnement analogue aux capteurs dédiés. En effet, LMT86 est un capteur analogique linéaire dont la marge d'erreur sur la plage de température humaine ($20\text{-}42^{\circ}\text{C}$) est de $\pm 0.4^{\circ}\text{C}$. En outre, sa consommation en courant de $5 \mu\text{A}$ ainsi que sa tension d'alimentation (entre 2.2 et 5.5 V) font de lui un bon candidat pour les nœuds de capteurs à faible consommation.

En outre, notre choix de microcontrôleur s'est porté sur la série MSP430 de Texas Instruments. En particulier, nous adoptons le module MSP430FR5969. Ce microcontrôleur 16 bits intègre la mémoire non volatile FRAM mentionnée dans **le paragraphe 1.4.3 du chapitre 1**. Il se distingue par sa faible consommation en courant et une tension d'alimentation (entre 1.8 et 3.6 V) compatible avec celle du capteur. De plus, ce module intègre un convertisseur analogique numérique de 12 bits qui sera utilisé pour la numérisation du signal à la sortie du capteur.

Comme la température est représentée par une valeur numérique double précision, il est possible de la coder sur deux entiers non signés de 8 bits : un pour la partie entière et l'autre pour la partie décimale. Compte tenu de ce codage de l'information, l'unité de stockage adoptée correspond aux 2 Ko de mémoire RAM imbriqués dans le microcontrôleur. La stratégie de sauvegarde de données ainsi choisie consiste à stocker l'information uniquement lorsque la transmission radiofréquence est échouée.

Par ailleurs, nous adoptons la technologie Bluetooth Low Energy pour la transmission des mesures de température à la station de base. Cette technologie présente des caractéristiques adaptée à l'application en termes de portée de communication, consommation en énergie, sécurité, fiabilité et surtout de compatibilité avec les appareils Bluetooth (Smartphones, tablettes, etc.) En particulier, nous nous intéressons au module ble113 de Silicon Labs. Ce module se caractérise par une tension d'alimentation compatible avec les autres composants (entre 1.8 et 3.6 V) ainsi que des modes de dormance pour la réduction de la consommation.

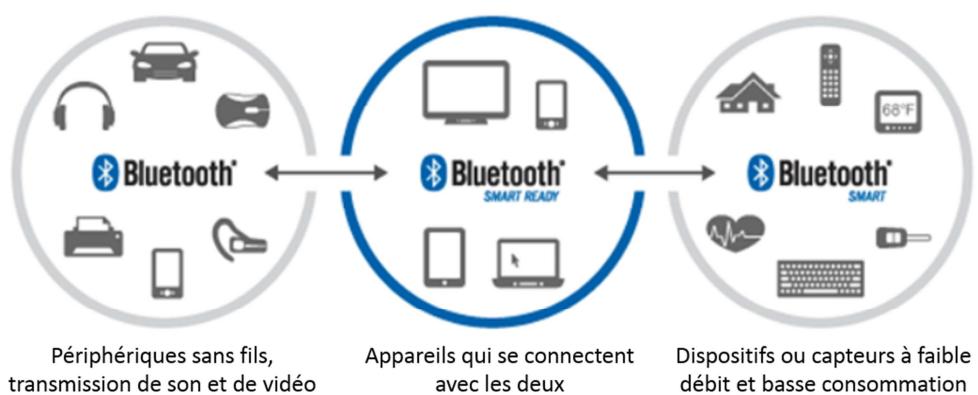
Le **tableau 3.2** résume l'assemblage du nœud. Il associe à chaque composant le module commercial choisi ainsi que le critère de sélection.

Tableau 3.2 Composition du nœud de capteur de température corporelle

Composant	Module commercial		Critère de sélection
	Nom du module	Fabriquant	
Capteur	LMT86	Texas Instruments	- Précision - Tension d'alimentation - Consommation en courant
Microcontrôleur	MSP430FR5969	Texas Instruments	- Tension d'alimentation - Consommation en courant
Module de communication RF	Ble113	Silicon Labs	- Compatibilité avec les dispositifs portables tels que les smartphone - Tension d'alimentation - Consommation en courant

3.3 Vue protocolaire du Bluetooth Low Energy

La technologie Bluetooth Low Energy est également connue sous le nom de Bluetooth LE, BLE et Bluetooth Smart. Elle est apparue avec la sortie de la version 4.0 du Bluetooth. Cette spécification définit des implantations monomode BLE ou bimode BLE/Bluetooth classique [32]. Le premier choix se traduit par des circuits allégés et à bas coût. Le second, nommé Bluetooth Smart Ready, concerne les téléphones mobiles ou les PC afin que l'interopérabilité avec tous les appareils Bluetooth soit garantie. La **figure 3.1** illustre les liens entre ces différentes solutions.

**Figure 3.1** Compatibilité des dispositifs Bluetooth

La pile protocolaire du BLE est représentée dans la **figure 3.2**. Par définition, une pile de protocoles se présente comme un ensemble de couches de protocoles de communication organisés, ordonnés, hiérarchisés, les uns à la

suite des autres. Chaque protocole de communication est constitué par des règles et des procédures qui régissent la communication radiofréquence entre un émetteur et un récepteur. Le nombre de couches varie en fonction de la technologie. Les couches les plus basses gèrent les interactions au niveau matériel. Chaque couche ajoute des fonctionnalités supplémentaires. Généralement, les applications utilisateur interagissent avec les couches supérieures.

La pile protocolaire du BLE est divisée en deux parties : contrôleur (Controller) et hôte (Host). Le contrôleur gère les basses couches protocolaires. Il s'occupe de l'accès au canal radio, de l'émission et de la réception des trames. Par contre, l'hôte se charge des hautes couches protocolaires qui aboutissent à l'application. La communication entre ces deux parties est assurée par l'interface HCI (Hardware Controller Interface). Enfin, des fonctionnalités non définies par le protocole BLE (non-core profiles) peuvent être utilisés en dessus de l'hôte. Dans le reste de ce paragraphe, chacune des couches est expliquée en détail [30, 110].

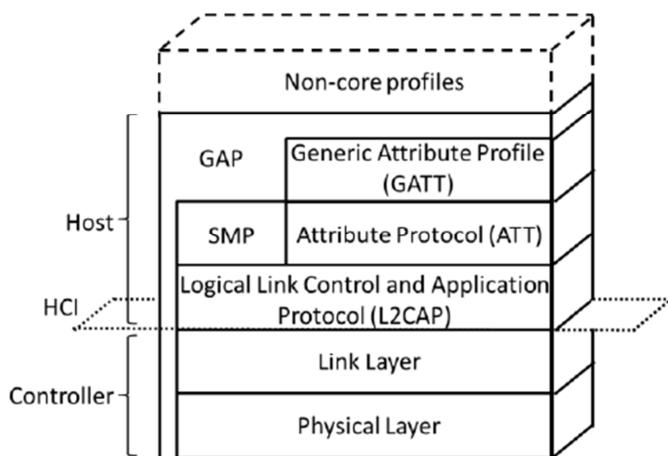


Figure 3.2 Pile protocolaire du Bluetooth Low Energy

Physical Layer:

La technologie Bluetooth Low Energy opère dans la bande ISM (Industrial Scientific Medical) 2.4 GHz. Elle définit 40 canaux RF séparées de 2 MHz. Parmi ces canaux, trois canaux de signalisation ou « advertising » sont utilisés pour la découverte de périphériques et l'établissement de la connexion. Le reste constitue les canaux de data. Ils sont spécifiques à la communication bidirectionnelle de données.

Afin d'éviter les interférences, le BLE utilise un saut adaptatif de fréquence (Adaptive Frequency Hopping Spread Spectrum). Une modulation GFSK (Gaussian Frequency Shift Keying) est adoptée pour simplifier l'implémentation.

Link Layer :

La couche Link Layer introduit deux rôles pour la connexion Bluetooth Low Energy: maître (master) et esclave (slave). Le maître est responsable de la synchronisation entre les deux appareils connectés. Il gère l'accès au canal de transmission selon la technique « Time Division Multiple Access » (TDMA). Il utilise donc une division temporelle de la bande passante, dont le principe est de répartir le temps disponible entre les différents utilisateurs. Selon cette technique, le canal physique est divisé en unités de temps nommées événements ou « events ». Le maître définit également l'algorithme de saut de fréquences ainsi que les autres paramètres de la connexion.

Un maître est capable de gérer plusieurs connexions simultanées à des esclaves différents alors qu'un esclave ne peut se connecter à plus d'un maître. Un réseau BLE est ainsi composé d'un maître et de ses esclaves. Il suit une topologie en étoile.

Logical Link Controller And Application Protocol (L2CAP) :

Le protocole L2CAP utilisé dans le BLE est une version simplifiée et optimisée basée sur celle du Bluetooth classique. Son rôle est de fournir des canaux logiques pour le multiplexage de divers protocoles sur la même liaison physique.

Security Manager Protocol (SMP) :

Au niveau de cette couche, le hôte gère tous les aspects liés à la sécurisation du lien.

Generic Access Profile (GAP) :

La couche GAP est responsable de l'établissement du lien et de la supervision de la connexion entre deux appareils. Elle définit quatre rôles : broadcaster, scanner, périphérique, central. Expliciter ces différents rôles nécessite une compréhension des deux modes de fonctionnement défini par le BLE : le mode connecté et le mode signalisation.

En mode signalisation, le module, nommé « advertiser », émet des trames successivement sur trois canaux dédiés. Ces trames sont accessibles à tout appareil (nommé initiateur ou « initiator ») à l'écoute sur ces mêmes canaux. Ce procédé répétitif est nommé évènement de signalisation ou « advertising event ». L'intervalle de temps entre deux évènements consécutifs est l'intervalle de signalisation ou « advertising interval ». Suite à la réception d'une trame de signalisation, un initiateur peut transmettre une requête de connexion aboutissant ainsi à un établissement d'une connexion BLE. Cette requête contient toutes les informations relatives à la connexion (par ex. l'algorithme de saut de fréquences). Une fois la connexion BLE établie, le transfert de données aura lieu grâce à des trames positionnées dans des

événements de connexion ou « connection event ». L'intervalle de temps entre deux événements est l'intervalle de connexion ou « connection interval ». La communication bidirectionnelle entre deux appareils BLE peut comprendre des paquets d'information aussi bien que des paquets pour maintenir la connexion.

En se basant sur ce fonctionnement, le BLE définit les rôles suivants :

- Broadcaster : destiné à des applications émettrices, un Broadcaster moyenne des trames de signalisation pour diffuser l'information. Il ne gère pas le mode connecté.
- Scanner : Ce rôle est dédié aux applications capables uniquement de recevoir. Il est basé sur la réception de données diffusées par signalisation. Comme pour un Broadcaster, le mode connecté n'est pas autorisé.
- Pérophérique : Il est destiné aux appareils qui supportent une connexion unique et qui constituent donc des esclaves.
- Central : Ce rôle est capable de gérer plusieurs connexions simultanées avec des appareils périphériques. Il est spécifique au maître.

Attribute protocol (ATT) :

Les profils Bluetooth Low Energy exposent l'état d'un périphérique. Cet état est mis sous la forme d'une ou plusieurs valeurs appelées Attributs. Le protocole d'accès à ces attributs est appelé ATT ou « Attribute Protocol ».

Le protocole d'attribut utilise une architecture de serveur client et présente donc deux rôles. Le premier, celui du serveur, concerne le périphérique qui expose les informations sous la forme d'un ou plusieurs attributs. Le second est spécifique au client qui collecte les informations d'un ou plusieurs serveurs. Souvent, Le maître est le client alors que l'esclave est le serveur.

Un attribut est identifié par un UUID qui peut être :

- UUID de 16 bits défini dans les spécifications du BLE (<http://developer.bluetooth.org/>)
- UUID de 128 bits spécifiques au fabricant, qui peuvent être générés en ligne ([Http://www.uuidgenerator.com/](http://www.uuidgenerator.com/))

De plus, il possède des autorisations telles que :

- Accessible en lecture / Non accessible lecture
- Accessible en Écriture / Non accessible écriture
- Lisible et accessible en écriture / Non lisible et non accessible en écriture

Enfin, un attribut peut exiger une authentification, ou une autorisation ou un cryptage et appairage pour lire/écrire.

Generic Attribute Profile (GATT) :

Le profil GATT a une structure de serveur client semblable à celle du protocole d'attribut. Cependant, le GATT encapsule les données (attributs) dans des services et les présente sous la forme de caractéristiques.

Ainsi, chaque service est identifié par un UUID et contient un ensemble de caractéristiques. La valeur incluse dans la caractéristique est la valeur recherchée par le client tel que la température, la fréquence cardiaque, etc. De nombreux services sont standardisés. Leur utilisation assure une interopérabilité entre les différents fabricants. Toutefois, une application est libre de définir ses propres services.

Accéder à une caractéristique peut se faire moyennant une requête transmise au serveur. C'est le cas pour la lecture et l'écriture. Deux autres solutions sont possibles : les indications et les notifications. Dans ce cas, tout changement de valeur de la caractéristique est automatiquement transmis au client. Ces solutions sont les plus adaptées aux mesures périodiques. La différence entre les deux réside dans le fait que les indications supposent un accusé de réception. Elles sont donc utilisées pour la transmission d'information critique. Leur inconvénient est un débit réduit par rapport aux notifications.

3.4 Adaptation de la solution au capteur

L'utilisation de cette solution nécessite dans un premier temps de l'adapter au nœud en question. Cette étape se fait en introduisant les caractéristiques de fonctionnement et de consommation de chacun des composants du nœud sous la forme de paramètres. Ces caractéristiques sont en partie relevées des fiches techniques et en partie déterminées par la configuration électronique du nœud (fréquence d'échantillonnage, puissance de transmission, etc.).

Concernant le module de transmission radiofréquence, les paramètres requis pour l'implémentation du module dépendent du protocole de communication adopté. Nous explicitons dans le reste de ce paragraphe l'adaptation de la solution au protocole Bluetooth Low Energy en relevant les paramètres requis pour l'implémentation du module ble113.

La couche GAP de la pile protocolaire du BLE définit deux modes de fonctionnement : le mode signalisation et le mode connecté. L'adaptation de l'outil à ce protocole consiste donc à modéliser la consommation du module pendant ces deux modes. Le passage d'un mode à l'autre se fait en fonction de la routine de vie du patient, en particulier ses déplacements. En effet, pendant les périodes de déconnexion, la connexion entre la station de base et le nœud n'est pas établie. Le module RF du nœud est en mode signalisation. Les mesures sont alors stockées en mémoire RAM pour les transmettre une fois la connexion rétablie. Pendant le reste de la journée, ce module est en mode connecté et assure la transmission des mesures à la station de base. La modélisation de ces deux modes est basée sur les travaux faits par Cho et al. dans [111] et par Liu et al. dans [112].

- Mode signalisation : Ce mode est constitué en une succession d'évènements de signalisation séparés par l'intervalle de signalisation. Pendant un évènement, le module de communication Bluetooth Low Energy intégré dans le nœud émet des trames successivement sur trois canaux dédiés. Après chaque émission, il passe en mode écoute (réception) en attente d'une requête de connexion provenant de la station de base. La **figure 3.3-a** illustre le profil de consommation pendant ce mode. Le **tableau 3.3** associe à chaque étape les actions effectuées.
- Mode connecté : Ce mode est constitué par une succession d'évènements de connexion séparés par l'intervalle de connexion. Pendant un évènement, le module radiofréquence du nœud reçoit un paquet de la station de base et transmet un autre. Cet échange de paquets peut contenir de l'information ou être simplement pour la maintenance de la connexion. La **figure 3.3-b** illustre ce fonctionnement. De même le **tableau 3.3** explicite chacune des étapes de fonctionnement.

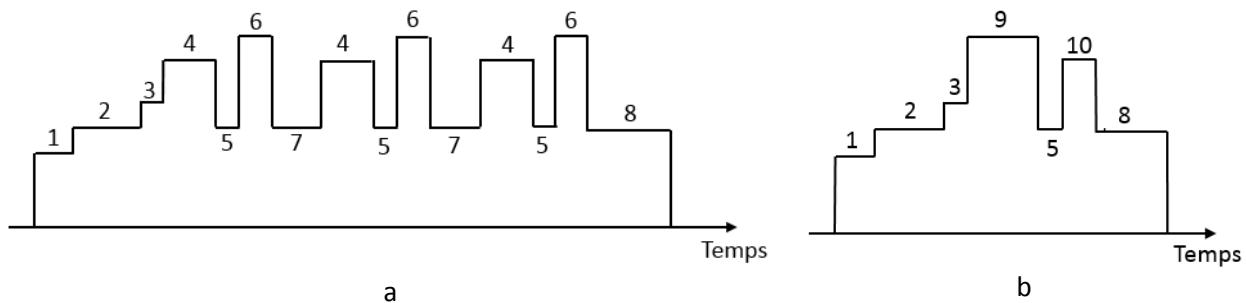


Figure 3.3 Profil de consommation en puissance du protocole Bluetooth Low Energy pendant les modes

- a. signalisation
b. connecté

Tableau 3.3 Actions effectués par un module Bluetooth Low Energy pendant les différentes étapes des évènements de signalisation et de connexion

Etape	Action
1	Réveil
2	Prétraitement,
3	Démarrage des radios pour préparer à la transmission et la réception
4	Transmission d'un paquet de signalisation sur un canal spécifique à la signalisation
5	Passage du mode transmission au mode réception
6	Ecoute sur le même canal en attente d'une réponse de la station de base

7	Passage à un autre canal pour l'envoi du paquet de signalisation
8	Traitements pour le passage en mode dormant et
9	Réception d'un paquet de la station de base
10	Transmission d'un paquet à la station de base

Pour les deux modes, les annotations temporelles, sont obtenues à partir des fiches techniques pour les transitions, et d'après l'équation 2.19 pour le temps passé dans les modes transmission et réception.

Enfin, les paramètres requis pour l'implémentation d'un module de communication Bluetooth Low Energy sont : les intervalles de signalisation et de connexion, les consommations pendant les différents modes ainsi que les transitions.

3.5 Résultats de simulation

Ayant explicité le protocole de communication BLE ainsi que la méthodologie suivie pour adapter l'outil de simulation à un capteur donné, on présente dans ce qui suit les résultats obtenus par simulation. Les **figures 3.4** et **3.5** représentent respectivement une routine de vie d'un patient ainsi qu'une configuration électronique du nœud. Les deux ont été choisis arbitrairement et seront pris par hypothèse en présentant des applications aux fonctions d'optimisations.

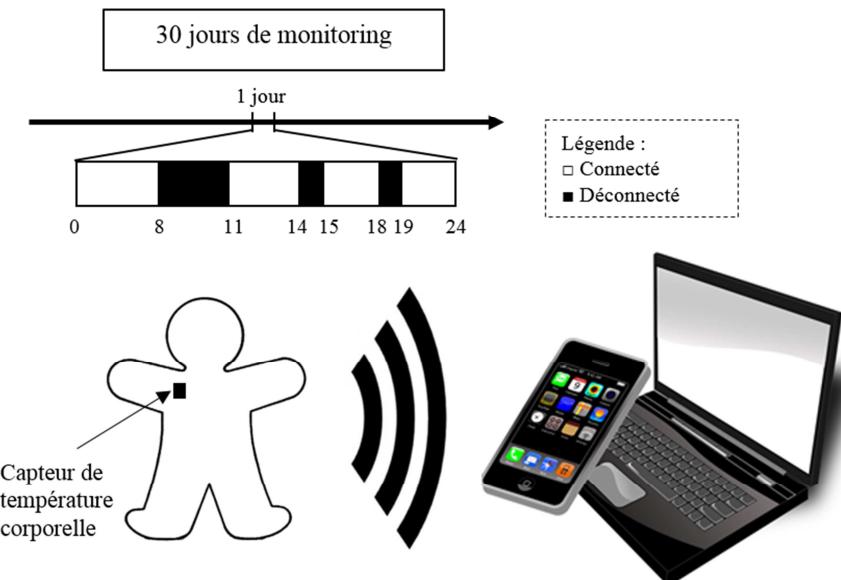
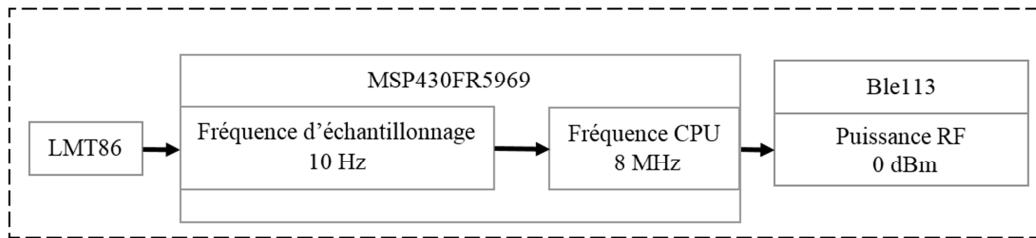


Figure 3.4 Périodes de déconnexions issues d'une routine de vie de patient prise par hypothèse

**Figure 3.5** Configuration électronique du nœud prise par hypothèse

3.5.1 Estimation de la consommation du nœud et de son autonomie

Une mesure de température est prise chaque une minute. La routine de vie du patient ainsi que la configuration électronique du nœud correspondent aux représentations de la **figure 3.5**. La stratégie adoptée pour la sauvegarde des données dans la mémoire RAM consiste à stocker l'information au cas où la transmission à la station de base échoue. La fonction « **consommation** » permet de calculer la consommation moyenne du nœud pendant la durée du monitoring.

La **figure 3.6** représente la consommation en courant du capteur, du convertisseur analogique numérique ainsi que du processeur. Concernant le module RF, sa consommation est fonction de l'état de la connexion à la station de base. Cette consommation est visible sur la **figure 3.7** pour les deux modes de fonctionnement connecté et signalisation. L'intervalle de signalisation a été fixé à une valeur de 320 ms, celle prise par défaut dans le module ble113. De plus, un intervalle de connexion de 75 ms a été adopté (valeur par défaut pour une connexion avec le dongle bled112 de Silicon Labs).

La visualisation de ces courbes permet à l'utilisateur de déterminer les pics de consommation en courant de chaque composant et donc du nœud. Le courant moyen consommé pendant les 30 jours de monitoring correspond à 329.085 µA.

Cette consommation est acceptable pour les dispositifs portables. En effet, la fonction « **autonomie** » indique qu'une batterie CR1130 de capacité 70 mAh, de dimensions ϕ 11.6 mm * 3 mm et de masse 1.1 g, assure une autonomie de 9 jours.

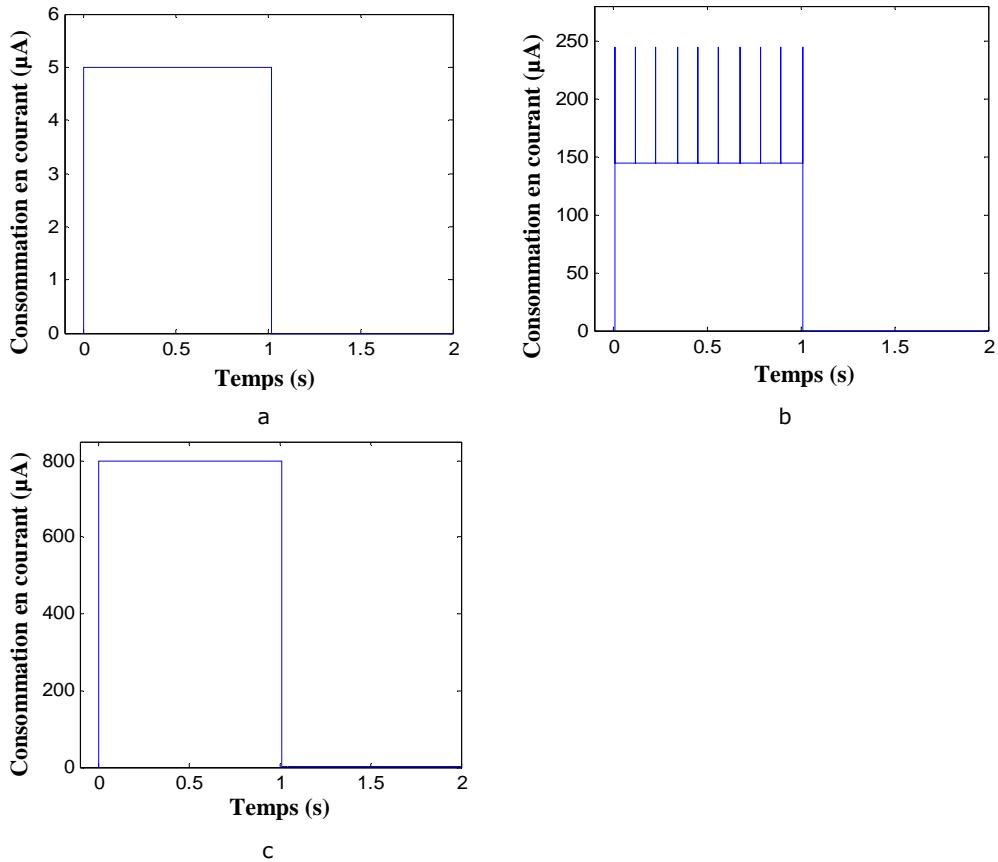


Figure 3.6 Courbe de consommation en courant pour les éléments constitutifs du nœud

- a. Capteur
- b. Convertisseur analogique numérique
- c. Microcontrôleur

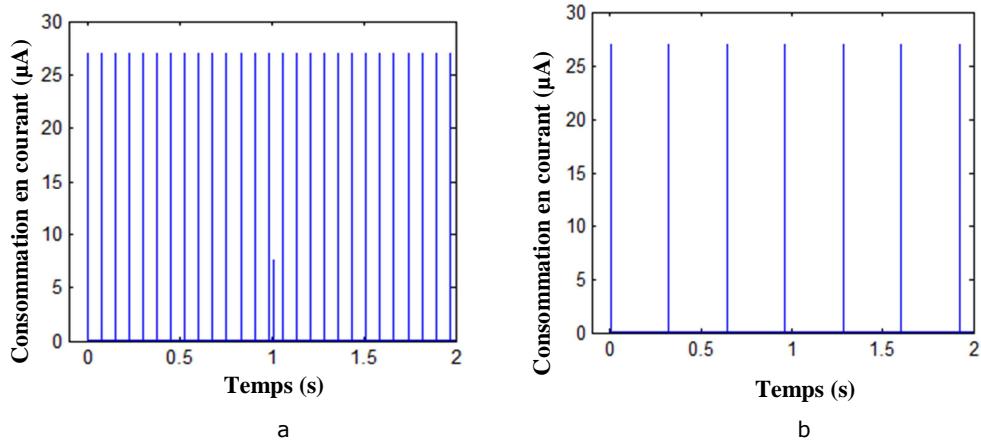


Figure 3.7 Courbe de consommation en courant pour le module de communication

- BLE
- a. en mode connecté
- b. en mode signalisation

3.5.2 Calcul de la période de déconnexion tolérée

Pour ce scénario, une autonomie de 30 jours est exigée. L'architecture électronique du nœud est définie en termes de composants (**figure 3.4**) et d'alimentation (batterie CR2032). La fonction « **périodes de déconnexion** » permet de calculer la durée de déconnexion quotidienne autorisée pour respecter la contrainte d'autonomie. Dans ce cas de figure, cette durée correspond à 6 heures et 14 minutes.

3.5.3 Choix d'une source d'énergie adaptée

Dans ce cas, l'autonomie devra respecter une valeur minimale de 30 jours. Ce scénario suppose en plus des périodes de déconnexion déjà établies (**figure 3.4**). L'architecture électronique du nœud est également définie (**figure 3.5**) à l'exception de l'alimentation. Un choix de sources d'énergie parmi plusieurs batteries doit donc être fait : CR927 (30 mAh), CR1130 (70 mAh), CR2032 (230 mAh), CR2450 (620 mAh). Ces batteries, en forme de boutons, génèrent une tension de 3V et se caractérisent par des dimensions réduites adaptées aux dispositifs portables. La fonction « **architecture électronique** » propose au concepteur la source d'énergie permettant de respecter les contraintes de l'application. Pour cette hypothèse, cette batterie est la CR2450.

3.5.4 Dimensionnement du nœud

Dans ce cas de figure, une autonomie de 30 jours est exigée. De plus, les périodes de déconnexion sont imposées par la routine de vie quotidienne du patient (**figure 3.4**). En outre, le concepteur dispose de deux microcontrôleurs de la même série MSP430 : MSP430FR5969 et MSP430FR5739. Ces deux microcontrôleurs sont suffisamment puissants pour l'application considérée. Ils intègrent la mémoire non volatile FRAM, ainsi que les périphériques requis (convertisseur analogique numérique, communication, etc.). Ils sont également compatibles avec le système au niveau de la tension d'alimentation. Cependant, le premier se caractérise par une consommation en courant plus grande en mode actif mais inférieure en mode dormant (**tableau 3.4**). Un choix de sources d'énergie parmi les batteries proposées dans le paragraphe précédent doit être également fait.

Ainsi, le concepteur doit dimensionner son système tout respectant la contrainte d'autonomie. La fonction « **architecture électronique** » propose une solution conforme aux contraintes de l'application aussi bien qu'aux préférences du concepteur. L'architecture proposée comporte un microcontrôleur MSP430FR5969 et une batterie CR2032. Le **tableau 3.5** résume l'ensemble des configurations de composants acceptables. La **figure 3.8**

montre la diminution de l'écart de consommation avec chaque itération de l'algorithme de résolution assurant ainsi une convergence vers la solution désirée.

Tableau 3.4 Les caractéristiques de consommation des processeurs MSP430 de TI

Module	Consommation en courant	
	Mode actif	Mode dormant (LPM3)
MSP430FR5739	81.4 μ A/MHz	6.3 μ A
MSP430FR5969	100 μ A/MHz	0.4 μ A

Tableau 3.5 Solutions proposées par l'algorithme d'optimisation pour la conception d'un nœud de capteur de température corporelle communiquant par BLE

Configuration électronique du nœud			
Intervalle de mesure	Fréquence CPU	Fréquence d'échantillonnage	Puissance RF
Préférences utilisateur			
\leq 10 minutes	-	\geq 1 kHz	0 dBm
Solutions proposées			
5 minutes	16 MHz	10 kHz	0 dBm
5 minutes	16 MHz	1 kHz	0 dBm
2 minutes	4 MHz	10 kHz	0 dBm
1 minutes	1 MHz	10 kHz	0 dBm

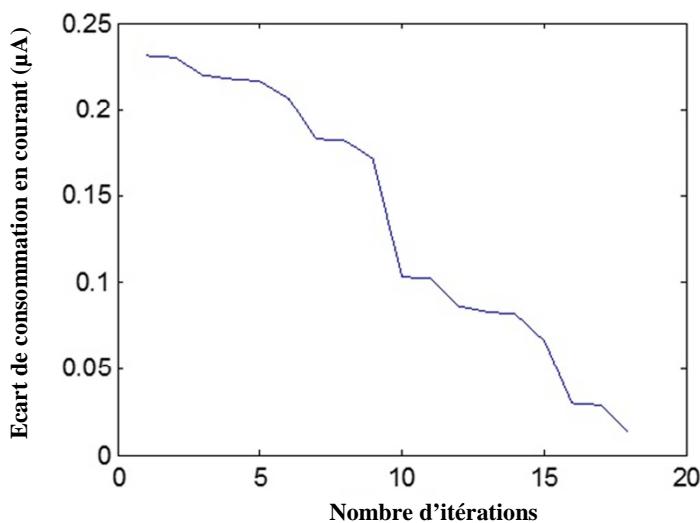


Figure 3.8 Convergence de l'algorithme d'optimisation vers la solution désirée

3.6 Mise en œuvre pratique

La mise en œuvre pratique consiste à développer une architecture matérielle analogue à celle présentée dans la simulation. Elle permet de mesurer expérimentalement la consommation afin de confirmer la validité de l'outil de simulation proposé dans cette thèse.

3.6.1 Prototypage du nœud

La première étape de la validation expérimentale se traduit par le prototypage du nœud de capteur présentée dans le **paragraphe 3.2**. Elle est réalisée avec les kits de développements des modules MSP430FR5969 et ble113 (**figure 3.9**).

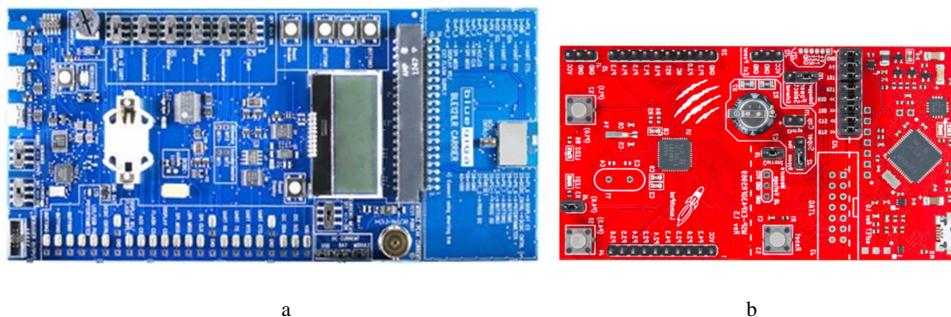


Figure 3.9 Kits de développement pour les modules

a. ble113 de Silicon Labs

b. MSP430FR5969 de Texas Instruments

L'activité du nœud développé suit le cycle d'opération introduit dans le **chapitre 2** :

- **Réveil** : L'aspect périodique de ce fonctionnement est régi par l'horloge temps réel (RTC ou « Real-Time Clock ») du microcontrôleur. La fréquence de mesure est définie à partir de cette horloge. Une interruption programmée sur ce périphérique permet donc de réveiller périodiquement le microcontrôleur. Cet élément est responsable de la gestion du fonctionnement du nœud : réveil et mise en veille des autres éléments.
- **Mesure** : La conversion du signal physiologique de température en un signal électrique se fait dans le capteur LMT86. Ce composant est alimentée à partir l'un des pins du microcontrôleur vu que sa consommation en courant est inférieure à 6 mA. Le microcontrôleur est donc capable de gérer son fonctionnement. Il met le pin en question en état élevé afin de l'alimenter et de lancer la conversion en tension électrique. Cette conversion se fait pendant 1 seconde permettant ainsi une représentation fidèle de la température surtout que le capteur est déjà en contact avec la peau. En mode veille, l'alimentation est coupée

pour économiser de l'énergie. Cette gestion du fonctionnement du capteur tient compte d'un temps de démarrage de 1.9 ms.

- **Conversion analogique numérique :** Le signal à la sortie du capteur est échantillonné dans le convertisseur analogique numérique du microcontrôleur à une fréquence de 10 Hz.
- **Traitements :** Un traitement a lieu dans le microcontrôleur afin de récupérer la valeur de la température. Ainsi, la valeur moyenne de la tension à la sortie du capteur est déterminée à partir de la moyenne de ces échantillons. Ensuite, La valeur de température mesurée est déduite en se basant sur le tableau de correspondance présenté dans la fiche technique du capteur. Cette valeur est alors codée sur 16 bits : 8 bits pour chaque partie entière et décimale. Elle est enfin transmise par UART au module ble113.
- **Transmission BLE :** Vue l'adoption du protocole de communication BLE, il est nécessaire de définir en un premier temps un profil BLE afin d'exposer l'état du nœud et les données à transmettre. Ce profil est implémenté en BGScript avec le logiciel BLE SW Update Tool installé sur une plateforme Windows. Il consiste en un service « Body Temperature » propre à l'application. La mesure de température est accessible par une caractéristique « Body Temperature Measurement » définie dans ce service. Cette caractéristique a la propriété d'être indiquée. Une fois les indications activées, toute mise à jour de la valeur mesurée dans le module ble113 sera transmise à la station de base. Cette transmission suppose un accusé de réception. Ce profil est montré dans la **figure 3.10**.
- **Accès mémoire :** Une sauvegarde temporaire des données se fait dans la RAM au cas où le module ble113 n'est pas connecté à la station de base. Une fois la connexion rétablie, l'information en question est passée au module ble113 pour transmission.

Afin d'assurer une consommation minimale, les mesures suivantes ont été prises :

- Désactivation des périphériques (compteurs, UART, etc.) lorsqu'ils ne sont pas utilisés.
- Programmation des entrées/sorties GPIO non utilisée en mode entrée avec un pull down afin d'éviter les fuites de courant.

A noter que la programmation du microcontrôleur a été faite en C bas niveau (low-level C) avec le logiciel Code Composer Studio 6.0 installé sur une plateforme Windows.

```

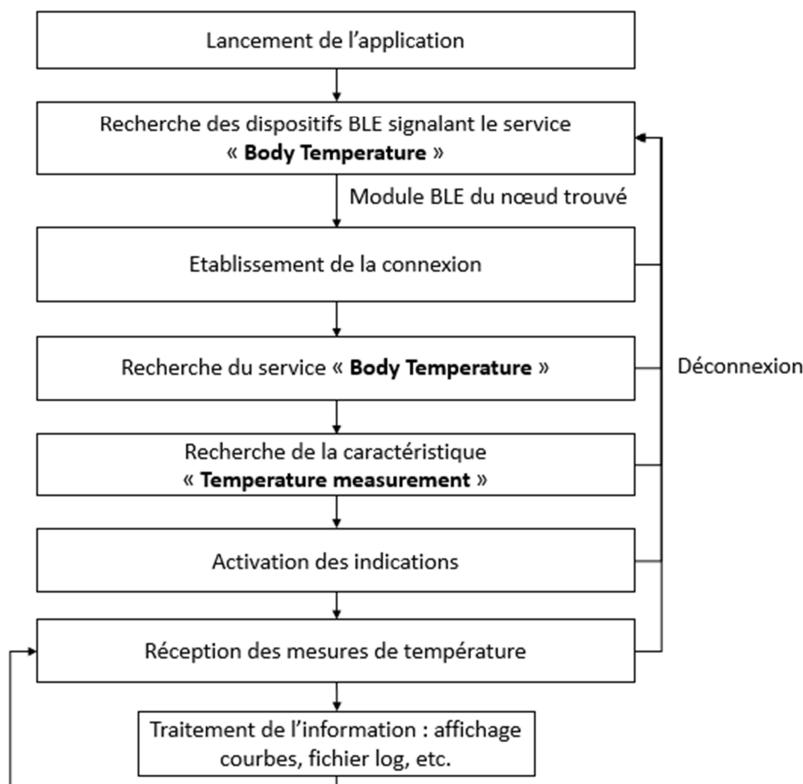
1  <?xml version="1.0" encoding="UTF-8" ?>
2  <configuration>
3      <service uuid="10a7d846-241f-4091-9e35-1e5965fe55e3" advertise="true" >
4          <description> Body Temperature </description>
5          <characteristic uuid="96652088-dc0a-4bc4-9641-c073252b983e" id="temp_meas">
6              <description> Temperature Measurement </description>
7              <properties indicate = "true" />
8              <value length = "20" variable_length = "true" />
9          </characteristic>
10     </service>
11 </configuration>

```

Figure 3.10 Profil BLE développé pour la mesure de la température corporelle

3.6.2 Collecte des données

La deuxième étape de la mise en œuvre pratique est la création d'un exécutable permettant de collecter les données issues du nœud et de les afficher. Dans ce qui suit, nous présentons deux applications : une pour PC et une autre pour Smartphone (Android). Ces deux applications suivent l'algorithme de la **figure 3.11**.

**Figure 3.11** Algorithme de fonctionnement des applications de collecte de données

3.6.21 Application PC

Cette application est compatible avec les ordinateurs dotés d'une interface de communication Bluetooth 4.0 ou plus récent. L'absence d'un tel périphérique peut être compensée par un dongle Bluetooth Low Energy. Dans les deux cas, le module rattaché au PC constitue le maître. L'idée de base est donc de mettre en œuvre un exécutable capable de communiquer avec ce module et de régir son fonctionnement.

L'application créée lance d'abord une recherche des dispositifs BLE à proximité signalant la disponibilité du service de la température corporelle. Le maître se connecte alors au module ble113 du nœud. Il recherche ensuite le service « Body Temperature ». Dans ce service, il trouve la caractéristique qui correspond à la mesure de température et active les indications. La valeur mesurée est alors régulièrement transmise à la station de base en fonction de la période de mesure définie. Une courbe permet d'en visualiser la variation en temps réel. De plus, un fichier texte associe à chaque valeur, la date de mesure.

Cette application, dont une capture d'écran est montrée dans la **figure 3.12**, est basée sur le module bled112, un dongle BLE proposé par Silicon Labs. Elle a été codée en Python 2.7 sur une plateforme Windows afin de profiter des librairies permettant de tracer des courbes, d'écrire dans des fichiers texte, etc.

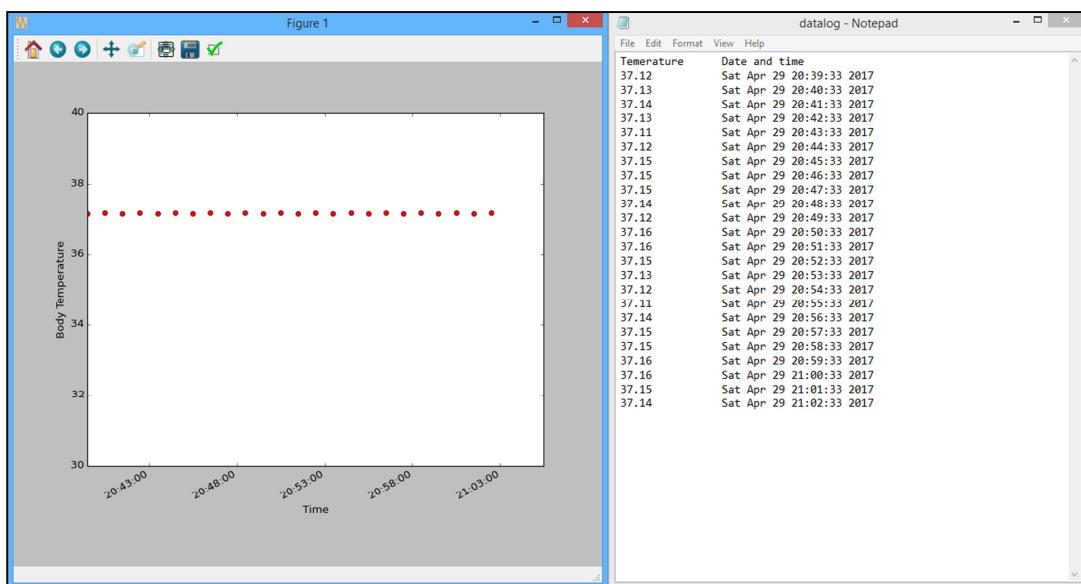


Figure 3.12 Capture d'écran de l'application PC de collecte des données

3.6.22 Application Android

La création de cette application a été motivée par l'intégration des smartphones dans la vie quotidienne des individus. Ainsi, adopter un smartphone comme station de base maintient la connectivité du nœud pendant les déplacements hors domicile du patient. De plus, il permet de profiter des liens GSM et

Internet pour communiquer l'information aux spécialistes et déclencher une alarme médicale si nécessaire.

Android est un système d'exploitation mobile ouvert (« open source ») basé sur le noyau Linux et développé actuellement par Google. Le système est utilisé dans une multitude de smartphone et tablettes tactiles : LG, Samsung, HTC, Nexus, Motorola ... Une application Android offre donc une diversité de choix de stations de base assurant ainsi une flexibilité d'utilisation. Plusieurs versions du système d'exploitation Android ont été mises en œuvre. Chacune est associée à un niveau API ou « API level » [113]. Le BLE a été introduit avec le système d'exploitation Android 4.3 – Jelly Bean. Des classes et des fonctions spécifiques ont été définies afin de gérer les opérations BLE : faire un scan, se connecter à un dispositif, découvrir un service, lire/écrire des caractéristiques [114] ...

L'application en question a été développée sous Android Studio, un IDE (Integrated Developpement Environment) lancé en 2013. Android Studio offre la possibilité de créer une interface graphique propre à l'application et de la prévoir sur différentes tailles d'écran. Il permet également de simuler l'application ou de la tester sur un téléphone portable [115, 116].

L'application possède une interface graphique. Une fois lancée, elle demande la permission de mettre en marche le module Bluetooth rattaché à la station de base (**figure 3.13-a**). L'appui sur la touche « scan » permet à l'utilisateur de visualiser les dispositifs BLE à proximité signalant la disponibilité du service de mesure de la température corporelle (**figure 3.13-b**). Une connexion est initiée en appuyant sur le nom d'un « advertiser ».

L'interface prend par la suite une forme similaire à celle de la **figure 3.13-c**. Elle affiche l'adresse du dispositif esclave, l'état de la connexion et les données reçues. En bas de l'écran, les différents services et leurs caractéristiques sont décrits dans une liste extensible. Selon la propriété (lire/notifier/indiquer) de la caractéristique activée, le code approprié est exécuté. Comme la propriété de la caractéristique « Temperature Measurement » est d'être indiquée, l'activation des indications par le maître permet une mise à jour périodique de la valeur mesurée. L'information est affichée sur l'écran (**figure 3.13-d**).

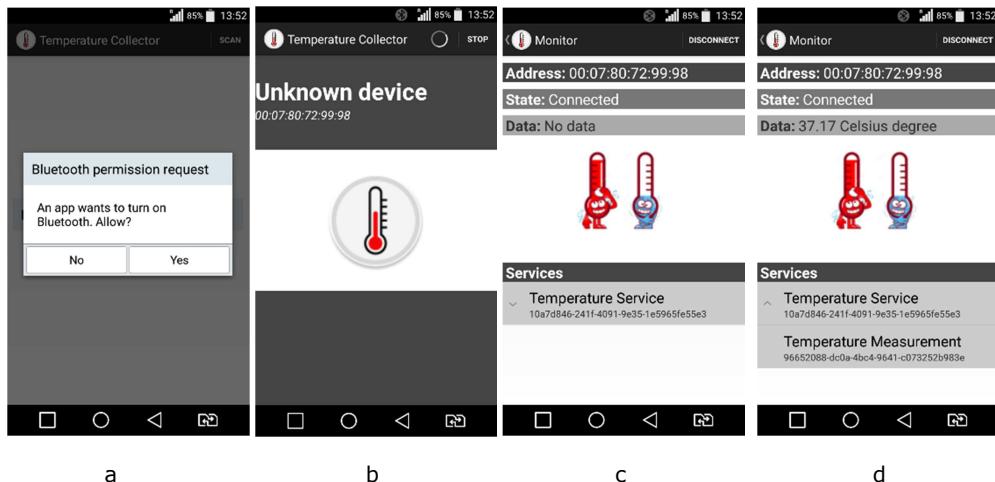
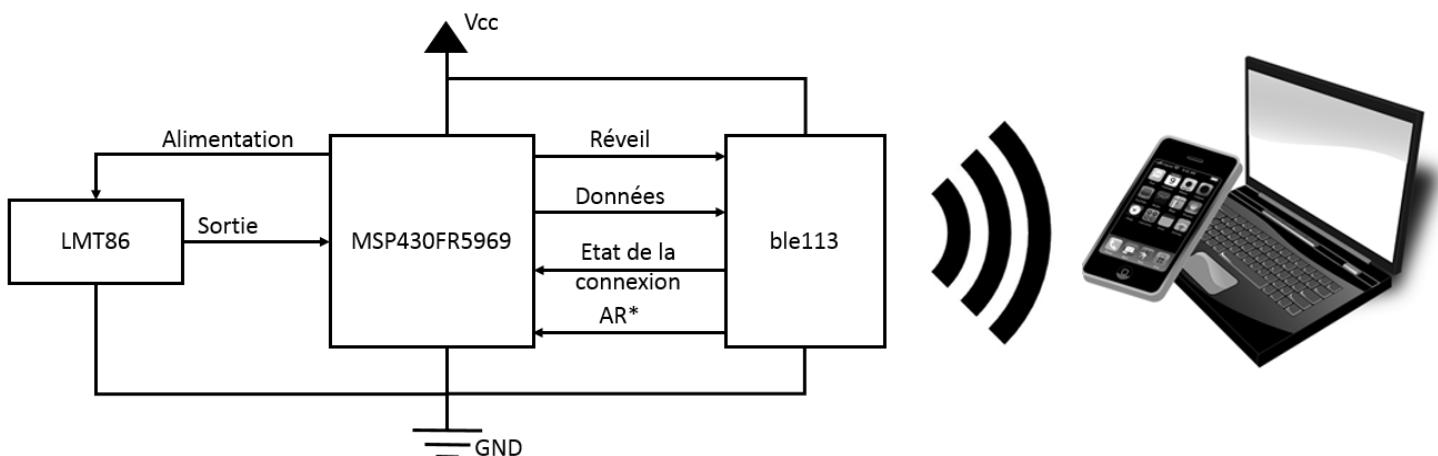


Figure 3.13 Capture d'écran pendant les différentes étapes de fonctionnement de l'application de collecte Android

- a. Message pour lancer le Bluetooth
- b. Liste des modules BLE à proximité
- c. Affichage de l'information relative au module connecté
- d. Activation des indications et réception de données

3.7 Présentation des mesures expérimentales

La finalité de la mise en œuvre expérimentale est la mesure de la consommation du nœud. Cette étape permet discuter de la validité de l'outil de simulation proposé en comparant la consommation simulée à celle mesurée. La **figure 3.14** est un schéma du dispositif expérimental réalisé. Le montage électrique correspondant est présenté dans **l'annexe B.1**.



*AR : Accusé de réception

Figure 3.14 Schéma du dispositif expérimental

La mesure de consommation est réalisée sur les kits de développements des modules MSP430FR5969 et ble113. Elle se base sur les fonctionnalités de mesure et de visualisation de consommation intégrées dans ces kits.

Kit de développement MSP430FR5969

Ce kit permet la mesure de la consommation de trois composants : le capteur, le convertisseur analogique numérique et le processeur. En effet, les trois sont alimentés à partir du microcontrôleur. Cette mesure se fait avec EnergyTrace, un outil proposé par Texas Instruments [117]. EnergyTrace permet de visualiser les courbes de consommation en puissance ainsi que les valeurs moyennes de courant et de tension. Cependant, son utilisation nécessite un debugger connecté. Ce module se caractérise par une consommation en courant de quelques microampères en mode repos. Il est donc nécessaire de le déconnecter pour mesurer avec précision le courant micro-ampère métrique consommé en mode dormant. Cette mesure se fait alors avec un ampèremètre [118].

Kit de développement ble113

Ce kit de développement permet de confronter la consommation simulée du module RF à des mesures expérimentales.

Comme dans le cas du kit MSP430RFR5969, la mesure de consommation est divisée en deux grandes parties : une visualisation des courbes de consommation et une mesure des courants en mode dormant [119].

La première se fait au moyen d'un oscilloscope. La consommation en courant du module ble113 est représentée par une tension image mesurée aux bornes d'une résistance de 3 ohms connectée à un amplificateur d'instrumentation. Cette mesure permet de vérifier le profil de consommation (les modes et les transitions) ainsi que la consommation en courant enregistrées pendant la transmission, la réception et le mode actif. Ces valeurs sont déduites de la tension V_0 affichée sur l'oscilloscope en se basant sur l'équation :

$$I = (3.3 - V_0)/30 \quad (3.1)$$

La seconde étape, celle de la mesure précise de courant en mode dormant, nécessite de déconnecter le circuit de mesure précédent. Elle est faite directement avec un ampèremètre.

3.8 Comparaison des résultats et mise en évidence de la consommation du BLE

Dans ce paragraphe, les résultats obtenus par simulations sont confrontés aux mesures expérimentales de consommation. La **figure 3.15** représente la mise en œuvre expérimentale pour la mesure.

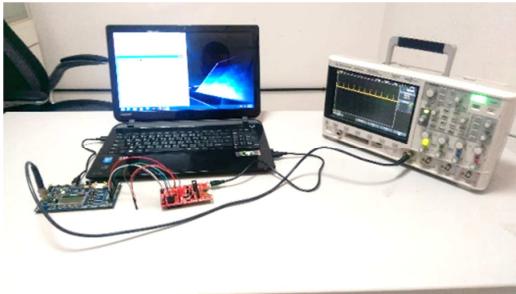


Figure 3.15 Mise en œuvre expérimentale pour la mesure de consommation

3.8.1 Capteur et microcontrôleur

Dans ce qui suit, la fréquence des mesures est fixée à une toutes les 5 secondes. Pour cette configuration, la consommation moyenne en courant mesurée est de $140.2 \mu\text{A}$. La **figure 3.16** fait correspondre la courbe de puissance consommée simulée à celle mesurée expérimentalement par EnergyTrace. Les deux présentent le même rapport cyclique de fonctionnement. Cependant, la consommation en mode actif obtenue par simulation est supérieure à celle mesurée expérimentalement.

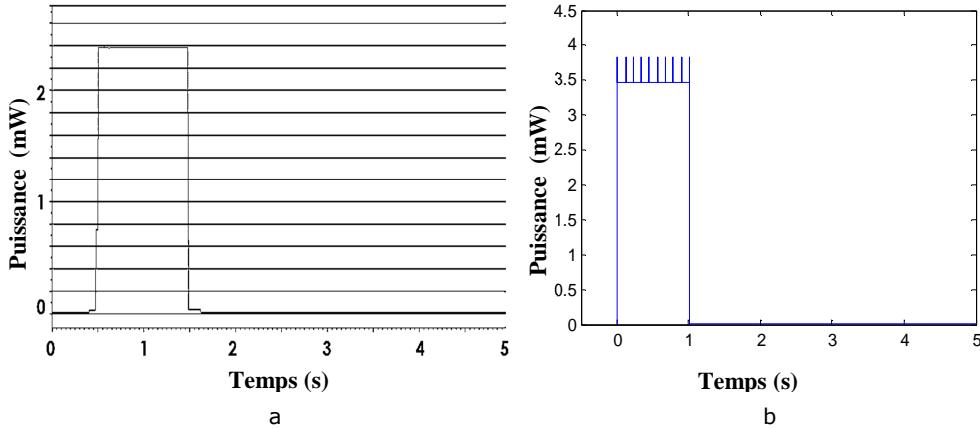


Figure 3.16 Consommation en puissance mesurée expérimentalement par Energy Trace (a) et celle simulée (b) pour le groupement capteur-microcontrôleur

Des mesures supplémentaires ont été donc faites afin de déterminer l'origine de cette différence. L'erreur observée provient du courant consommé par le microcontrôleur en mode actif. Ce courant dépend du pourcentage de cache hit c.-à-d. de la taille et de la structure du code implémenté (**tableau 3.6**) [120]. Dans ce cas, sa valeur est de $486.2 \mu\text{A}$ comparée à $800 \mu\text{A}$ prévu d'après la fiche technique.

Le modèle de consommation est par la suite affiné avec ces mesures expérimentales. La consommation moyenne en courant du nœud obtenue par simulation devient $131.07 \mu\text{A}$. A noter que l'utilisation de la technologie EnergyTrace nécessite de maintenir le debugger connecté. Il est donc nécessaire

de tenir compte de sa consommation en mode repos ($4 \mu\text{A}$) et de la soustraire de la valeur moyenne mesurée expérimentalement. L'erreur relative obtenue est alors de 3.8% (**tableau 3.7**).

Tableau 3.6 Consommation instantanée en courant pour le MSP430FR5969 en mode actif en fonction du pourcentage de cache hit avec une fréquence de traitement de 8 MHz [120]

Pourcentage de cache hit	Consommation en mode actif (μA)
00	2510
50	1440
66	1070
75	890
100	420

Tableau 3.7 Comparaison entre la consommation moyenne en courant simulée et celle mesurée pour le groupement capteur-microcontrôleur

Consommation en courant (μA)	Simulation	Mesure expérimentale	Erreur relative
Valeur moyenne	131.07	136.2	-3.8 %

3.8.2 Module de communication BLE

Une comparaison des courbes de consommation simulées à celles mesurées expérimentalement est présentée dans les **figures 3.17-3.20**. Cette comparaison est effectuée pour les deux modes de fonctionnement connecté et signalisation.

Les **figures 3.17 et 3.18** sont spécifiques au mode signalisation. L'intervalle de signalisation a été configuré à 32 ms pour augmenter la précision des mesures. La **figure 3.17** correspond à un intervalle de signalisation unique. Les deux courbes observées présentent une similarité vis-à-vis de l'activité du module (mode de fonctionnement et transitions). La **figure 3.18** présente une série d'évènements de signalisation consécutifs. Elle permet donc de valider l'intervalle de signalisation.

Les **figures 3.19 et 3.20** présentent les mêmes informations mais en mode connecté. Le **tableau 3.8** groupe chaque mesure avec la valeur de référence utilisée en simulation [121].

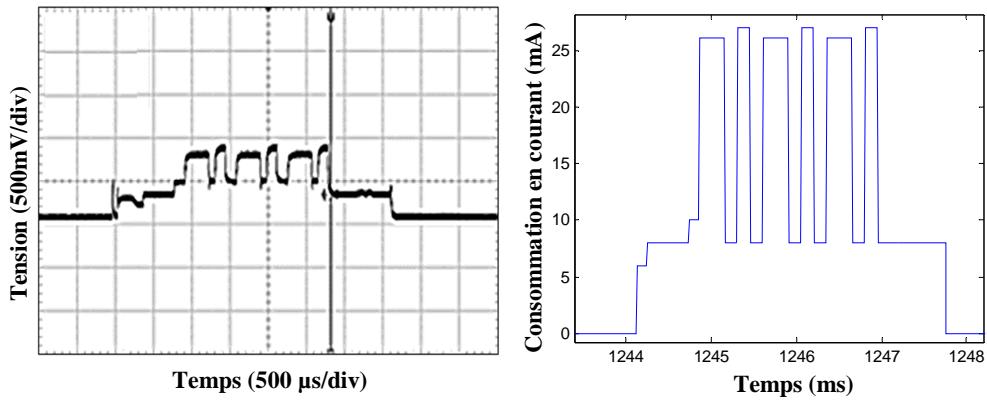


Figure 3.17 Consommation en courant du module ble113 mesurée par oscilloscope (a) et celle simulée (b) pour un évènement de signalisation unique

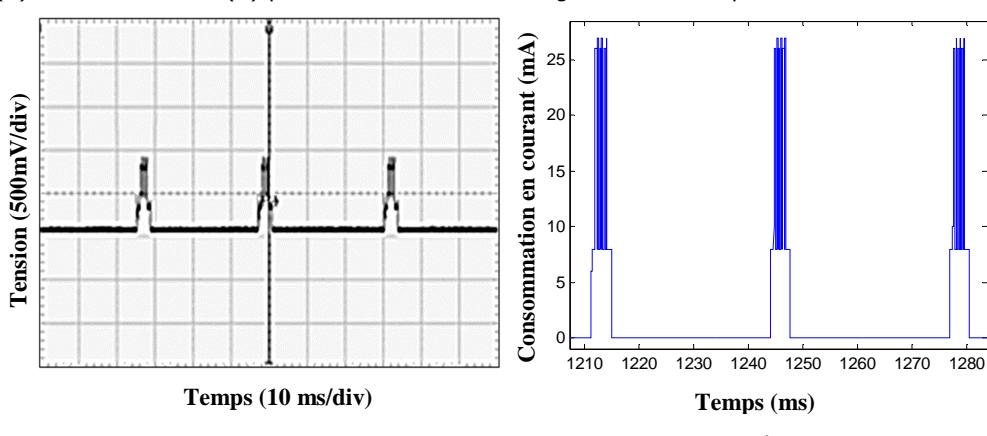


Figure 3.18 Consommation en courant du module ble113 mesurée par oscilloscope (a) et celle simulée (b) pour plusieurs événements de signalisation pour le module ble113

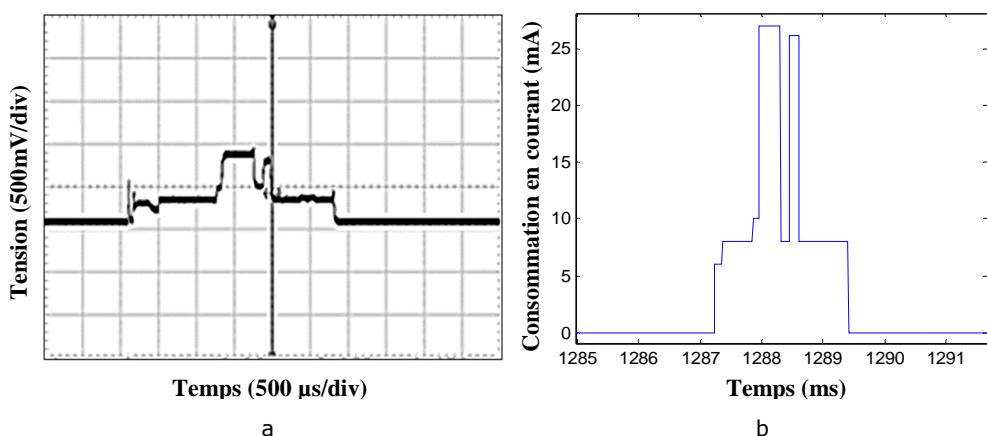


Figure 3.19 Consommation en courant du module ble113 mesurée par oscilloscope (a) et celle simulée (b) pour un évènement de connexion unique

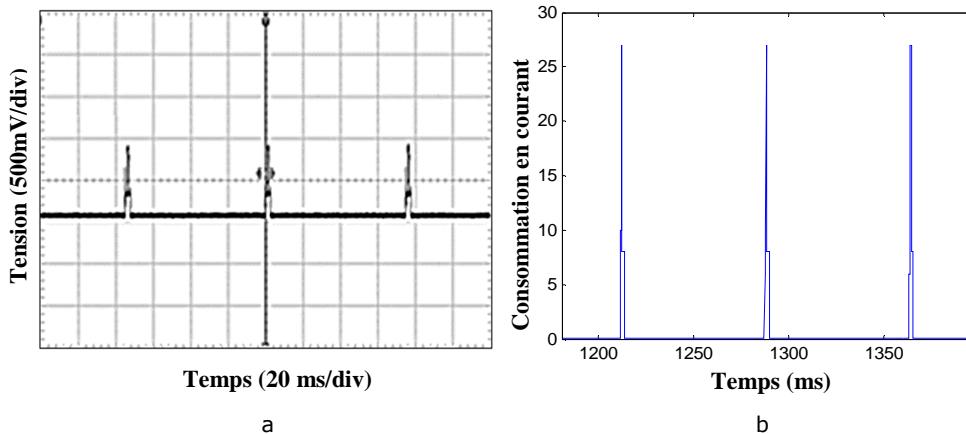


Figure 3.20 Consommation en courant du module ble113 mesurée par oscilloscope (a) et celle simulée (b) pour plusieurs évènements de connexion

Tableau 3.8 Comparaison des mesures expérimentales aux valeurs observées dans la fiche technique du module ble113

Grandeur	Mesure expérimentale	Valeur théorique	Erreur relative
Courant en mode transmission (mA)	28.3	26.1	+7.77%
Courant en mode réception (mA)	29.3	27	+7.78%
Courant en mode actif (mA)	8	7.6	+5.3%
Courant en mode PM2 (μ A)	0.93	0.9	+3.22%
Intervalle de signalisation (ms)	31.8	32	-0.62%
Intervalle de connexion (ms)	75	75	0%

Les erreurs observées au niveau des consommations pendant la transmission, la réception et en mode actif sont légèrement supérieures vu la consommation induite par le circuit de mesure. Ce circuit est déconnecté en mesurant les courants en mode dormant d'où la diminution de l'erreur.

Ces observations permettent de confirmer que les courbes de consommation observées sont conformes à celle simulées en forme et en amplitude.

3.8.3 Synthèse

L'outil de simulation proposé dans cette thèse permet de prédire la consommation du nœud avec une erreur proche de 5 % sur les valeurs moyennes lorsque les consommations pendant les différents modes de fonctionnement sont connues.

Cependant, la modélisation de la consommation du microcontrôleur MSP430FR5969 présente une lacune au niveau de la prédiction du pourcentage

de cache hit. En effet, l'intégration de cet aspect de fonctionnement nécessite le code réel implémenté dans le microcontrôleur ainsi que des détails descriptifs de la mémoire cache non fournis par Texas Instruments (par ex. la taille). De plus, cette corrélation entre la consommation en mode actif et le pourcentage de cache hit n'est pas présente dans d'autres microcontrôleurs de la série MSP430 ou ceux qui appartiennent à d'autres séries tels que STM32L4 de STMicroelectronics.

En outre, les mesures expérimentales montrent que le module de communication BLE est le plus gourmand en énergie. Ainsi, maintenir le nœud connecté à la station de base nécessite un échange périodique de paquets pendant les évènements de connexion. La régularité de cet échange est déterminé par l'intervalle de connexion, un intervalle de temps compris entre 7.5 ms et 4s. Dans le cas de la télésurveillance médicale, le temps écoulé entre deux mesures consécutives peut excéder les heures pour certains paramètres physiologiques. Il en résulte un gaspillage d'énergie pour les paquets de maintenance. Dans ce qui suit nous proposons un algorithme de connexion à base du protocole BLE permettant de réduire la consommation du module RF et par conséquent celle du nœud.

3.9 Solution pour la réduction de la consommation : Algorithme à faible consommation pour la connexion BLE

Les mesures expérimentales présentées dans le paragraphe précédent ont montré que le module de communication BLE est le plus gourmand en énergie dans un nœud. Dans ce paragraphe, une solution est proposée afin de réduire sa consommation. Elle se traduit par un algorithme à faible consommation pour la connexion BLE. Une étude théorique ainsi qu'une validation expérimentale sont présentées dans ce qui suit.

3.9.1 Principe de l'algorithme à faible consommation retenu

Maintenir le nœud en connexion avec la station de base nécessite un échange périodique de paquets pendant les évènements de connexion. Ces paquets peuvent contenir de l'information utile ou être simplement des paquets de maintenance de connexion.

Dans le cas de la télésurveillance médicale, le temps écoulé entre deux mesures consécutives peut excéder les heures pour certains paramètres physiologiques. Comme la valeur de l'intervalle de connexion ne peut dépasser les 4 secondes, l'échange de paquets de maintenance devient plus fréquent. Une consommation d'énergie supplémentaire est donc enregistrée dans le nœud.

L'algorithme à faible consommation proposé dans cette partie vise à réduire, dans la mesure du possible, cet échange de paquets de maintenance. Il vise donc à gérer la connexion entre le nœud et la station de base en fonction des besoins de transmission. Cette approche nécessite une synchronisation entre émetteur et récepteur.

L'on sait que le fonctionnement du nœud suppose une prise de mesure régulière conformément à la fréquence de mesure. De plus la transmission des données acquises se fait selon une fréquence de transmission qui peut différer de la fréquence de mesure. Un fonctionnement périodique est alors requis pour répondre aux besoins du nœud. Ainsi, le module de communication BLE du nœud se met en mode signalisation en fonction de la fréquence de transmission fixée. De l'autre côté, une recherche des dispositifs BLE contenant le service « Temperature Measurement » est lancée à partir de la station de base. Il en résulte l'établissement d'une connexion entre les deux. Cette connexion est maintenue le temps nécessaire pour transmettre les données mesurées. Selon cette approche, le nœud est régulièrement attribué un intervalle de temps fixe lui permettant d'établir une connexion et de transmettre l'information. La **figure 3.21** illustre ce fonctionnement tout en considérant une fréquence de mesure différente de celle de transmission. Trois modes d'opération du nœud sont possibles :

- Mesure + accès mémoire : Le réveil du microcontrôleur se fait en accord avec la fréquence de mesure. Le capteur ainsi que le convertisseur analogique numérique sont mis en mode actif afin de convertir le signal physiologique en données numériques. La valeur du paramètre physiologique, récupérée et codée pendant la phase de traitement, est alors stockée dans la mémoire. Quant au module BLE, il reste en mode dormant.
- Mesure + accès mémoire + transmission réussie : Dans ce cas, le réveil du processeur s'accompagne par une mise en mode signalisation du module BLE. Cette étape est suivie par la mesure du paramètre physiologique. Pendant ce temps, une connexion à la station de base est établie. La valeur mesurée la plus récente ainsi que les autres stockées en mémoire sont transmises à la station de base. Le module BLE est déconnecté à la fin de l'intervalle de temps attribué et passe alors en mode dormant.
- Mesure + accès mémoire + transmission échouée : Plusieurs facteurs, surtout la distance, risquent de perturber l'établissement de la connexion à la station de base. Dans ce cas, le module BLE quitte le mode signalisation après un intervalle de temps prédéfini et passe en mode dormant. Les données provenant de la mesure sont alors stockées en mémoire.

La suite du paragraphe présente une étude théorique par simulation de cet algorithme suivie par une validation expérimentale.

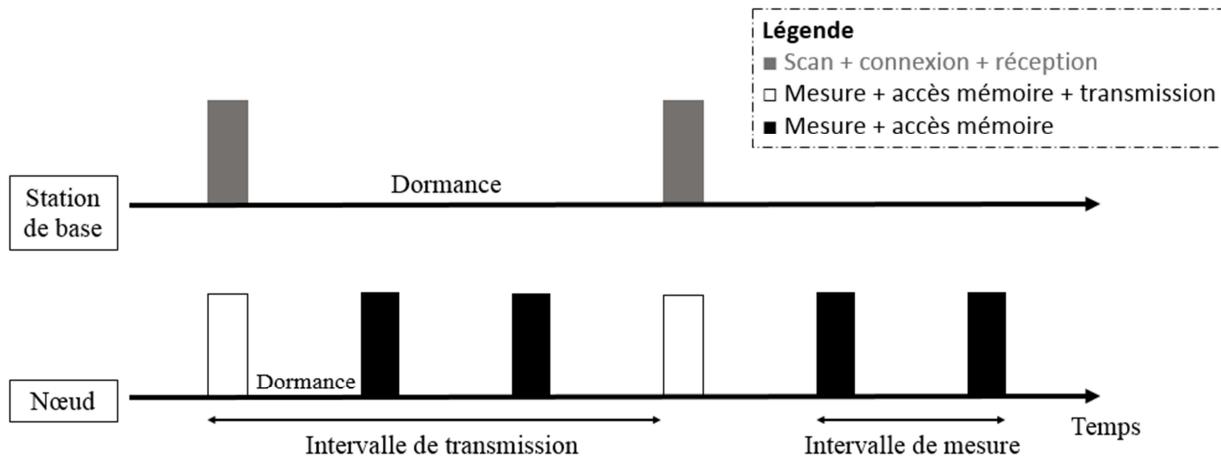


Figure 3.21 Schéma de fonctionnement de l'algorithme basse consommation pour la connexion BLE

3.9.2 Etude théorique par simulation

Dans cette partie, nous proposons d'étudier cet algorithme par simulation avant de l'implémenter physiquement dans le nœud. La configuration du problème est conservée de la partie précédente.

3.9.2.1 Détermination de la durée de connexion

La durée de connexion correspond à l'intervalle de temps permettant au nœud de capteur de se connecter et de transmettre les données mesurées. Elle correspond donc à la somme de l'intervalle nécessaire à l'établissement d'une connexion et de celui de la transmission de l'information.

Le premier paramètre se traduit par une estimation d'une valeur maximale alors que le second est calculé en fonction du débit. En effet, l'utilisation des indications pour la transmission suppose un accusé de réception. Cette approche réduit le débit à un paquet tous les deux intervalles de connexion. La procédure se résume par les étapes suivantes [110] :

- **Évènement de connexion x:** envoyer une indication
- **Évènement de connexion x+1:** Accusé de réception
- **Évènement de connexion x+2:** envoyer une indication
- **Évènement de connexion x+3:** Accusé de réception

L'on sait en plus que la quantité maximale de donnée transmise par indication correspond à 20 octets. Il en résulte un débit de 20 octets toutes les 150 ms pour un intervalle de connexion de 75 ms.

La détermination de la durée de connexion autorisée se fait donc en fonction de la routine de vie du patient de sorte à envoyer toute l'information mesurée avec un délai minimal. L'idée de base est de déterminer la quantité de données maximale à transmettre et de déduire le temps de transmission requis. Dans l'exemple de la configuration de problème représentée dans les **figures 3.3 et 3.4**, il est nécessaire d'envoyer 360 octets correspondant à 180 mesures faites pendant trois heures de déconnexion entre 8 h et 11 h.

Concernant la durée d'établissement de la connexion, des mesures expérimentales ont montré que cette durée varie entre 1 et 1.5 secondes dans le cas d'un nœud et d'une station de base présents dans la même salle et séparés par une distance qui ne dépasse pas les 5 mètres.

En supposant donc une valeur maximale de 2 secondes pour cette grandeur, l'intervalle de temps de connexion requis est le suivant :

$$\begin{aligned}
 t_{\text{connexion}} &= t_{\text{établissement de la connexion}} + t_{\text{transmission des données}} & (3.2) \\
 &= t_{\text{établissement de la connexion}} + \left[\left(\frac{\text{taille de données}}{\text{taille du paquet}} \right) \right] * 2 * \\
 &\quad \text{intervall d connexion} \\
 &= 2 + \left[\left(\frac{360}{20} \right) \right] * 2 * 75 * 10^{-3} \\
 &= 4.7 \text{ secondes}
 \end{aligned}$$

L'équation 3.2 est intégrée dans l'outil au niveau de la simulation de la consommation du nœud pendant la durée du monitoring. Ainsi, le temps de connexion autorisé est adapté automatiquement en fonction de la routine de vie du patient et de la fréquence des mesures.

3.9.22 Estimation de la consommation du nœud et de son autonomie

L'estimation de la consommation du nœud se fait en fonction du temps de connexion autorisé. La **figure 3.22** montre la consommation instantanée en courant du capteur, du convertisseur analogique numérique ainsi que du microcontrôleur. La consommation du module de communication BLE pour les deux modes signalisation et connecté est représentée dans la **figure 3.23**. En mode connecté, le module ble113 émet des paquets signalisation jusqu'à l'établissement de la connexion. Une fois connecté, la transmission des données a lieu. Après 4.7 secondes, le module ble113 du nœud est déconnecté et passe en mode de sommeil profond PM3 (Power Mode 3). Dans le mode signalisation, l'établissement d'une connexion à la station de base n'est pas possible. Le module ble113 émet des paquets de signalisation pendant 4.7 secondes et passe ensuite en mode dormant.

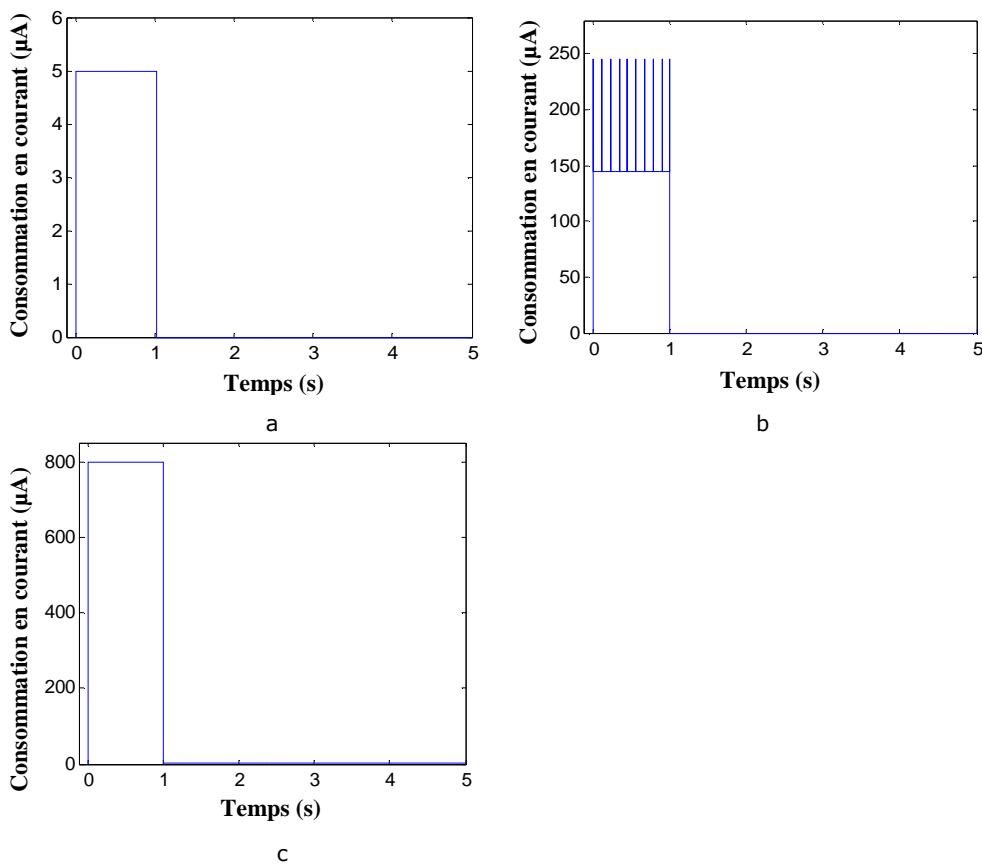


Figure 3.22 Courbe de consommation en courant pour les éléments constitutifs du nœud

- a. Capteur
- b. Convertisseur analogique numérique
- c. Microcontrôleur

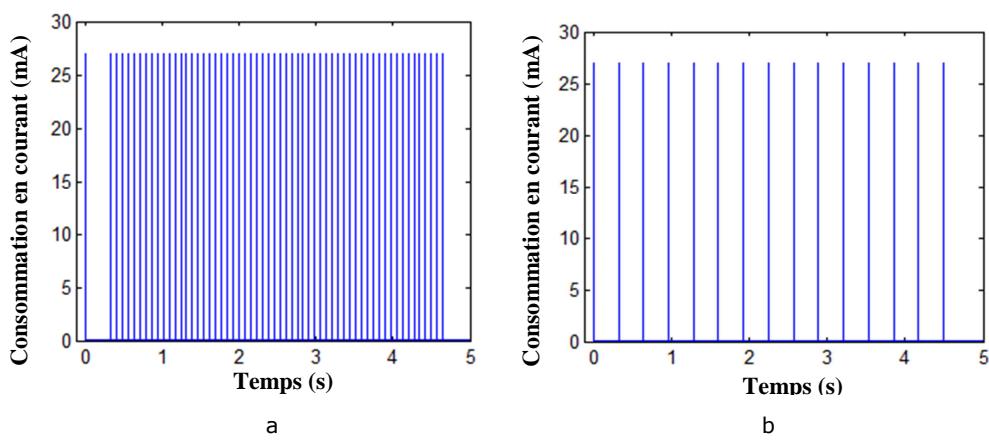


Figure 3.23 Courbe de consommation en courant pour le module de communication BLE

- a. en mode connecté
- b. en mode signalisation

La consommation moyenne pendant toute la période de surveillance correspond à 41.201 µA. Dans le **paragraphe 3.5.1**, une consommation moyenne de 329.085 µA a été simulée dans le cas d'un nœud exécutant la même fonction de mesure tout en étant connecté en permanence à la station de base. Ainsi, l'implémentation de l'algorithme proposé permet théoriquement de réduire la consommation de ce nœud d'un rapport de 8. La batterie CR1130 proposée dans ce même paragraphe permettrait d'atteindre une autonomie de 70 jours.

3.9.23 Dimensionnement du nœud

Ce scénario suppose une routine de vie du patient fixe ainsi qu'une autonomie du nœud imposée en contrainte. La fonction « architecture électronique » permet de guider l'utilisateur au niveau de l'architecture électronique du nœud : Choix de sources d'énergie, choix et configuration de composants, etc. Dans le cas le plus générique, la fréquence de mesure serait parmi les variables à optimiser. De plus, l'algorithme « basse consommation » pour la connexion BLE offre la possibilité d'adopter un intervalle de mesure différent de celui de transmission. Cette fonction permet donc d'étudier, du point de vue énergétique, la possibilité de prendre plusieurs mesures et de les transmettre simultanément. L'idée de base est de déterminer, pour chaque intervalle de mesure, ses diviseurs. L'intervalle de mesure est pris comme celui de transmission alors que les diviseurs constituent les différentes possibilités d'intervalles de mesure. A noter que toute combinaison mesure/transmission affecte la taille des données produites et donc la durée de connexion autorisée.

Un exemple d'application prend en hypothèse la routine de vie représentée dans la **figure 3.4** ainsi qu'une autonomie imposée de 60 jours. De plus, le concepteur dispose des mêmes batteries proposées dans le paragraphe 3.5.3. L'algorithme d'optimisation propose d'adopter la pile CR927 comme source d'énergie. Le **tableau 3.9** résume les différentes configurations électroniques permettant de respecter les contraintes de l'application.

Tableau 3.9 Solutions proposées par l'algorithme d'optimisation pour la conception d'un nœud de capteur unique opérant selon l'algorithme basse consommation pour la connexion BLE

Configuration électronique du nœud			
Intervalle de mesure	Vitesse de traitement	Fréquence d'échantillonnage	Puissance RF
Préférences utilisateur			
≤ 10 minutes	-	≥ 1 kHz	0 dBm
Solutions proposées			
- Une mesure par minute - Transmission toutes les 10 minutes	8 MHz	10 kHz	0 dBm
- Une mesure toutes les 2 minutes - Transmission toutes les 4 minutes	16 MHz	10 kHz	0 dBm

3.9.3 Validation expérimentale

La validation expérimentale de la consommation nécessite une application de l'algorithme à faible consommation au prototype présenté dans le **paragraphe 3.6**. Le nœud ainsi construit suit l'organigramme de la **figure 3.24**.

Vu la nécessité d'établir une synchronisation entre émetteur et récepteur, une démarche spécifique est adoptée. Elle se résume par ce qui suit :

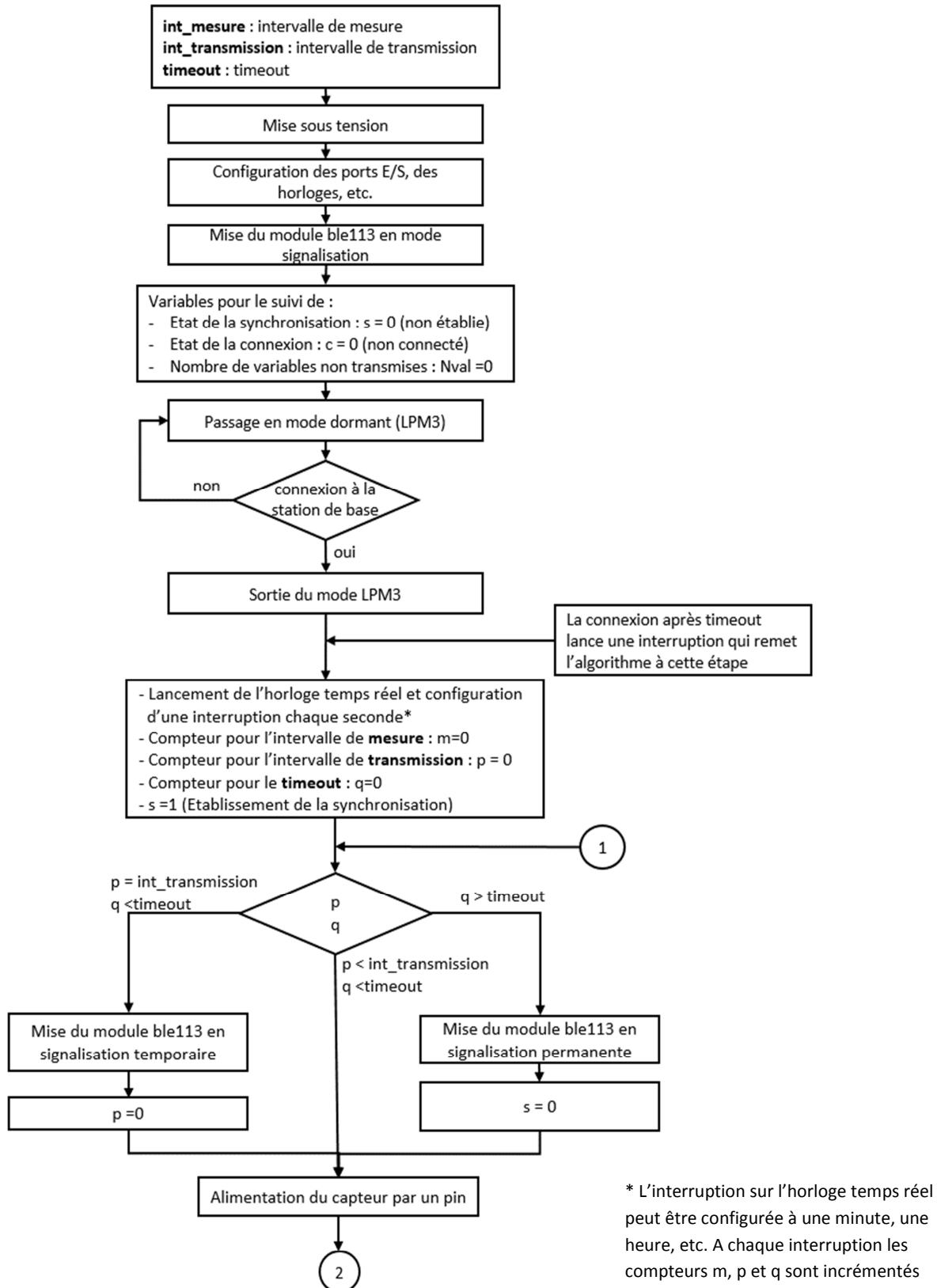
- Le module BLE du nœud entre en mode signalisation une fois mis sous tension.
- Le reste du circuit est en mode dormant.
- De l'autre côté, l'application de collecte est lancée. Une recherche du module ble113 du nœud a lieu pour établir une connexion.
- Une fois connecté, le module RTC du nœud est remis à zéro.
- Les deux bornes de la transmission sont ainsi synchronisées.

Toutefois, cette synchronisation risque d'être perturbée par une sortie de l'application de collecte de données. Un tel phénomène est commun lorsque la station de base adoptée est un PC, tablette ou smartphone. Il peut provenir d'un redémarrage suite à une mise à jour, à un épuisement de batterie, etc. Un algorithme a été donc mis en œuvre afin de rétablir la synchronisation sans interrompre les mesures. Cet algorithme se résume par les idées suivantes :

- Un timeout a été d'abord défini en fonction de la routine de vie du patient

- Au cas où la transmission d'information est impossible pendant une durée qui excède le timeout, l'algorithme de resynchronisation est lancé.
- Le module BLE est alors mis en mode signalisation en attente d'une connexion
- Pendant ce temps, des mesures sont prises conformément à la période de mesure.
- Une fois une connexion rétablie, les données stockées sont transmises à la station de base.
- Les horloges sont remises à zéro et le fonctionnement normal est repris Afin d'atteindre une consommation minimale, les périphériques (compteurs, SPI, UART, etc.) sont désactivés s'ils ne sont pas utilisés. De plus les fuites en courant au niveau des pins sont éliminés (programmation en entrée avec pull-down ou en sortie niveau bas). Le montage électrique ainsi réalisé est présenté dans **l'annexe B.2**.

Au niveau de la collecte des données, l'application PC présentée précédemment a été modifiée afin de contrôler le temps de connexion alloué au nœud. Son fonctionnement est représenté dans le schéma de la **figure 3.25**. Ainsi, une recherche de dispositif BLE signalant la disponibilité du service de mesure de la température corporelle permet de se connecter au module ble113 imbriqué dans le nœud. Une fois la connexion établie, une activation des indications déclenche la transmission des données médicales. La déconnexion aura lieu après l'intervalle de temps prédéfini. Cet événement est lancé à partir du maître, donc de la station de base.



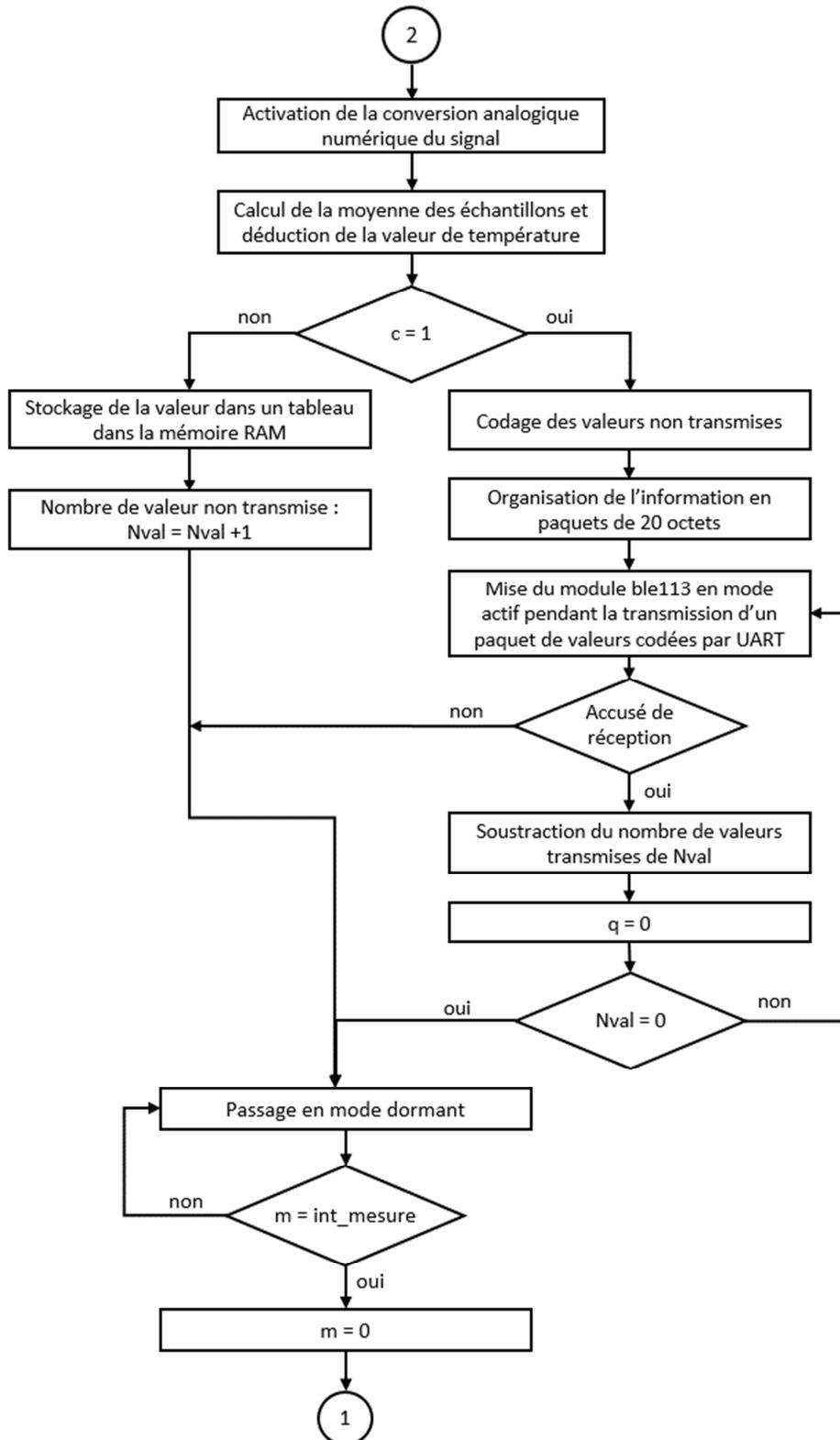


Figure 3.24 Organigramme du fonctionnement du nœud

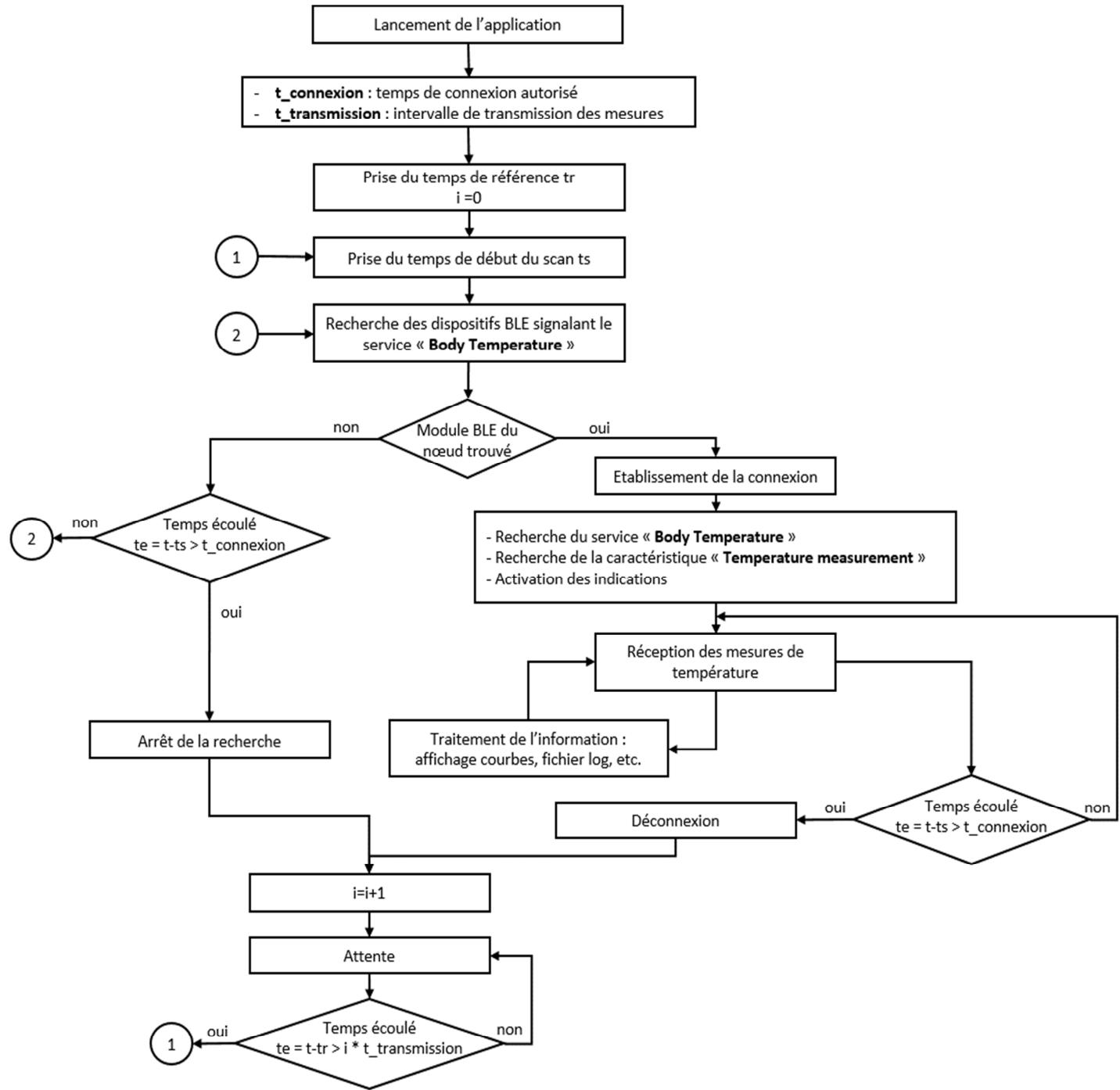


Figure 3.25 Organigramme du fonctionnement de l'application PC

3.9.4 Présentation des résultats

La mesure est faite moyennant les kits de développement selon la démarche présentée dans le **paragraphe 3.7**.

Dans ce qui suit, l'intervalle de mesure et de transmission sont fixés à une même valeur arbitraire de 10 secondes. De plus, le nœud est allouée une durée de connexion arbitraire de 3 secondes.

Capteur et microcontrôleur

La valeur moyenne de la consommation en courant enregistrée est de $99.1 \mu\text{A}$. Une comparaison entre la puissance simulée et celle mesurée par EnergyTrace est présentée dans la **figure 3.26**. Les deux présentent le même rapport cyclique de fonctionnement. Cependant, la consommation en mode actif obtenue par simulation est supérieure à celle mesurée expérimentalement. Cette différence provient d'une consommation en mode actif de $742 \mu\text{A}$.

De plus, la consommation enregistrée en mode actif dans ce cas est différente de celle du cas du **paragraphe 3.8**. Cette observation s'explique par le changement du code implémenté qui entraîne la variation du pourcentage de cache hit et donc de la consommation en mode actif.

Le modèle de consommation est ensuite affiné avec les mesures expérimentales. La consommation moyenne en courant du nœud obtenue par simulation passe alors à $91.64 \mu\text{A}$. En tenant compte de la consommation du debugger en mode repos, l'erreur relative obtenue est égale à 3.6% (**tableau 3.10**).

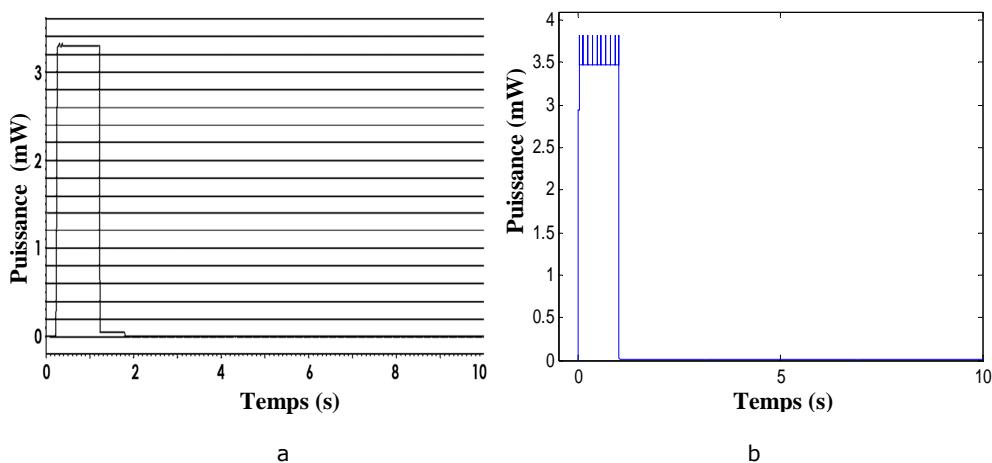


Figure 3.26 La consommation en puissance mesurée expérimentalement par EnergyTrace (a) et celle simulée (b) pour le groupement capteur-microcontrôleur

Tableau 3.10 Comparaison entre la consommation moyenne en courant simulée et celle mesurée pour le groupement capteur-microcontrôleur

Consommation en courant (μA)	Simulation	Mesure expérimentale	Erreur relative
Valeur moyenne	91.64	95.1	-3.6 %

Module de communication BLE

La **figure 3.27** est spécifique au mode connecté. Elle présente une comparaison entre la consommation mesurée expérimentalement et celle simulée. La différence entre les deux consiste en trois pics de courant de 8 mA. Ces pics de courants proviennent de la transition entre les modes signalisation et PM3.

En effet, la mise en mode dormant du module ble113 ne peut pas être forcée par le concepteur. Au contraire, le composant passe automatiquement au mode le plus économique en énergie compte tenu de son activité à un instant donné [122]. En effet, il est en mode PM2 (Power Mode 2) entre les événements de signalisation et de connexion. Une entrée en mode PM3 est uniquement possible au cas où les compteurs ainsi que l'émetteur-récepteur RF sont désactivés.

Pour cette mise en œuvre expérimentale, le module ble113 est en mode PM3 avant son entrée en mode signalisation. L'oscillateur 32KHz XOSC intégré dans le composant et utilisé pour les timings des événements BLE est désactivé dans ce mode. D'après Silicon Labs, cet oscillateur nécessite 500 ms pour se stabiliser. Il n'est pas utilisable avant cette durée [123]. Dans le cas où une signalisation est requise, l'horloge 32 MHz du CPU est adoptée entretemps. Le module ne sera donc plus capable d'entrer en mode dormant pendant ce temps et reste en mode actif. Une solution permettant de prévenir ce phénomène a été donc mise en œuvre. Elle consiste à réveiller le composant et à lancer un compteur d'une seconde permettant ainsi le passage de PM3 en PM2. Une fois que le compteur expire, la signalisation est démarrée en attente de l'établissement d'une connexion à la station de base. Le module ble113 du nœud est déconnecté après trois secondes.

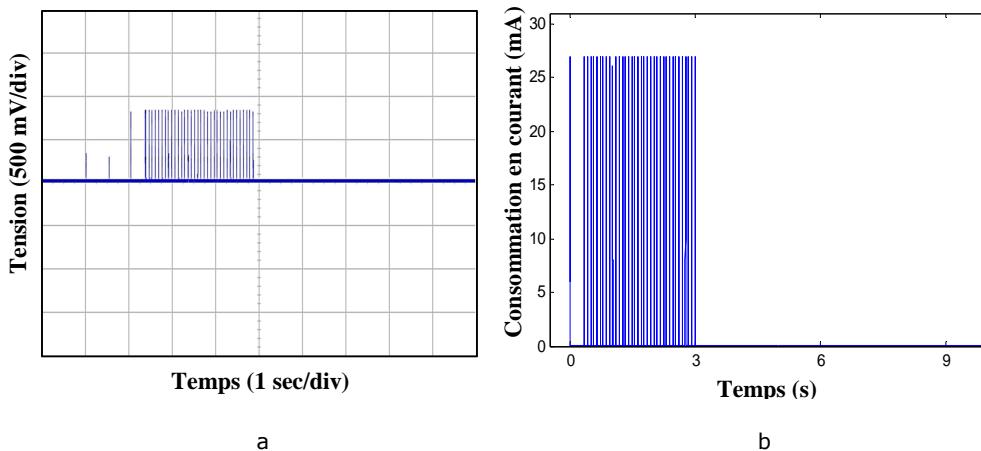


Figure 3.27 Consommation en courant mesurée (a) comparée à celle simulée (b) pour le module ble113 en mode connecté

Ce fonctionnement, représenté dans le schéma de la **figure 3.28**, est à l'origine des pics supplémentaires de courant observés. Ainsi, le premier

provient du réveil du composant et du lancement du compteur. Le second est dû à la stabilisation de l'oscillateur alors que le dernier est le résultat de l'évènement de déconnexion.

La **figure 3.29** est spécifique au mode signalisation. Dans ce cas, l'établissement d'une connexion à la station de base n'est pas possible. Le procédé de réveil est indépendant du mode connecté. De plus, la durée de la signalisation est contrôlée par un compteur de trois secondes. Une fois que ce compteur expire, le module passe en mode actif pour arrêter l'signalisation et passer en PM3.

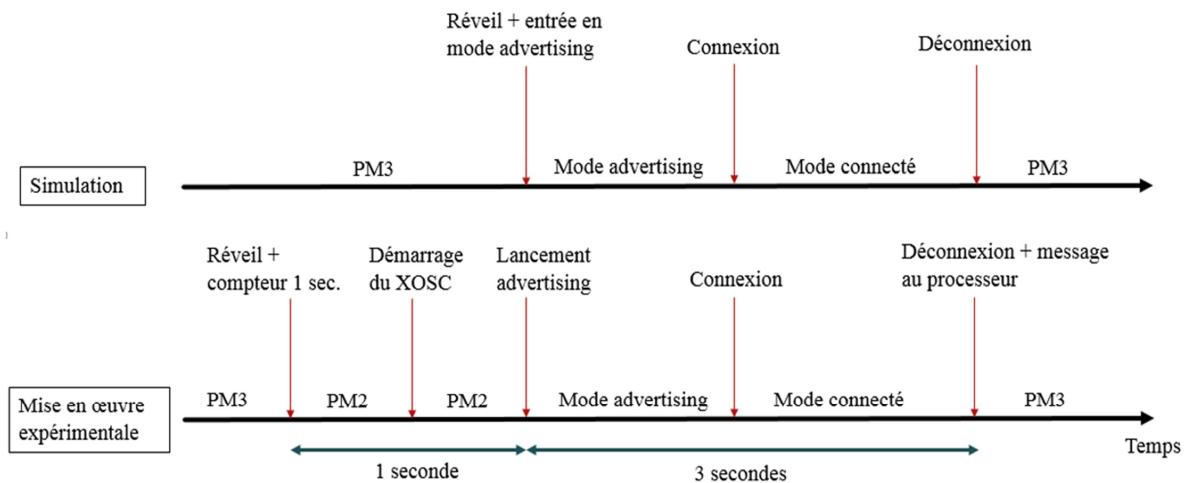


Figure 3.28 Comparaison de l'opération du module ble113 telle que prévue par simulation à celle implémentée expérimentalement

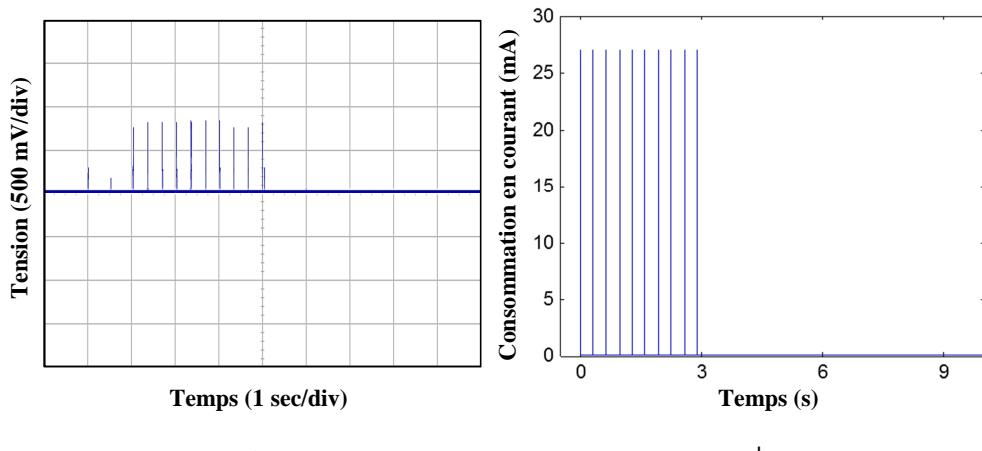


Figure 3.29 Consommation en courant simulée comparée à celle mesurée pour le module ble113 en mode signalisation

En outre, la consommation moyenne du module ble113 ne peut pas être mesurée avec précision. L'étape de validation suivante est donc d'affiner le

modèle moyennant les mesures précédentes. La consommation moyenne est alors simulée. Les résultats en mode connecté et signalisation sont enfin confrontés aux valeurs obtenues précédemment. Le **tableau 3.11** résume les erreurs enregistrées.

Tableau 3.11 Erreurs observées sur les valeurs moyennes de la consommation en courant du module ble113 après affinement de l'outil par les mesures expérimentales

Valeur moyenne de la consommation en courant (μA)	Outil	Outil affiné par les mesures expérimentales	Erreur relative
Mode connecté	105.24	112.13	-6.5%
Mode signalisation	57.55	59.97	-4.2%

3.10 Conclusion

Dans ce chapitre, une adaptation de l'outil de simulation a été proposée. Elle comprenait un capteur de température corporelle unique communiquant l'information à une station de base par Bluetooth Low Energy.

Nous avons simulé dans un premier temps la consommation du nœud. Nous avons pu visualiser les courbes de consommation en courant de chacun des composants ainsi que la consommation moyenne du nœud. Nous avons ensuite présenté quelques exemples de problèmes rencontrés au cours de la conception et leur résolution par l'intermédiaire de l'outil de simulation : calcul de l'autonomie, dimensionnement du système, etc.

De plus, les résultats de simulation ont mis en relief que le module de communication BLE est le plus gourmand en énergie. Nous avons donc proposé une approche permettant de réduire la consommation en énergie dans le module RF. Elle consiste à attribuer régulièrement un intervalle de temps fixe permettant au nœud d'établir une connexion et de transmettre l'information. Nous avons utilisé l'outil pour étudier cette solution de point de théorique par simulation. Pour le nœud proposé précédemment, une réduction d'un rapport de 8 a été enregistrée au niveau de la valeur moyenne de consommation. Cette économie en énergie devient plus importante avec l'augmentation de l'intervalle de mesure.

Nous avons également réalisé une implémentation matérielle du système dans les deux cas. Les mesures de consommation ont montré l'outil de simulation permet de prédire la consommation du nœud avec une erreur proche de 5 % sur les valeurs moyennes lorsque les consommations pendant les différents modes de fonctionnement sont connues.

Cependant, dans les deux cas, l'outil de simulation n'était pas capable de prédire la consommation du microcontrôleur MSP430FR5969 en mode actif.

Celle-ci est fonction du pourcentage de cache hit. La modélisation de cet aspect de fonctionnement nécessite le code réel implémenté dans le microcontrôleur et n'est donc pas adaptée aux explorations en début de conception. De plus, elle requiert des détails descriptifs de la mémoire cache non fournis par Texas Instruments. L'implémentation de ces composants peut donc se faire avec les valeurs typiques ou maximales dans la fiche technique. Cette approche induit une erreur qui pourrait être corrigée en affinant le modèle au fur et à mesure de la conception. De plus, cette corrélation entre la consommation en mode actif et le pourcentage de cache hit n'est pas présente dans d'autres microcontrôleurs à faible consommation

Comme la télésurveillance médicale suppose dans certain cas le monitoring de plusieurs signaux vitaux, il est nécessaire dans le chapitre suivant d'adapter l'outil pour inclure le comportement du nœud au sein d'un réseau de capteurs biomédicaux.

Chapitre 4

Généralisation pour plusieurs nœuds

4.1 Introduction

4.2 Aspect réseau du protocole de communication BLE

4.3 Solution pour la réduction de la consommation

4.4 Intégration de l'approche dans notre outil

- 4.4.1 Configuration automatique du réseau
- 4.4.2 Configuration de l'optimisation

4.5 Application au système de télésurveillance médicale retenu

- 4.5.1 Les cinq paramètres physiologiques
 - 4.5.11 *Oxymétrie de pouls (SpO₂)*
 - 4.5.12 *Electrocardiogramme (ECG)*
 - 4.5.13 *Fréquence cardiaque (Fc)*
 - 4.5.14 *Pression artérielle (Pa)*
- 4.5.2 Les fréquences de mesure
- 4.5.3 Configuration proposée

4.6 Démarche expérimentale pour la validation de l'approche

- 4.6.1 Mise en œuvre des nœuds de capteurs
- 4.6.2 Collecte des données au niveau de la station de base
- 4.6.3 Présentation des mesures expérimentales
- 4.6.4 Discussion des résultats

4.7 Extension de l'approche pour un réseau de cinq nœuds

4.8 Conclusion

4 Généralisation pour plusieurs nœuds

4.1 Introduction

Dans le chapitre précédent, l'outil de simulation proposé dans cette thèse a été adapté à un nœud de capteur biomédical sans fil unique. Cependant, certaines pathologies exigent la surveillance simultanée de plusieurs paramètres physiologiques. Cette approche se traduit par un réseau de plusieurs capteurs communiquant à une même station de base. Elle permet aux spécialistes d'établir une corrélation entre différentes mesures assurant ainsi une détection précoce de toute anomalie et une prise de mesures adéquates pour protéger le patient.

Cette architecture en réseau requiert une adaptation du comportement du nœud dans le but d'assurer une transmission fiable des données. Une variation de la consommation en énergie est alors enregistrée. Elle provient des opérations consommatrices (le réveil, l'écoute, etc.) faisant partie du mécanisme d'accès au medium de transmission. Cet accès est typiquement géré par le protocole de communication au niveau de la couche Medium Access Control (MAC). La gestion se fait en fonction du nombre de nœuds et de la quantité de données à transmettre.

L'étude de la consommation en énergie de cet aspect du fonctionnement fait l'objet de ce chapitre. En d'autres termes, l'outil de simulation est adapté pour tenir compte de l'effet de la présence du nœud au sein d'un réseau. En suivant la même démarche du **chapitre 3**, nous présentons une étude par simulation d'un réseau de capteurs physiologiques communiquant par BLE. Une mise en œuvre expérimentale est ensuite réalisée afin de valider le concept.

4.2 Aspect réseau du protocole de communication BLE

Le protocole BLE offre la possibilité de connecter simultanément plusieurs esclaves à un maître unique. Cette approche permet de recevoir l'information provenant de plusieurs nœuds de capteurs et de surveiller simultanément une multitude de paramètres physiologiques. Ces nœuds constituent un réseau de capteurs biomédicaux communiquant par BLE.

Dans un réseau Bluetooth Low Energy, l'accès au medium de transmission se fait selon la technique d'accès multiple à répartition dans le temps ou TDMA. Il s'agit d'un mécanisme d'accès à contrôle centralisé où le maître distribue un droit de parole aux différents esclaves en définissant des

intervalles de temps utilisables par chacun. Le principe de base est donc de repartir le temps disponible entre les esclaves. Chacun utilise son intervalle de temps ou time slot. Cette répartition est constituée par des séquences répétitives chaque intervalle de connexion. Ce paramètre, défini comme l'intervalle de temps entre deux événements de connexion, est fixe pour tous les nœuds constituant le réseau. La gestion d'un réseau BLE consiste donc à allouer un évènement de connexion à chaque esclave au sein d'une séquence qui se répète chaque intervalle de connexion. La **figure 4.1** présente le profil de consommation de deux modules de communication BLE simultanément connectées à un maître unique.

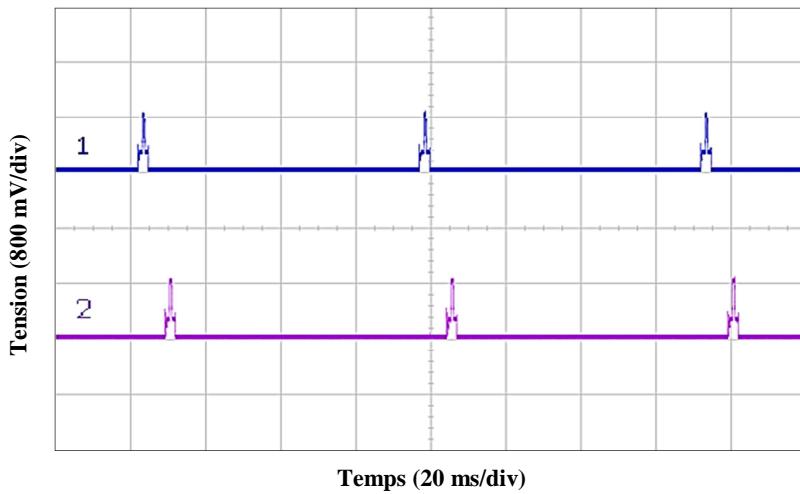


Figure 4.1 Profil de consommation de deux modules de communication BLE connectés simultanément à un même maître

Comme évoqué dans le **chapitre 3**, une consommation en énergie supplémentaire provient des paquets de maintenance de la connexion dans le cas des mesures périodiques. De plus, l'augmentation du nombre d'esclaves actifs nécessite une augmentation de l'intervalle de connexion et donc une diminution du débit de transmission. En effet, la connexion simultanée d'un nombre d'esclave élevé par rapport à l'intervalle de connexion entraîne un chevauchement des événements de connexion. Il en résulte un dysfonctionnement et une perte d'information. Le choix de l'intervalle de connexion doit donc se faire en fonction du nombre d'esclave actifs. Par exemple, Silicon Labs recommande un intervalle de connexion divisible par le nombre d'esclaves multiplié par 2.5 ms.

Enfin, le protocole BLE ne spécifie pas un nombre maximal d'esclaves actifs dans un réseau. Pour les composants disponibles sur le marché, il varie entre 3 et 8 selon le module.

4.3 Solution proposée pour la réduction de la consommation

Dans ce paragraphe, une solution est proposée pour la gestion d'un réseau communiquant par BLE. Ce travail a été motivé par les inconvénients résultant d'une gestion par la pile BLE. Ces inconvénients se résument par les idées suivantes :

- Diminution du débit avec l'augmentation du nombre d'esclaves actifs
- Nombre limité d'esclaves actifs pour certains composants.

La solution proposée est représentée dans la **figure 4.2**. Elle est basée sur un multiplexage temporel géré par le maître (station de base). Elle consiste donc à allouer à chaque nœud un intervalle de temps lui permettant de se connecter et de transmettre l'information. Ce fonctionnement est répétitif conformément à la fréquence de transmission propre au nœud. Il nécessite également l'établissement d'une synchronisation entre le récepteur et les différents émetteurs.

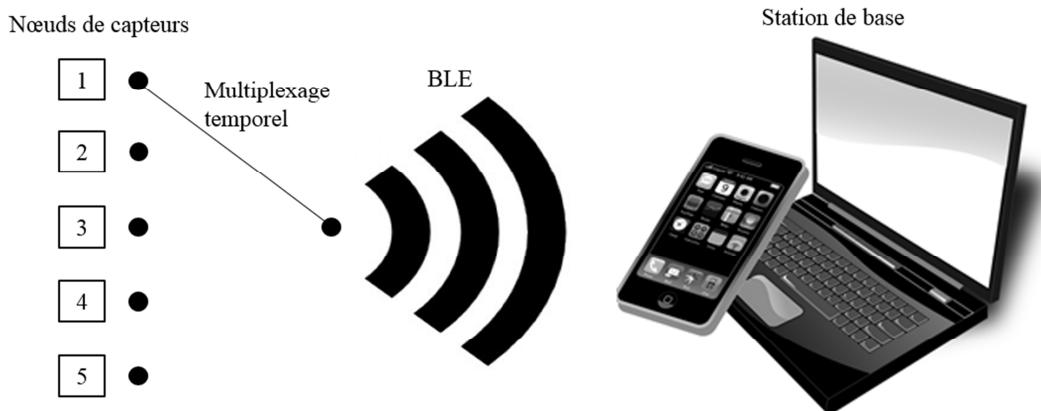


Figure 4.2 Représentation de la solution proposée pour la réduction de la consommation

Ainsi, l'opération du système se résume comme suit :

- **Au niveau de chaque nœud :** Les nœuds faisant partie du réseau en question suivent l'algorithme à basse consommation pour la connexion BLE proposée dans le **chapitre 3**. Chacun comprend un profil BLE différent des autres. Ce profil se distingue par un service avec un UUID généré spécifiquement pour l'application.
- **Au niveau de la station de base :** L'application de collecte des données est lancée après la mise sous tension des nœuds constitutifs du réseau. Une recherche en fonction de service permettra de se connecter à un nœud spécifique et d'établir une synchronisation entre les deux. Ce même procédé est successivement répété pour tous les autres nœuds du réseau. Une fois synchronisé avec les différents émetteurs, le récepteur est capable de se connecter périodiquement à chacun afin

de recevoir les mesures de paramètres physiologiques. A noter que la station de base contrôle l'état de la connexion. Elle est donc responsable de la gestion de l'intervalle de temps alloué à chaque nœud. En outre, chaque nœud est capable de transmettre son information à une fréquence différente des autres nœuds. Le fonctionnement dans ce cas est illustré dans le diagramme de la **figure 4.3**. N est pris comme un entier positif. On suppose que les nœuds 1 à 3 et 5 transmettent l'information chaque T minutes alors que le nœud 4 le fait chaque $2*T$ minutes.

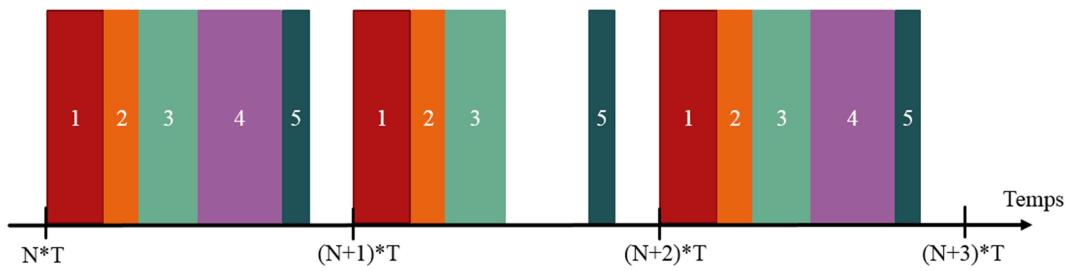


Figure 4.3 Diagramme d'opération du système

En résumé, cette solution permet d'une part de maintenir le module BLE en mode dormant pendant une durée plus longue et de réduire la consommation du nœud. D'autre part, l'allocation d'un intervalle de temps se fait selon les besoins de chaque nœud et assure donc une répartition intelligente des ressources du réseau.

4.4 Intégration de l'approche à l'outil

Dans ce qui suit, l'outil de simulation est adapté à l'approche à faible consommation de la gestion du réseau communiquant par BLE. Cette adaptation consiste en une mise en œuvre d'une fonction de configuration du réseau.

4.4.1 Configuration automatique du réseau

La finalité de cette fonction est d'allouer à chaque nœud l'intervalle de temps correspondant à ses besoins. Cette allocation se fait en fonction de la routine de vie du patient, des fréquences de mesures/transmissions ainsi que du codage de l'information. Elle vise à assurer, dans la mesure du possible, un délai minimal de transmission pour tous les capteurs.

Représenté dans la **figure 4.4**, l'algorithme de résolution adopté est basé sur une dichotomie. Il consiste d'abord à déterminer une unité de temps de base. Celle-ci correspond au PGCD des différentes périodes de transmission des nœuds constituant le réseau. Dans l'exemple de la **figure 4.3**, cette unité de base correspond à la variable T.

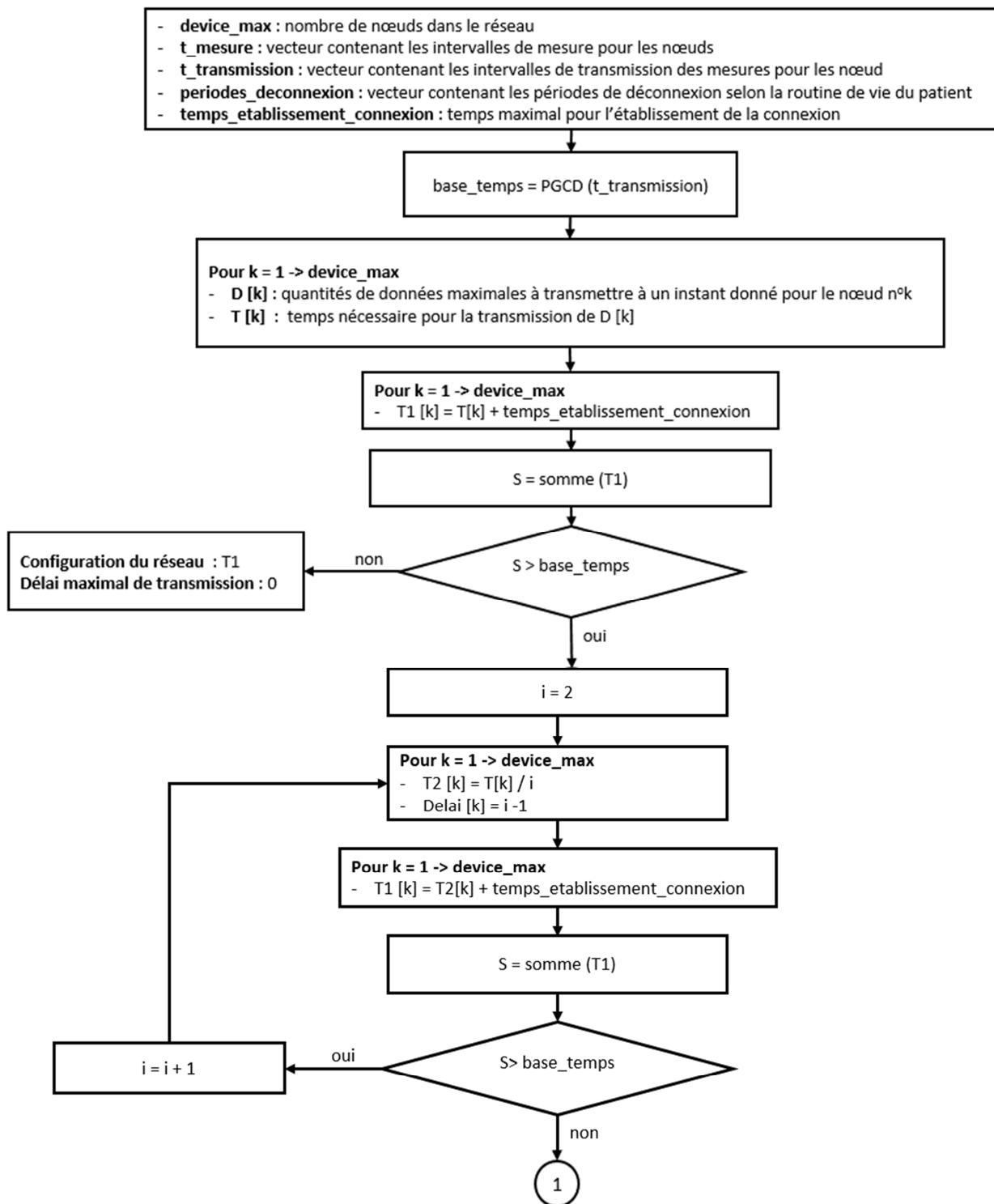
L'étape suivante est de calculer, en fonction de la routine de vie du patient, la taille de donnée maximale à transmettre à un instant donné. Ce paramètre est ensuite convertit en temps conformément au débit de transmission.

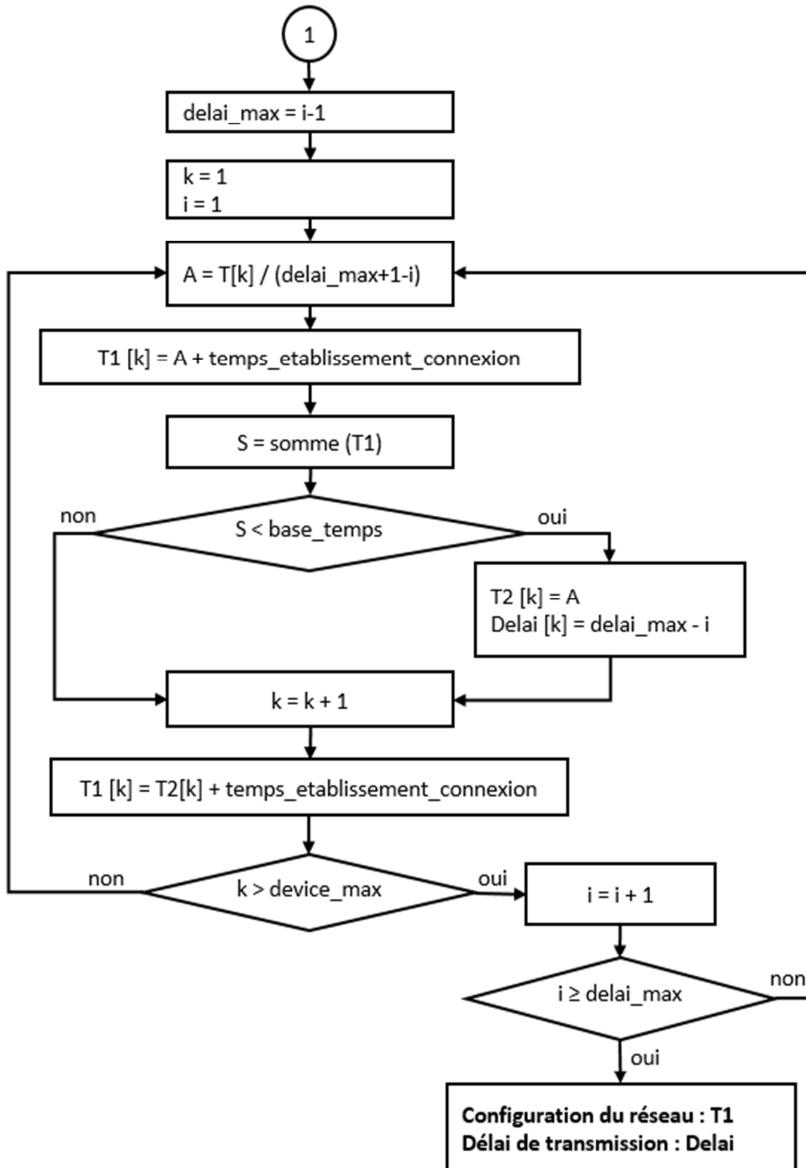
En tenant compte de la durée nécessaire pour l'établissement d'une connexion, l'intervalle de temps requis pour chaque nœud est alors déterminé. La somme de tous les intervalles de temps est ensuite calculée. Dans le cas où cette somme est inférieure ou égale à l'unité de temps de base, la configuration constituée par ces intervalles de temps n'entraîne aucun chevauchement entre les durées de transmission des différents nœuds. Elle est alors proposée à l'utilisateur. Elle permet de transmettre l'information sans délai.

Dans le cas contraire, la résolution du problème se fait dans deux étapes. La première étape suit une méthode itérative. Pour chaque itération, l'algorithme de traitement repartit la transmission de l'information sur une unité de base supplémentaire. Le point d'arrêt de cette méthode est atteint lorsque la somme des intervalles de temps de tous les nœuds est inférieure à une unité de base. Comme cette répartition de la transmission induit un délai, la deuxième étape de l'algorithme permet de réduire, dans la mesure du possible ce délai.

La deuxième étape consiste donc à augmenter progressivement l'intervalle de temps accordé à chaque nœud. A chaque itération, une comparaison de la somme des intervalles de temps à l'unité de base permet de juger de la validité de cette augmentation.

Enfin, cet algorithme retourne le délai maximal de transmission pour chaque nœud ainsi que l'intervalle de temps de connexion correspondant.



**Figure 4.4** Organigramme de la fonction « configuration du réseau »

4.4.2 Configuration de l'optimisation

Contrairement à la mise en œuvre d'un nœud unique, le déploiement d'un réseau de capteurs biomédicaux prend comme contrainte les fréquences de mesure/transmission. Dans ce sens, la conception permet aux spécialistes de contrôler les instants de mesure des paramètres physiologiques. Ils sont ainsi capables de décider quels paramètres sont mesurés simultanément, successivement, etc. Cette approche permet de mieux analyser les données recueillies par les nœuds afin d'établir une corrélation entre les différentes observations et de détecter les anomalies.

Ainsi, les algorithmes d'optimisation supposent la prise en considération des directives des médecins au niveau de la régularité de la mesure de chaque signal. De plus, ces algorithmes s'appliquent à chaque nœud à part. Elles prennent en considération le temps de connexion alloué au nœud. Ainsi, la démarche adoptée est de générer la configuration du réseau et d'appliquer la fonction d'optimisation adéquate à chaque capteur à part : choix de composants, de sources d'énergie, etc.

4.5 Application au système de télésurveillance retenu

Dans ce paragraphe, une application est proposée. Elle consiste en un réseau de cinq nœuds de capteurs sans fils. Chacun est responsable de la mesure et la transmission d'un paramètre physiologique donné. Dans ce qui suit, on explicite d'abord les signaux vitaux retenus ainsi que les fréquences de mesures correspondantes. La configuration du réseau résultant est par la suite donnée par l'outil de simulation.

4.5.1 Les cinq paramètres physiologiques retenus

Le choix des paramètres physiologiques à suivre se fait par le médecin traitant en accord avec la pathologie de la personne (cardiaque, cérébrale, cardiovasculaire, etc.). Une consultation avec des spécialistes du domaine nous a permis d'établir les principaux signaux vitaux : la fréquence cardiaque (Fc), l'oxymétrie de pouls (SpO_2), la pression sanguine (Pa), la température corporelle (Tc), l'activité cardiaque ou électrocardiogramme (ECG).

Au niveau recherche, des capteurs portables ont été développés permettant de suivre simultanément plusieurs paramètres physiologiques. Un exemple est le textile portable BIOTEX proposé par Coyle et al. [124] pour la mesure de la fréquence cardiaque, l'oxymétrie du sang et le rythme respiratoire. Il est constitué de trois électrodes textiles pour l'enregistrement de l'ECG, d'une fibre optique pour le taux d'oxygène dans le sang et d'un capteur piézorésistif pour la surveillance de la respiration. Ces capteurs ont été tous intégrés dans le vêtement par une machine à tricoter.

Malgré les opportunités offertes par ces technologies, nous limitons notre étude dans cette thèse aux techniques utilisées dans les dispositifs commercialisés qui sont accessibles pour la mise en œuvre d'un démonstrateur.

Nous avons déjà explicité dans le **chapitre 3** le sujet de la température corporelle. Le reste de cette partie sera donc dédié à expliciter les autres signaux, à établir la corrélation de chacun avec la santé du patient et à donner un aperçu sur le capteur correspondant.

4.5.11 Oxymétrie de pouls (SpO_2)

L'oxymétrie de pouls (SpO_2) est une estimation de la concentration d'oxygène dans le sang. Elle mesure le pourcentage de sites de fixations d'hémoglobine occupés par l'oxygène [125].

4.5.11.1 Indications pathologiques

Le **tableau 4.1** relie le niveau de saturation en oxygène à l'état du patient.

Tableau 4.1 Effet de la saturation en oxygène sur la santé du patient [109]

Saturation en oxygène (en %)	Indication
95- 100	Niveau normal
90-95	Niveau faible mais pas nécessairement pathologique
80-90	Risque d'hypoxémie (causé par : crise d'asthme, infections pulmonaires ...)
< 80	Affecte la fonction des organes vitaux ; arrêt respiratoire ou cardiaque

4.5.11.2 Capteur

La méthode de mesure de la saturation en oxygène dans le sang est non invasive et se fait grâce à un capteur optique posé sur le doigt. Les deux signaux vitaux mesurés sont l'oxymétrie de pouls et la fréquence cardiaque.

Le principe repose sur l'émission de deux lumières (rouge et infrarouge), respectivement de 660 et 940 nm, et de la mesure de leur absorption [125] :

- L'oxyhémoglobine (HbO_2) absorbe les infrarouges et laisse donc passer plus de rouge
- L'hémoglobine non oxygénée absorbe plus le rouge et laisse donc passer plus les infrarouges

Le capteur est constitué d'un côté de diodes émettrices d'ondes lumineuses rouge (R) et infrarouge (IR) transmises à travers un site de mesure (doigts, lobe de l'oreille). Les ondes émises sont absorbées par tous les tissus traversés (peau, tissus, cartilage, os, et surtout le sang capillaire). Elles seront reçues de l'autre côté par un photodétecteur. L'analyse de ce signal restitue une valeur de SpO_2 et une courbe de pléthysmographie PPG (**figure 4.5**).

La saturation pulsée en oxygène est tirée en se basant sur un tableau d'équivalence avec le rapport R/IR. De plus, la fréquence cardiaque est déduite à partir de la courbe de pléthysmographie. Selon la loi de Beer-Lambert, les variations d'absorption des ondes

lumineuses sont fonctions des variations du volume sanguin au cours du temps ; celles-ci sont associées à l'activité cardiaque. La fréquence de ces variations donnera le rythme cardiaque [126].

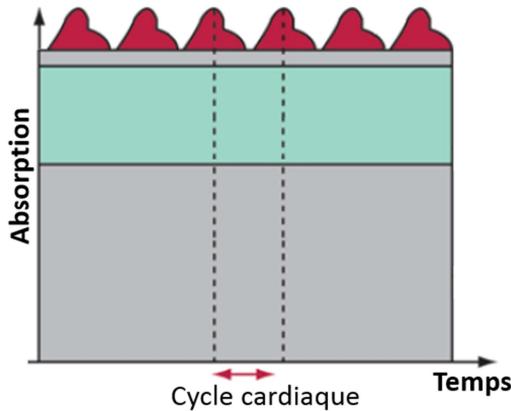


Figure 4.5 Courbe de pléthysmographie [126]

4.5.12 Electrocardiogramme (ECG)

L'électrocardiogramme est la représentation graphique du potentiel électrique qui commande l'activité musculaire du cœur ; il met donc en évidence les contractions et les relâchements du cœur, et donne la fréquence cardiaque.

4.5.121 Indications pathologiques

Lorsque le cœur est sain, le schéma de la courbe présente une forme et un rythme réguliers (**figure 4.6**). L'absence de la régularité est une caractéristique importante pour le diagnostic. Les pathologies correspondantes peuvent avoir des conséquences graves sur la santé du patient et provoquer le décès. On en cite : la Fibrillation auriculaire, le Flotter Ventriculaire et la fibrillation Ventriculaire [127].



Figure 4.6 L'électrocardiogramme d'un sujet normal

4.5.122 Capteur

Le capteur utilisé pour l'acquisition est constitué d'électrodes de mesures placées directement sur la peau ; celles-ci, notées électrodes Ag/AgCl, sont formées d'une plaque en argent couverte d'une couche

de chlorure d'argent. Elles sont caractérisées par une aptitude à capter les amplitudes de l'ordre du millivolt, une impédance d'entrée très élevée et un courant d'entrée très faible. Il faut diffuser un électrolyte sur l'épiderme avant de les mettre en place ; cette étape permet d'assurer une bonne conduction.

L'emplacement de ces électrodes ainsi que leur nombre joue un rôle capital dans la précision de la mesure ; Il existe des configurations à une, trois, cinq et douze électrodes. Celle à trois électrodes (**figure 4.7**) est la plus adaptées aux mesures ambulatoires hors milieux hospitaliers [128].

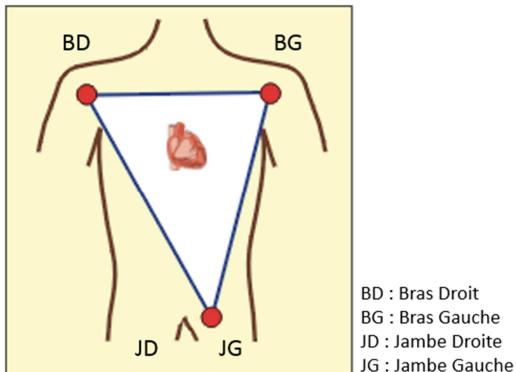


Figure 4.7 Configuration à trois électrodes pour un électrocardiogramme

4.5.13 Fréquence cardiaque (Fc)

La fréquence cardiaque est le nombre battements cardiaque par unité de temps. Elle est exprimée en battements par minutes (bpm).

4.5.131 Indications pathologiques

Chez une personne adulte, le rythme cardiaque est qualifié de normal lorsqu'il est compris entre 60 et 100 bpm pendant la journée, et entre 40 et 80 bpm pendant la nuit. Les anomalies associées à des troubles de fréquence cardiaque sont : l'arythmie, la tachycardie, et la bradycardie. L'arythmie est le résultat d'un battement à un rythme irrégulier. La tachycardie est associée à un rythme cardiaque situé au-dessus de 100 bpm. La bradycardie au contraire se caractérise par un rythme cardiaque inférieur à 60 bpm [127].

4.5.132 Capteur

La fréquence cardiaque est déterminée soit à partir de l'oxymétrie de pouls, soit à partir d'un électrocardiogramme.

4.5.14 Pression artérielle (Pa)

La pression artérielle, aussi nommée tension artérielle, désigne la force exercée par le sang sur les parois internes des artères. Elle dépend du débit cardiaque et donc de la fréquence cardiaque. Elle est exprimée en deux valeurs : la pression systolique ou PAS mesurée au moment de la contraction du cœur (systole) et la pression diastolique (PAD) au moment du « relâchement » du cœur (diastole).

4.5.141 Indications pathologiques

Un contrôle régulier de la pression artérielle peut se montrer très avantageux dans la détection de nombreuses pathologies. La plus rependue est l'hypertension artérielle ou HTA. Elle se traduit par des valeurs de pressions systoliques et diastoliques élevées par rapport à la normale. Cette pathologie peut survenir même si la personne ne présente pas de facteurs de risque. Sa détection précoce est par la suite primordiale dans la protection des individus. En effet, une HTA non traitée peut entraîner des accidents vasculaires et donc des dommages au niveau des organes vitaux tel que le cerveau ou les reins. Le **tableau 4.2** résume la classification des différents niveaux de pression artérielle.

Tableau 4.2 Classification des niveaux de pression sanguine [109, 127]

Classe	PA systolique (en mmHg)	PA diastolique (en mmHg)
Hypotension	<90	<60
Normal	90-119	60-79
Pré-hypertension	120-139	80-89
Hypertension artérielle de grade 1 (légère)	140-159	90-99
Hypertension artérielle de grade 2 (modérée)	160-179	100-109
Crise d'Hypertension (attention médicale nécessaire)	>= 180	>= 110
Hypertension Systolique isolée	>=140	<90

4.5.142 Capteur

La mesure de la pression artérielle se fait traditionnellement par méthode oscillométrique. Un oscillomètre gonfle et dégonfle automatiquement un brassard tout en mesurant, de façon continue, la pression [129]. Cependant, ce gonflement risque de gêner le patient. Cette méthode n'est donc pas idéale pour le suivi à long terme.

La méthode basée sur la propagation de l'onde de pouls (Pulse Wave Propagation method) constitue une approche prometteuse pour la mesure de la pression artérielle sans avoir recours à un brassard gonflable. L'onde de pouls est générée par le cœur à chaque battement. Elle entraîne des variations du volume sanguin dans les artères, qui se contractent et se détendent lors de son passage. La corrélation entre la vitesse de cette onde et la pression artérielle a été établie dans l'équation de Moens-Korteweg. La mesure de la pression artérielle se base donc sur la mesure du temps de transit de l'onde de pouls noté PTT (Pulse Transit Time), c.-à-d. le temps nécessaire pour le déplacement de l'impulsion à partir du cœur vers un site périphérique. Ce paramètre peut être facilement déterminé à partir d'un Electrocardiogramme (ECG) et d'une courbe de pléthysmographie (PPG) [130]. Il fournit donc une solution pratique pour le suivi à distance de la pression artérielle.

Enfin, La technique Pulse Wave Progagation est encore en phase de recherche et n'est pas disponible sur le marché.

4.5.2 Les fréquences de mesure

En plus des signaux physiologiques à suivre, la sévérité de la pathologie suppose une fréquence minimale de mesure à respecter afin de garantir le bien-être du patient. Le **tableau 4.3** résume l'intervalle de temps, comme recommandé par les médecins, entre deux mesures consécutives pour différents cas.

La télésurveillance médicale vise les malades chroniques, les personnes âgées aussi bien que les sujets post-opératoires. Des rencontres avec des médecins nous ont donc permis d'établir deux limites pour les fréquences de mesures des principaux signaux physiologiques. La limite supérieure serait d'une mesure par minute pour le battement cardiaque - l'oxymétrie de pouls - la température, une toutes les 30 minutes pour la pression sanguine, et une toutes les 24 heures pour l'électrocardiogramme. La limite inférieure serait l'équivalent de celle d'une surveillance hospitalière.

Sachant que la consommation du nœud et la quantité de données à transmettre sont proportionnelles à la fréquence des mesures, la faisabilité de la mise en œuvre pour les valeurs maximales assure le bon fonctionnement pour des valeurs inférieures. Pour cette raison, l'étude théorique présentée dans ce qui suit est réalisée pour la limite supérieure des fréquences de mesures.

Tableau 4.3 L'intervalle de temps recommandé entre deux mesures consécutives en fonction de l'état du patient

Etat du patient	Intervalle de temps entre deux mesures consécutives				
	Fc	SpO2	Pa	Température	ECG
Patient en soin intensif	Continue	Continue	15 minutes	4 heures	Continue
Patient hospitalisé - cas critique	1 heure	1 heure	1 heure	4 heures	24 heures
Patient hospitalisé stable	4-6 heures	4-6 heures	4-6 heures	4-6 heures	24h si patient cardiaque
Patient en surveillance hospitalière	6-8 heures	6-8 heures	6-8 heures	6-8 heures	24/48h si patient cardiaque

4.5.3 Configuration proposée

L'intégration de ce réseau dans l'outil se fait d'abord en saisissant les paramètres du réseau : le nombre de nœuds, les fréquences de mesure/transmission ainsi que le codage de l'information pour chacun. Comme les algorithmes d'optimisation s'appliquent à chaque nœud à part, l'utilisateur décide du nœud dont il souhaite optimiser le dimensionnement et complète la saisie des paramètres spécifiques à ce nœud (composants, source d'énergie, configuration électronique, etc.) avant de lancer la simulation.

Dans ce paragraphe, nous présentons une application théorique à la fonction « configuration du réseau ». Le réseau ainsi proposé est constitué par cinq nœuds de capteurs biomédicaux communiquant par BLE. Chacun de ces nœuds est responsable du monitoring de l'un parmi les cinq signaux vitaux mentionnés précédemment. La configuration du réseau consiste à allouer un intervalle de temps à chaque nœud conformément à ses besoins.

La première étape est de déterminer la taille de données produites par mesure pour chacun des cinq paramètres. Celle-ci dépend du codage de l'information. En d'autres termes, elle est fonction de la représentation numérique ainsi que des valeurs limites prises par le paramètre. Ainsi, la fréquence cardiaque est représentée par une valeur entière comprise entre 0 et 220 bpm. Un codage en entier non signé de 8 bit est le plus adéquat comme il permet de couvrir toute valeur entre 0 et 255. Ce même principe est applicable à l'oxymétrie de pouls, la température corporelle et la pression artérielle.

Contrairement à ces paramètres, l'électrocardiogramme est représenté par une courbe. L'idée de base est donc d'échantillonner le signal à la sortie du bloc acquisition et de transmettre les échantillons à la station de base. Typiquement, un ECG est enregistré pendant 12 secondes. Sa plage de fréquence naturelle est comprise entre 0.1 Hz et 250 Hz. Un échantillonnage à 1 Ksps sera donc suffisant pour une représentation fidèle de la courbe. Sachant qu'un échantillon est codé sur 16 bit, la taille de données D produite par mesure est exprimée comme suit :

$$D = N_{\text{échantillons}} * d \quad (4.1)$$

Où $N_{\text{échantillons}}$ et d correspondent respectivement au nombre total d'échantillons et à la taille de chacun

$$D = 1 \text{ ksps} * 12 \text{ s} * 16 \text{ bit} = 192 \text{ kbits} = 24000 \text{ octets} \quad (4.2)$$

Le **tableau 4.4** résume les informations relatives au codage des cinq signaux vitaux retenus.

Tableau 4.4 Codage et quantité de données produite par mesure pour chacun des cinq paramètres physiologiques

Paramètre physiologique	Fréquence de mesure	Valeurs limites	Codage	Taille de données par mesure
Fréquence cardiaque	1 par minute	0 – 220 bpm	8 bit	1 B
Oxymétrie de pouls	1 par minute	0 – 100 %	8 bit	1B
Température corporelle	1 par minute	20 – 60 °C	8 bit partie entière	2 B
			8 bit partie décimale	
Pression artérielle	1 par heure	Diastolique : 0 – 150 mm Hg	8 bit	2 B
		Systolique : 0 – 230 mm Hg	8 bit	
ECG	1 par 24 heures	0.5 – 40 mV 0.01 – 250 Hz	Echantillonnage à 1 ksps pendant 12 s	24 KB
			16 bits par échantillon	

L'étape suivante est de déterminer l'unité de temps de base du réseau. Celle-ci correspond au PGCD des périodes de transmission pour chaque nœud. Elle est par la suite égale à $T=1$ min. Dans ce sens, les nœuds de capteurs de fréquence cardiaque, d'oxymétrie de pouls et de température corporelles transmettent l'information tous les $T = 1$ min ; celui de la pression artérielle le fait tous les $60*T$ minutes alors que la courbe d'ECG est transmise tous les $24*60*T$.

En se basant sur la routine de vie du patient, la quantité de données maximales à transmettre est calculée et le temps requis pour cette transmission

est ensuite déduit. Pour la configuration du problème proposée dans la **figure 4.8**, la quantité maximale de donnée à transmettre par le capteur de fréquence cardiaque correspond à celle produite pendant les deux heures de déconnexion entre 8h et 11h. Pendant ce temps, 180 mesures différentes ont été stockées. Sachant que chaque mesure est codée sur un octet, la taille de données maximale ainsi que la durée de transmission nécessaire ont été calculées. La même procédure est faite pour les quatre autres capteurs.

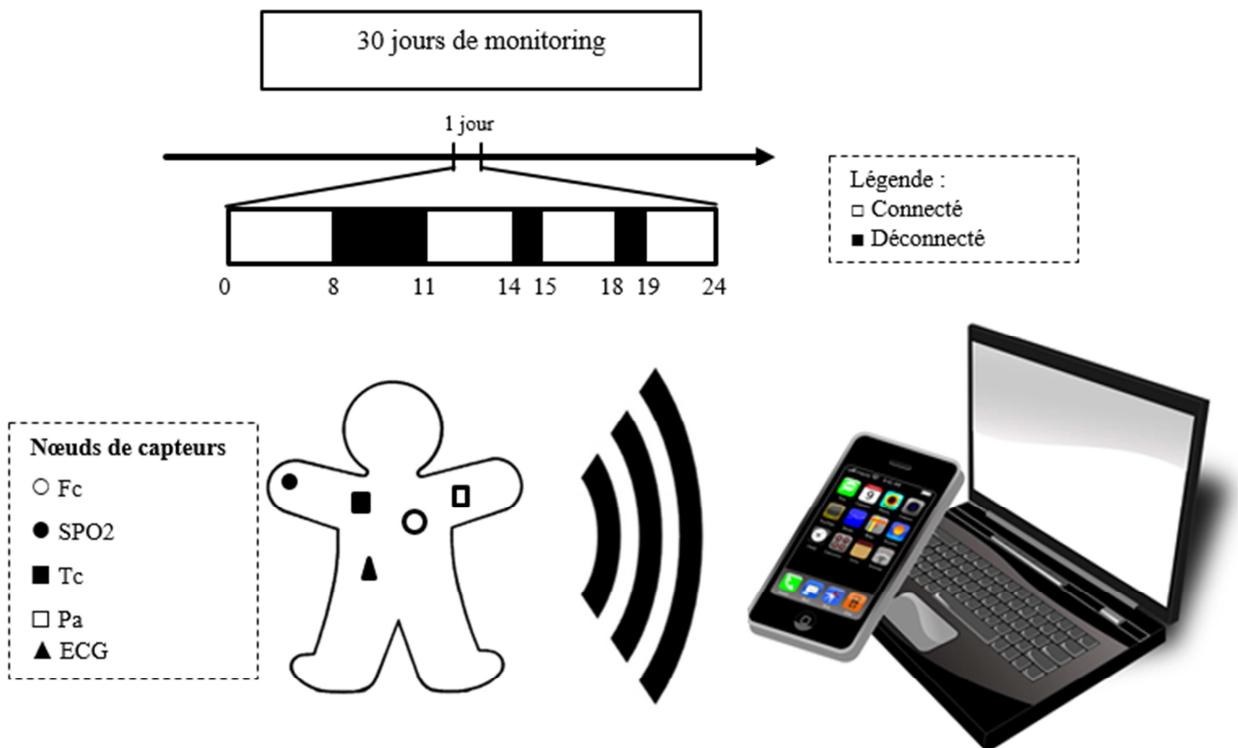


Figure 4.8 Configuration du problème

En adoptant la même valeur pour le temps maximal d'établissement de connexion proposée dans le **chapitre 3**, l'intervalle de temps requis pour chaque nœud a été déterminé. Il est représenté dans le **tableau 4.5** sous la colonne « temps de transmission requis ». Il est évident que la somme de ces valeurs est supérieure à l'unité de temps de base, d'où la nécessité de repartir cette transmission sur plusieurs unité de temps de base. Cette répartition se fait selon l'algorithme présenté dans le **paragraphe 4.4.1**. La procédure ainsi que la configuration de réseau retenue sont représentées dans le **tableau 4.5**.

Tableau 4.5 Configuration du réseau telle que proposée par l'outil de simulation

Paramètre physiologique	Quantité maximale de données à transmettre		Temps maximal d'établissement de la connexion	Intervalles de temps alloués	Délai maximal de transmission
	Taille	Temps de transmission requis			
Fréquence cardiaque	180 B	1.35 s	2 s	2.75 s	2 min
Oxymétrie de pouls	180 B	1.35 s		2.75 s	2 min
Température corporelle	360 B	2.7 s		3.35 s	2 min
Pression artérielle	6 B	0.15 s		2.15 s	1 min
ECG	24 KB	180 s		47 s	4 min

La solution proposée comprend donc les intervalles de temps alloués à chaque noeud de capteur ainsi que les délais de transmission correspondants. A titre d'exemple, le noeud de capteur de fréquence cardiaque est alloué 2.75 secondes par minute. Après trois heures de déconnexion, il nécessite une durée maximale de deux minutes pour transmettre la totalité de l'information stockée.

4.6 Démarche expérimentale pour la validation de l'approche

Dans ce paragraphe, une validation de la solution de gestion du réseau BLE est présentée. Elle vise à mettre en relief la périodicité du fonctionnement ainsi que le multiplexage temporel ayant lieu.

Puisque la solution proposée se base sur un multiplexage temporel, une validation expérimentale sur un réseau de deux capteurs permet de généraliser pour un réseau de n capteurs.

4.6.1 Mise en œuvre des nœuds de capteurs

Cette étape est analogue à celle présentée dans le chapitre précédent. Ainsi, chaque noeud est constitué d'un capteur analogique, d'un processeur et d'un module de communication BLE. Afin de simplifier le travail, deux capteurs de température corporelle ont été adoptés. Toutefois, on a fait correspondre à

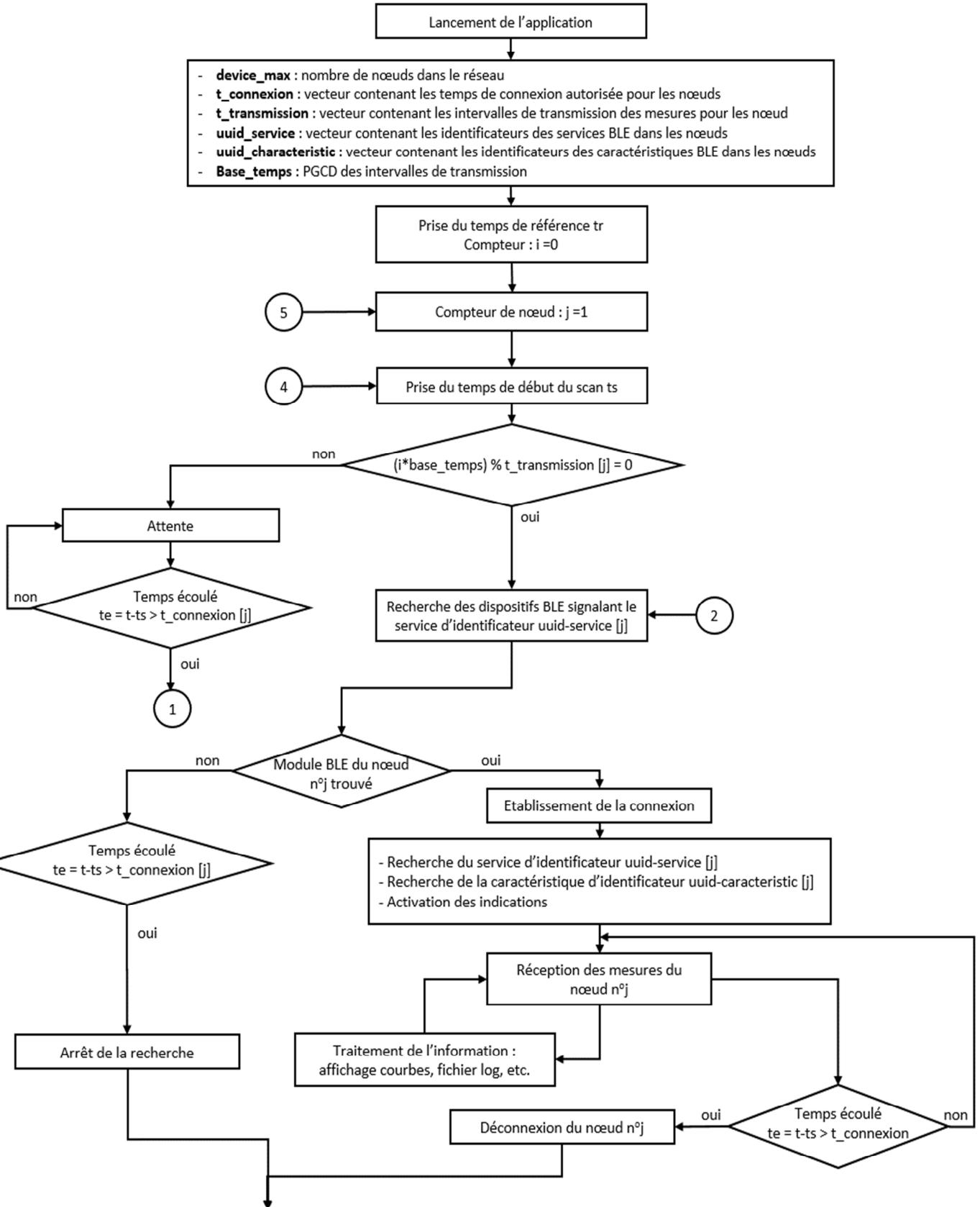
chaque nœud un profil BLE spécifique différent de l'autre. Cette différentiation permet à l'application PC de rechercher et par la suite de se connecter à un nœud particulier.

En outre, le timeout est fixée à la même valeur pour le réseau permettant ainsi de rétablir la synchronisation pour tous les nœuds dans le cas d'un redémarrage de la station de base.

4.6.2 Collecte des données au niveau de la station de base

L'application PC déjà construite a été modifiée afin d'assurer une gestion du multiplexage temporel. Comme les nœuds se distinguent l'un de l'autre par le profil BLE implémenté, une recherche de dispositifs BLE et un filtrage en fonction des services signalisés permet de repérer et de se connecter à un nœud spécifique. L'étape suivante consiste à rechercher, dans le service, la caractéristique associée à la mesure désirée. Comme cette caractéristique a la propriété d'être indiquée, l'activation des indications par la station de base déclenche la transmission de données. La déconnexion a lieu après l'écoulement du temps alloué au nœud.

Ce fonctionnement est répété pour chaque nœud à part. Toute valeur reçue est associée à la date de mesure correspondante. Des courbes de variation ainsi que des fichiers texte sont mis à jour régulièrement. L'organigramme de fonctionnement est présenté dans la **figure 4.9**.



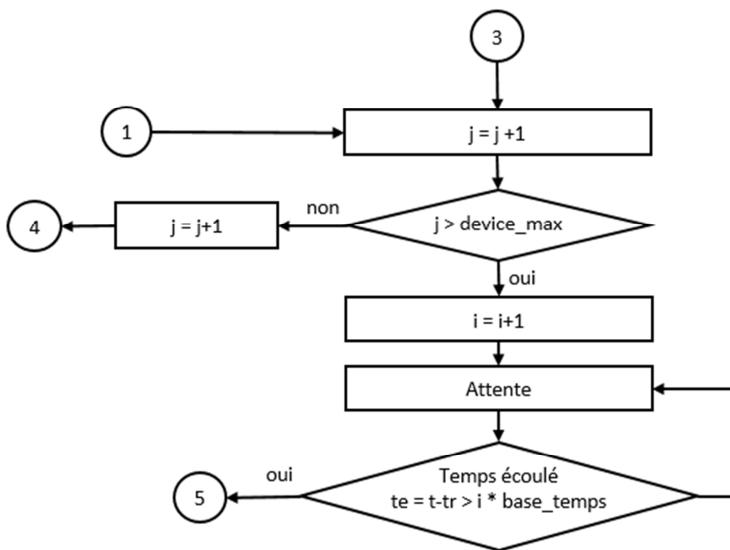


Figure 4.9 Organigramme du fonctionnement de l'application PC pour la gestion d'un réseau

4.6.3 Présentation des mesures expérimentales

Comme indiqué précédemment, le fonctionnement d'un nœud faisant partie du réseau suit l'algorithme basse consommation pour la connexion BLE. Comme aucun changement n'a été fait au niveau de la programmation du nœud, sa consommation en courant est analogue à celle présentée dans le **chapitre 3**. La validation du concept se réduit alors à une validation du multiplexage temporel.

Afin d'atteindre cet objectif, il est nécessaire d'observer simultanément le fonctionnement des modules de transmission BLE du réseau. Celle-ci se fait grâce à une visualisation du profil de consommation des modules ble113 sur un oscilloscope. Les courbes observées permettront de mettre en évidence les instants de réveil, d'établissement et de terminaison de la connexion, etc.

Cette mesure a été faite à partir des kits de développements propres au module de communication Bluetooth Low Energy, le ble113. Les deux kits ont été connectés simultanément à deux canaux du même oscilloscope.

4.6.4 Discussion des résultats

Pour cette expérience, une valeur de la température est transmise tous les 10 secondes pour les deux nœuds. Chacun est alloué une durée arbitraire de trois secondes : 2 secondes lui permettant de se connecter et 1 seconde pour transmettre l'information.

La **figure 4.10** est un relevé d'oscilloscope spécifique au mode connecté. Les courbes observées valident d'abord la périodicité du fonctionnement qui se répète tous les 10 secondes. Ensuite, l'intervalle de temps entre le début de la signalisation et la déconnexion est égal à trois secondes pour chacun des deux nœuds. De plus, le second nœud de capteur, noté 2 sur la figure, passe en mode signalisation après la déconnexion du premier, noté 1.

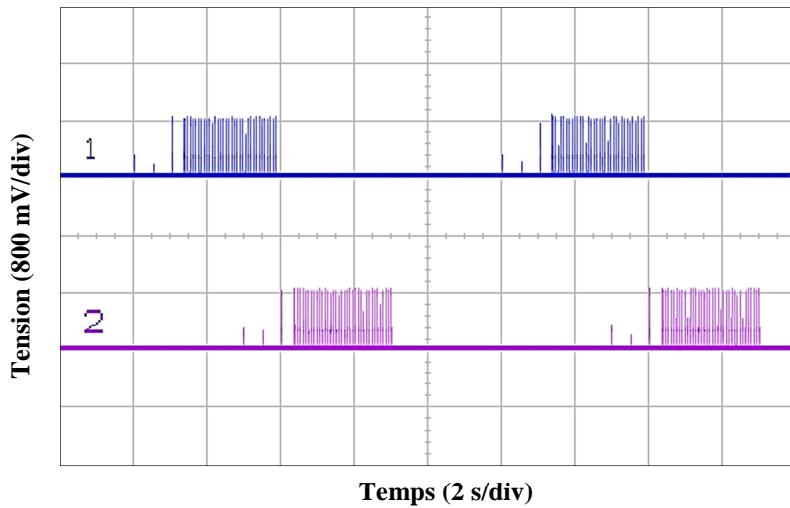


Figure 4.10 Consommation des deux modules ble113 en mode connecté

Le mode signalisation est représenté dans la **figure 4.11**. Dans ce cas la connexion à la station de base n'est pas possible. Chaque nœud émet des paquets de signalisation pendant 3 secondes avant de passer en mode dormant. Comme pour le mode connecté, l'entrée en mode signalisation du nœud 2 se fait directement après la sortie de ce mode au niveau du nœud 1.

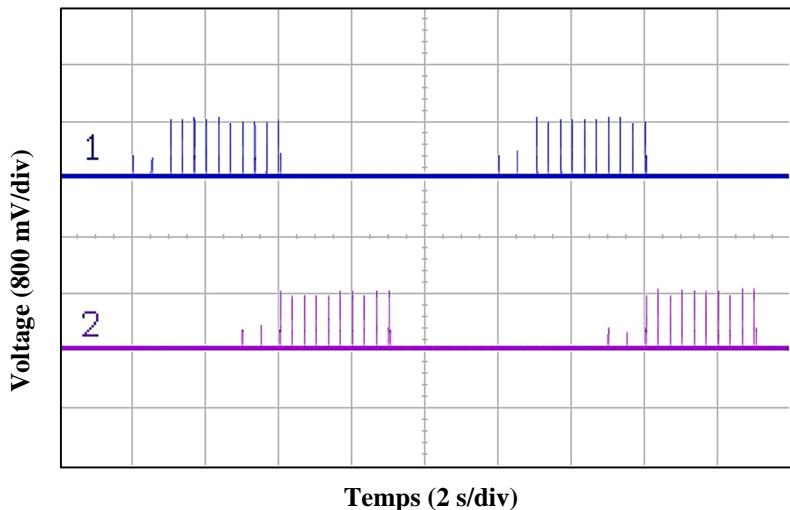


Figure 4.11 Consommation des deux modules ble113 en mode signalisation

En conclusion, les mesures expérimentales ont permis de valider l'approche de multiplexage temporel adoptée pour la gestion d'un réseau de capteurs communicants par BLE. Dans le paragraphe suivant, cette approche est appliquée à un réseau de cinq capteurs.

4.7 Extension de l'approche pour un réseau de cinq nœuds

Dans ce paragraphe, une application de l'approche proposée dans ce chapitre est présentée. Elle vise à montrer la diversité des configurations possibles et à donner un exemple de répartition des intervalles de temps selon les besoins des différents nœuds.

Dans ce réseau, on suppose une période maximale de déconnexion de 5 minutes. Le timeout correspondant a été également fixé à 5 minutes. Ce timeout assure la resynchronisation si l'utilisateur est déconnecté pendant une durée supérieure à la valeur maximale prévue. Chaque nœud est alloué un intervalle de temps spécifique : 2 secondes pour l'établissement de la connexion ajouté à la durée nécessaire pour transmettre les données produites pendant 5 minutes de déconnexion. Le **tableau 4.6** présente la configuration du réseau. Il fait correspondre à chaque nœud le temps de connexion alloué tel que proposé par la fonction « configuration du réseau ».

La **figure 4.12** montre une implémentation physique du réseau. Il est formé par 5 nœuds de capteurs, dont un est représenté dans la **figure 4.13** et dont la construction est explicitée dans **l'annexe C**, en plus d'un PC adopté comme station de base.

La **figure 4.14** est un relevé d'écran de l'application de collecte de données développée. L'allure des courbes observées illustre les variations forcées exercées aléatoirement sur l'entrée des capteurs analogiques.

Tableau 4.6 Configuration proposée pour l'implémentation du réseau de cinq capteurs

Nœud	Intervalle de mesure	Intervalle de transmission	Taille de données produite pendant 5 min	Intervalle de temps alloué
1	5 s	1 min	120 B	2.9 s
2	10 s	1 min	60 B	2.45 s
3	1 min	1 min	10 B	2.15 s
4	4 s	2 min	150 B	3.2 s
5	3 min	3 min	2 B	2.15 s

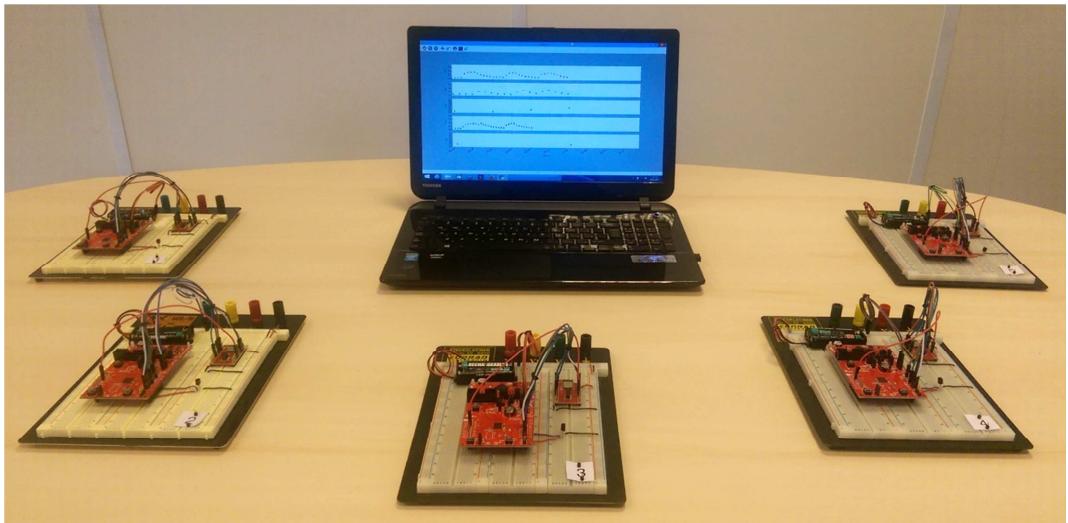


Figure 4.12 Implémentation physique du réseau de cinq capteurs

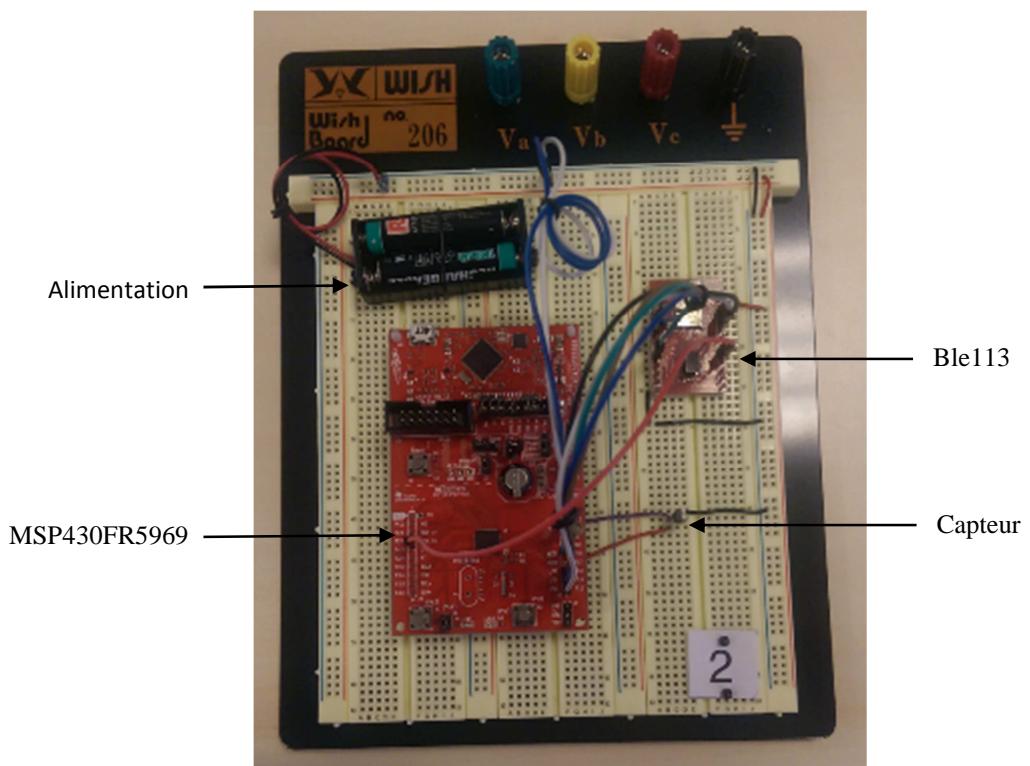


Figure 4.13 Montage d'un nœud de capteur

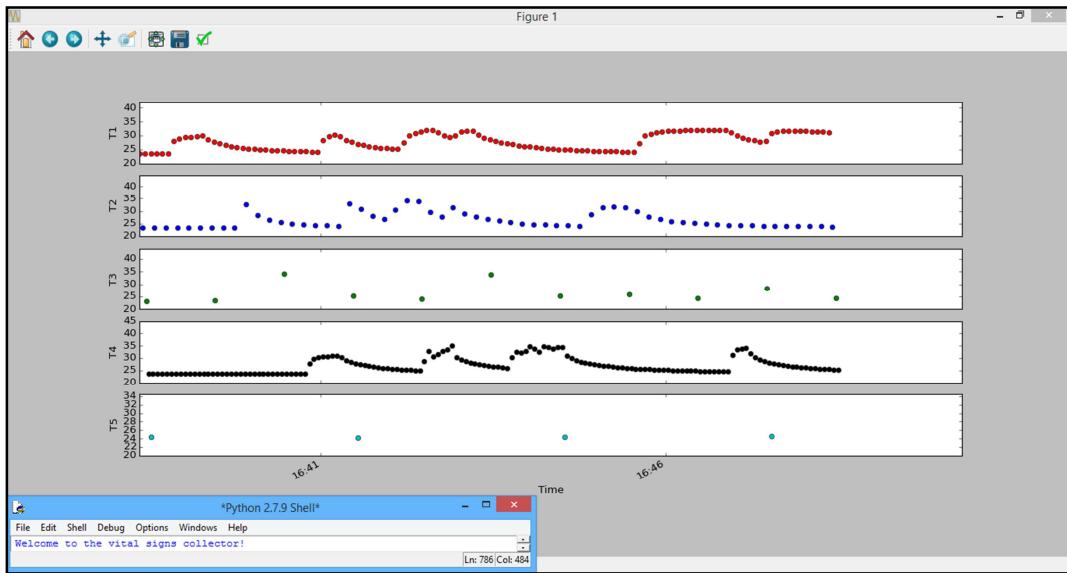


Figure 4.14 Capture d'écran de l'application PC pour la collecte des données

4.8 Conclusion

Dans ce chapitre, l'outil de simulation a été adapté au cas d'un réseau de plusieurs nœuds de capteurs biomédicaux sans fils. Ainsi, la modélisation de la consommation inclue désormais l'effet du comportement du nœud au sein d'un réseau. Une fonction d'optimisation supplémentaire a été en plus développée pour générer une configuration automatique du réseau tout en respectant les contraintes imposées par le diagnostic de la pathologie. L'algorithme de résolution mis en place tient compte des besoins de transmission de chaque nœud et assure, dans la mesure du possible, un délai minimal lors de cette transmission.

Nous avons également proposé dans ce chapitre une approche pour la gestion d'un réseau Bluetooth Low Energy. Basé sur un multiplexage temporel régi par le maître, cette approche est adaptée à la prise de mesures périodiques lors de la surveillance de paramètre physiologique. Elle assure, en plus d'une économie en énergie, une répartition intelligente des ressources du réseau conformément aux besoins de chaque nœud. Nous avons enfin présenté une application théorique à un cas réaliste et validé le concept selon une démarche expérimentale.

Conclusion générale

Synthèse et conclusion

Dans le cadre de cette thèse, nous nous sommes focalisés sur l'aspect énergétique de la conception de ces réseaux. Nous avons proposé de développer un outil d'aide à cette conception. Cet outil est orienté sur la consommation en énergie et intervient dès les premières étapes de la conception. Il assure une implémentation simplifiée de nouveaux composants et offre la possibilité de développer une librairie de modules commerciaux. En plus de l'estimation de la consommation, il permet de guider l'utilisateur vers l'obtention d'un circuit qui respecte les contraintes énergétiques et médicales de l'application (choix de composants, choix de source d'énergie, configuration du réseau, etc.)

Pour atteindre cet objectif, nous avons proposé de modéliser la consommation d'un nœud de capteur avec une abstraction de Fonction Timée dans un environnement Matlab. Le modèle ainsi construit tient compte des consommations enregistrées dans les différents modes de fonctionnement de chaque composant matériel ainsi que des transitions entre ces différents modes. Il permet de déterminer la consommation du nœud en fonction (1) du déplacement de la personne et son effet sur la transmission radiofréquence, (2) de l'utilisation de l'espace mémoire.

En outre, sa construction permet d'implémenter de nouveaux composants à partir de fiches techniques. Un composant est ainsi représenté par un ensemble de valeurs numériques décrivant sa consommation en énergie. Ces valeurs peuvent être stockées dans des matrices créant ainsi une librairie de composants réutilisables.

De plus, nous avons développé un outil d'optimisation permettant de guider le concepteur vers un dimensionnement conforme aux contraintes imposées dans le cahier de charge. Cet outil est composé de plusieurs fonctions donnant solution à plusieurs scénarios rencontrés lors de la conception : calcul de l'autonomie, dimensionnement du nœud (choix de sources d'énergie, de composants, de stratégie de sauvegarde de données, de configuration électronique, etc.), et détermination des périodes de déconnexion tolérées. Les algorithmes de ces fonctions sont intelligents assurant un temps de résolution minimal. Ils sont également génériques et applicables à tous les systèmes.

Ainsi, une simulation prend en entrée l'ensemble des composants et la configuration du problème à résoudre par optimisation. Afin d'assurer un environnement organisé pour la saisie des entrées, nous avons établi un lien en Microsoft Excel et Matlab. Dans ce sens, les entrées sont d'abord saisies dans des feuilles de calcul Excel. Elles sont ensuite récupérées dans Matlab pour le lancement de la simulation. Les résultats ainsi obtenus sont écrits dans une

feuille Excel consultable ultérieurement. Cette saisie dans Excel permet d'assurer : (1) une gestion des unités, (2) une mise en place de conditions afin d'éviter les saisies erronées, et (3) une interaction avec la saisie.

Afin d'étudier les performances de cet outil, avons proposé une évaluation selon une démarche expérimentale. Il s'agit de réaliser une étude théorique d'un système par simulation et de la confronter à des mesures expérimentales. Cette partie du travail est divisée en deux étapes. Nous commençons donc avec un nœud unique avant de généraliser pour un réseau.

Dans un premier temps, le système étudié comprenait un capteur de température corporelle unique communiquant l'information à une station de base par Bluetooth Low Energy. En comparant les résultats de simulation aux mesures expérimentales, nous avons remarqué que l'erreur observée provenait de la consommation du microcontrôleur MSP430FR5969 en mode actif qui dépend du pourcentage de cache hit et donc du code réel implémenté. En remplaçant la valeur typique trouvée dans la fiche technique par la valeur mesurée, l'erreur observée diminue à moins de 5%.

En outre, cette étude a démontré que le module Bluetooth Low Energy est responsable de la majorité de la consommation du nœud. Nous avons donc proposé une solution adaptée aux mesures périodiques au centre de la télésurveillance médicale. Elle consiste à attribuer, conformément à la fréquence des mesures, un intervalle de temps fixe permettant au nœud d'établir une connexion et de transmettre l'information. Cette solution a été étudiée de point de vue théorique avant d'être implantée sur le niveau du matériel. De même dans ce cas, l'écart entre la simulation et les mesures expérimentales est dû à la consommation du microcontrôleur en mode actif.

Dans un deuxième temps, nous avons généralisé notre travail à un réseau comprenant cinq nœuds de capteurs. Le réseau proposé est basé sur un multiplexage temporel régi par la station de base où chaque nœud communique son information selon l'algorithme pour la réduction de la consommation de la connexion Bluetooth Low Energy introduit précédemment. Cette approche assure non seulement un gain énergétique mais aussi une répartition intelligente des ressources du réseau. La configuration optimale de ce réseau est générée par simulation en fonction du codage de l'information et des périodes de déconnexion. Comme le fonctionnement du nœud est invariable par rapport à la partie précédente, la validation expérimentale se réduit à une validation du multiplexage temporel.

En conclusion, l'outil de simulation proposé assure une précision acceptable lorsque les consommations pendant les différents modes de fonctionnement sont connues. Cependant, il est limité lors de la modélisation de certains aspects de la consommation des composants, notamment les microcontrôleurs, qui nécessitent des informations non disponibles en début de

conception (par ex. le code réel implémenté) ou non fournies par les constructeurs (par ex. la taille de la mémoire cache). Une solution est d'étudier le système en un premier temps avec les valeurs typiques et d'affiner l'outil au fur et à mesure de la conception.

Perspectives

Deux perspectives de recherche particulièrement importantes peuvent être envisagées à la suite de ce travail :

- Modélisation de la récupération d'énergie (« energy harvesting ») : La récupération d'énergie présente une approche prometteuse pour augmenter la durée de vie du réseau. Elle permet de transformer l'énergie dissipée par l'homme ou celle récoltée de l'environnement en énergie électrique que l'on peut stocker. La modélisation des systèmes de récupération permettrait d'estimer les niveaux d'énergie récupérée. Il serait par la suite possible, en fonction de la consommation en énergie du nœud, de décider sur la source d'énergie optimale.
- Modélisation de la taille du nœud : La taille des nœuds de capteurs médicaux est un facteur à ne pas négliger lors de la conception. Afin de prédire la taille du système avant son implantation matérielle, il est nécessaire de modéliser la taille de chacun de ses éléments constitutifs. Cette modélisation permettrait d'optimiser la conception notamment au niveau du choix des composants et des sources d'énergie.

Liste des publications

Journaux scientifiques

- R. Rammouz, L. Labrak, N. Abouchi , J. Constantin, Y. Zaatar, D. Zaouk, "A Bluetooth Low Energy based Energy-Aware Design Of Wireless Physiological Sensor Networks", en cours de rédaction.
- R. Rammouz, L. Labrak, N. Abouchi , J. Constantin, Y. Zaatar, D. Zaouk, "A Rapid Prototyping Matlab Based Design Tool of Wireless Sensor Nodes for Healthcare Applications", International Journal of Sensor Networks and Data Communications, 5:144, doi: 10.4172/2090-4886.1000144

Conférences internationales

- R. Rammouz, L. Labrak, N. Abouchi , J. Constantin, Y. Zaatar, D. Zaouk, "Modelling the energy consumption of memory equipped wireless sensor nodes for healthcare", accepted in the fourth International Conference on Advances in Biomedical Engineering (ICABME17), 19-21 October 2017.
- R. Rammouz, L. Labrak, N. Abouchi , J. Constantin, Y. Zaatar, D. Zaouk, "A generic Simulink based model of a wireless sensor node: Application to a medical healthcare system", Proceedings International Conference on Advances in Biomedical Engineering (ICABME), 154-157, 2015.
- R. Rammouz, L. Labrak, N. Abouchi, J. Constantin, Y. Zaatar, and D. Zaouk, "A Simulink based model of a power efficient wireless temperature sensor ,," in Sensors, Energy harvesting, wireless Networks & Smart Objects Conference 2015 (SENSO), 2015.

Bibliographie

- [1] Lemonde.fr, Santé : forte hausse du nombre de malades nécessitant des traitements de longue durée en France d'ici 2020, http://www.lemonde.fr/sante/article/2017/05/31/sante-forte-hausse-du-nombre-de-malades-necessitant-des-traitements-de-longue-duree-en-france-d-ici-2020_5136420_1651302.html, 2017.
- [2] Organisation Internationale de Normalisation (ISO), Catalogue de normes ISO/TC 215 - Informatique de santé.
- [3] U.S. Department of Health and Human Services - Food and Drug Administration, Radio Frequency Wireless Technology in Medical Devices - Guidance for Industry and Food and Drug Administration Staff, <https://www.fda.gov/MedicalDevices/ucm077210.htm>, 2013.
- [4] M. Salayma, A. Al-Dubai, I. Romdhani, and Y. Nasser, "Wireless Body Area Network (WBAN): A Survey on Reliability, Fault Tolerance, and Technologies Coexistence," ACM Computing Surveys (CSUR), vol. 50, p. 3, 2017.
- [5] T. Hayajneh, G. Almashaqbeh, S. Ullah, and A. V. Vasilakos, "A survey of wireless technologies coexistence in WBAN: analysis and open research issues," Wireless Networks, vol. 20, pp. 2165-2199, 2014.
- [6] C.-Y. Sue and N.-C. Tsai, "Human powered MEMS-based energy harvest devices," Applied Energy, vol. 93, pp. 390-403, 2012.
- [7] M. Pervez Khan, A. Hussain, and K. S. Kwak, "Medical applications of wireless body area networks," Int. J. Digital Content Technol. Appli, 2009.
- [8] N. Noury, A. Fleury, R. Nocua, J. Poujaud, C. Gehin, A. Dittmar, et al., "Capteurs pour la télésurveillance médicale. Capteurs, algorithmes et réseaux," IRBM, vol. 30, pp. 93-103, 2009.
- [9] M. A. Hanson, H. C. Powell Jr, A. T. Barth, K. Ringgenberg, B. H. Calhoun, J. H. Aylor, et al., "Body area sensor networks: Challenges and opportunities," Computer, vol. 42, p. 58, 2009.
- [10] C. Bachmann, M. Ashouei, V. Pop, M. Vidojkovic, H. De Groot, and B. Gyselinckx, "Low-power wireless sensor nodes for ubiquitous long-term biomedical signal monitoring," IEEE Communications Magazine, vol. 50, pp. 20-27, 2012.
- [11] Y. Zatout, R. Kacimi, J.-F. Llibre, and E. Campo, "Mobility-aware protocol for Wireless Sensor Networks in Health-care monitoring," in 2011 IEEE Consumer Communications and Networking Conference (CCNC), 2011, pp. 101-105.
- [12] J. Ko, C. Lu, M. B. Srivastava, J. A. Stankovic, A. Terzis, and M. Welsh, "Wireless sensor networks for healthcare," Proceedings of the IEEE, vol. 98, pp. 1947-1960, 2010.

- [13] M. Al Ameen, J. Liu, and K. Kwak, "Security and privacy issues in wireless sensor networks for healthcare applications," *Journal of medical systems*, vol. 36, pp. 93-101, 2012.
- [14] O. Garcia-Morchon, T. Falck, T. Heer, and K. Wehrle, "Security for pervasive medical sensor networks," in *Mobile and Ubiquitous Systems: Networking & Services, MobiQuitous, 2009. MobiQuitous' 09. 6th Annual International*, 2009, pp. 1-10.
- [15] H. Alemdar and C. Ersoy, "Wireless sensor networks for healthcare: A survey," *Computer Networks*, vol. 54, pp. 2688-2710, 2010.
- [16] M. Chen, S. Gonzalez, A. Vasilakos, H. Cao, and V. C. Leung, "Body area networks: A survey," *Mobile networks and applications*, vol. 16, pp. 171-193, 2011.
- [17] D. Rathee, S. Rangi, S. Chakravarti, and V. Singh, "Recent trends in Wireless Body Area Network (WBAN) research and cognition based adaptive WBAN architecture for healthcare," *Health and Technology*, vol. 4, pp. 239-244, 2014.
- [18] B. Liu, Z. Yan, and C. W. Chen, "MAC protocol in wireless body area networks for E-health: Challenges and a context-aware design," *IEEE Wireless Communications*, vol. 20, pp. 64-72, 2013.
- [19] J. Elias, "Optimal design of energy-efficient and cost-effective wireless body area networks," *Ad Hoc Networks*, vol. 13, pp. 560-574, 2014.
- [20] S. Movassaghi, M. Abolhasan, J. Lipman, D. Smith, and A. Jamalipour, "Wireless body area networks: A survey," *IEEE Communications Surveys & Tutorials*, vol. 16, pp. 1658-1686, 2014.
- [21] Y.-L. Zheng, X.-R. Ding, C. C. Y. Poon, B. P. L. Lo, H. Zhang, X.-L. Zhou, et al., "Unobtrusive sensing and wearable devices for health informatics," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 61, pp. 1538-1554, 2014.
- [22] J. L. Hill, "System architecture for wireless sensor networks," PhD thesis, University of California, Berkeley, 2003.
- [23] L. Chevalier, "Performances de l'optique sans fil pour les réseaux de capteurs corporels," Limoges, 2015.
- [24] IEEE Standards Association, "IEEE Standard for Local and Metropolitan Area Networks—Part 15.6: Wireless Body Area Networks," IEEE Standard for Information Technology, IEEE, vol. 802, pp. 1-271, 2012.
- [25] P. Matheu, L. Augustine, D. Kushwaha, D. Vivian, and D. Selvakumar, "Hardware implementation of NB PHY baseband transceiver for IEEE 802.15. 6 WBAN," in *Medical Imaging, m-Health and Emerging Communication Systems (MedCom), 2014 International Conference on*, 2014, pp. 64-71.
- [26] J. R. Fernandes and D. Wentzloff, "Recent advances in IR-UWB transceivers: An overview," in *Proceedings of 2010 IEEE International Symposium on Circuits and Systems*, 2010, pp. 3284-3287.

- [27] E. Casilari, J. M. Cano-García, and G. Campos-Garrido, "Modeling of current consumption in 802.15. 4/ZigBee sensor motes," Sensors, vol. 10, pp. 5443-5468, 2010.
- [28] D. He, "The ZigBee wireless sensor network in medical care applications," in 2010 International Conference on Computer, Mechatronics, Control and Electronic Engineering, 2010, pp. 497-500.
- [29] Zigbee Alliance, Zigbee Health Care, <http://www.zigbee.org/zigbee-for-developers/applicationstandards/zigbee-health-care/> (accessed December 2016).
- [30] C. Gomez, J. Oller, and J. Paradells, "Overview and evaluation of bluetooth low energy: An emerging low-power wireless technology," Sensors, vol. 12, pp. 11734-11753, 2012.
- [31] A. Dementyev, S. Hodges, S. Taylor, and J. Smith, "Power consumption analysis of Bluetooth Low Energy, ZigBee and ANT sensor nodes in a cyclic sleep scenario," in Wireless Symposium (IWS), 2013 IEEE International, 2013, pp. 1-4.
- [32] Bluetooth SIG, "Bluetooth core specification version 4.0," Specification of the Bluetooth System, 2010.
- [33] Bluetooth, Adopted Bluetooth Profiles, Services, Protocols and Transports, <https://www.bluetooth.com/specifications/adopted-specifications> (accessed December 2016).
- [34] W. Yao, C.-H. Chu, and Z. Li, "The use of RFID in healthcare: Benefits and barriers," in RFID-Technology and Applications (RFID-TA), 2010 IEEE International Conference on, 2010, pp. 128-134.
- [35] S. Roundy, D. Steingart, L. Frechette, P. Wright, and J. Rabaey, "Power sources for wireless sensor networks," in European workshop on wireless sensor networks, 2004, pp. 1-17.
- [36] M. Kochláň and P. Ševčík, "Supercapacitor power unit for an event-driven wireless sensor node," in Proceedings of the Federated Conference on Computer Science and Information Systems, WROCŁAW, 2012.
- [37] T. Starner and J. A. Paradiso, "Human generated power for mobile electronics," Low power electronics design, vol. 45, pp. 1-35, 2004.
- [38] R. Vullers, R. van Schaijk, I. Doms, C. Van Hoof, and R. Mertens, "Micropower energy harvesting," Solid-State Electronics, vol. 53, pp. 684-693, 2009.
- [39] J. W. Matiko, Y. Wei, R. Torah, N. Grabham, G. Paul, S. Beeby, et al., "Wearable EEG headband using printed electrodes and powered by energy harvesting for emotion monitoring in ambient assisted living," Smart Materials and Structures, vol. 24, p. 125028, 2015.
- [40] V. Leonov and R. Vullers, "Wearable thermoelectric generators for body-powered devices," Journal of electronic materials, vol. 38, pp. 1491-1498, 2009.

- [41] V. Leonov and R. J. Vullers, "Wearable electronics self-powered by using human body heat: The state of the art and the perspective," *Journal of Renewable and Sustainable Energy*, vol. 1, p. 062701, 2009.
- [42] M. Van Bavel, V. Leonov, R. F. Yazicioglu, T. Torfs, C. Van Hoof, N. Posthuma, et al., "Wearable battery-free wireless 2-channel EEG systems powered by energy scavengers," *Sensors & Transducers Journal*, vol. 94, pp. 103-115, 2008.
- [43] V. Leonov, T. Torfs, C. Van Hoof, and R. J. Vullers, "Smart wireless sensors integrated in clothing: an electrocardiography system in a shirt powered using human body heat," *Sensors & Transducers*, vol. 107, p. 165, 2009.
- [44] O. Puscasu, "Dispositifs innovants pour la récupération de l'énergie thermique," PhD thesis, INSA de Lyon, 2014.
- [45] T. Von Büren, "Body-worn inertial electromagnetic micro-generators," PhD thesis, Swiss Federal Institute of Technology, Zurich, 2006.
- [46] J. G. Rocha, L. M. Goncalves, P. Rocha, M. Silva, and S. Lanceros-Mendez, "Energy harvesting from piezoelectric materials fully integrated in footwear," *IEEE transactions on industrial electronics*, vol. 57, pp. 813-819, 2010.
- [47] R. Meier, N. Kelly, O. Almog, and P. Chiang, "A piezoelectric energy-harvesting shoe system for podiatric sensing," in *2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2014, pp. 622-625.
- [48] E. Camilloni, G. DeMaso-Gentile, C. Scavongelli, S. Orcioni, and M. Conti, "Piezoelectric Energy Harvesting on Running Shoes," in *Mobile Networks for Biometric Data Analysis*, ed: Springer, 2016, pp. 91-107.
- [49] N. S. Shenck and J. A. Paradiso, "Energy scavenging with shoe-mounted piezoelectrics," *IEEE micro*, vol. 21, pp. 30-42, 2001.
- [50] P. D. Mitcheson, "Energy harvesting for human wearable and implantable bio-sensors," in *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 2010, pp. 3432-3436.
- [51] E. Arroyo, "Récupération d'énergie à partir des vibrations ambiantes: dispositif électromagnétique et circuit électronique d'extraction synchrone," PhD thesis, Université de Grenoble, 2012.
- [52] J. G. Rocha, L. M. Goncalves, P. Rocha, M. P. Silva, and S. Lanceros-Mendez, "Energy harvesting from piezoelectric materials fully integrated in footwear," *IEEE transactions on industrial electronics*, vol. 57, pp. 813-819, 2010.
- [53] P. D. Mitcheson, E. M. Yeatman, G. K. Rao, A. S. Holmes, and T. C. Green, "Energy harvesting from human and machine motion for wireless electronic devices," *Proceedings of the IEEE*, vol. 96, pp. 1457-1486, 2008.
- [54] M. A. Halim, H. Cho, and J. Y. Park, "Design and experiment of a human-limb driven, frequency up-converted electromagnetic energy harvester," *Energy Conversion and Management*, vol. 106, pp. 393-404, 2015.

- [55] D. Pavone, A. Buonanno, M. D'Urso, and F. Della Corte, "Design considerations for radio frequency energy harvesting devices," *Progress In Electromagnetics Research B*, vol. 45, pp. 19-35, 2012.
- [56] H. J. Visser, A. C. Reniers, and J. A. Theeuwes, "Ambient RF energy scavenging: GSM and WLAN power density measurements," in *Microwave Conference, 2008. EuMC 2008. 38th European, 2008*, pp. 721-724.
- [57] U. Bergqvist, G. Friedrich, Y. Hamnerius, L. Martens, G. Neubauer, G. Thuroczy, et al., "Mobile telecommunication base stations—exposure to electromagnetic fields," Report of a short term mission within COST-244bis, COST-244bis short term mission on base station exposure, 2000.
- [58] A. Dementyev and J. R. Smith, "A wearable uhf rfid-based eeg system," in *RFID (RFID), 2013 IEEE International Conference on*, 2013, pp. 1-7.
- [59] J. Haase, J. M. Molina, and D. Dietrich, "Power-aware system design of wireless sensor networks: Power estimation and power profiling strategies," *IEEE Transactions on Industrial Informatics*, vol. 7, pp. 601-613, 2011.
- [60] W. Du, F. Mieyeville, D. Navarro, I. O'Connor, and L. Carrel, "Modeling and simulation of networked low-power embedded systems: a taxonomy," *EURASIP Journal on Wireless Communications and Networking*, vol. 2014, pp. 1-12, 2014.
- [61] H. M. A. Fahmy, "Simulators and Emulators for WSNs," in *Wireless Sensor Networks*, ed: Springer, 2016, pp. 381-491.
- [62] The Network Simulator—ns-2, www.isi.edu/nsnam/ns/ (accessed December 2016).
- [63] ns-3, www.nsnam.org (accessed December 2016).
- [64] Riverbed SteelCentral™, www.riverbed.com/gb/products/steelcentral/opnet.html?redirect=opnet (accessed December 2016).
- [65] G. Chen, J. Branch, M. Pflug, L. Zhu, and B. Szymanski, "SENSE: a wireless sensor network simulator," in *Advances in pervasive computing and networking*, ed: Springer, 2005, pp. 249-267.
- [66] E. Yücesan, C. Chen, J. Snowdon, and J. Charnes, "COST: A component-oriented discrete event simulator," in *Winter Simulation Conference*, 2002.
- [67] P. M. Rosa, P. A. Neves, B. Vaidya, and J. J. Rodrigues, "G-Sense-A Graphical Interface for SENSE Simulator," in *Advances in System Simulation, 2009. SIMUL'09. First International Conference on*, 2009, pp. 88-93.
- [68] S. Mahlknecht, J. Glaser, and T. Herndl, "PAWiS: towards a power aware system architecture for a SoC/SiP wireless sensor and actor node implementation," *IFAC Proceedings Volumes*, vol. 38, pp. 129-134, 2005.
- [69] OMNet ++, www.omnetpp.org/ (accessed December 2016).
- [70] J. M. Molina, "Energy profiling of networked embedded systems," PhD thesis, Vienna University of technology, Vienna, 2015.

- [71] P. Levis, S. Madden, J. Polastre, R. Szewczyk, K. Whitehouse, A. Woo, et al., "Tinyos: An operating system for sensor networks," in Ambient intelligence, ed: Springer, 2005, pp. 115-148.
- [72] P. Levis, N. Lee, M. Welsh, and D. Culler, "TOSSIM: Accurate and scalable simulation of entire TinyOS applications," in Proceedings of the 1st international conference on Embedded networked sensor systems, 2003, pp. 126-137.
- [73] D. Gay, P. Levis, R. Von Behren, M. Welsh, E. Brewer, and D. Culler, "The nesC language: A holistic approach to networked embedded systems," in Acm Sigplan Notices, 2003, pp. 1-11.
- [74] V. Shnayder, M. Hempstead, B.-r. Chen, G. W. Allen, and M. Welsh, "Simulating the power consumption of large-scale sensor network applications," in Proceedings of the 2nd international conference on Embedded networked sensor systems, 2004, pp. 188-200.
- [75] E. Perla, A. Ó. Catháin, R. S. Carbajo, M. Huggard, and C. Mc Goldrick, "PowerTOSSIM z: realistic energy modelling for wireless sensor network environments," in Proceedings of the 3rd ACM workshop on Performance monitoring and measurement of heterogeneous wireless and wired networks, 2008, pp. 35-42.
- [76] T. V. Prabhakar, S. Venkatesh, M. Sujay, J. Kuri, and K. Praveen, "Simulation blocks for tossim-t2," in Communication Systems Software and Middleware and Workshops, 2008. COMSWARE 2008. 3rd International Conference on, 2008, pp. 17-23.
- [77] A. Derhab, F. Ounini, and B. Remli, "MOB-TOSSIM: An Extension Framework for TOSSIM Simulator to Support Mobility in Wireless Sensor and Actuator Networks," in 2012 IEEE 8th International Conference on Distributed Computing in Sensor Systems, 2012, pp. 300-305.
- [78] M. Jung and J. C. Oh, "Swarm-etossim: a simulator for distributed energy-constrained tiny devices," in 2011 Tenth International Symposium on Autonomous Decentralized Systems, 2011, pp. 17-24.
- [79] J. Mora-Merchan, D. Larios, J. Barbancho, F. J. Molina, J. L. Sevillano, and C. León, "mTOSSIM: A simulator that estimates battery lifetime in wireless sensor networks," Simulation Modelling Practice and Theory, vol. 31, pp. 39-51, 2013.
- [80] L. F. Perrone and D. M. Nicol, "A scalable simulator for TinyOS applications," in Simulation Conference, 2002. Proceedings of the Winter, 2002, pp. 679-687.
- [81] A. Dunkels, B. Gronvall, and T. Voigt, "Contiki-a lightweight and flexible operating system for tiny networked sensors," in Local Computer Networks, 2004. 29th Annual IEEE International Conference on, 2004, pp. 455-462.
- [82] F. Osterlind, A. Dunkels, J. Eriksson, N. Finne, and T. Voigt, "Cross-level sensor network simulation with cooja," in Proceedings. 2006 31st IEEE Conference on Local Computer Networks, 2006, pp. 641-648.

- [83] J. Eriksson, F. Österlind, N. Finne, A. Dunkels, N. Tsiftes, and T. Voigt, "Accurate network-scale power profiling for sensor network simulators," in European Conference on Wireless Sensor Networks, 2009, pp. 312-326.
- [84] J. Eriksson, F. Österlind, N. Finne, N. Tsiftes, A. Dunkels, T. Voigt, et al., "COOJA/MSPSim: interoperability testing for wireless sensor networks," in Proceedings of the 2nd International Conference on Simulation Tools and Techniques, 2009, p. 27.
- [85] C. A. Boano, K. Römer, F. Österlind, and T. Voigt, "Demo abstract: Realistic simulation of radio interference in COOJA," in European Conference on Wireless Sensor Networks (EWSN 2011), 2011.
- [86] J. Polley, D. Blazakis, J. McGee, D. Rusk, and J. S. Baras, "ATEMU: a fine-grained sensor network simulator," in Sensor and Ad Hoc Communications and Networks, 2004. IEEE SECON 2004. 2004 First Annual IEEE Communications Society Conference on, 2004, pp. 145-152.
- [87] B. L. Titzer, D. K. Lee, and J. Palsberg, "Avrora: Scalable sensor network simulation with precise timing," in Proceedings of the 4th international symposium on Information processing in sensor networks, 2005, p. 67.
- [88] O. Landsiedel, K. Wehrle, and S. Götz, "Aeon: Accurate prediction of power consumption in sensor networks," in In Proceedings of The Second IEEE Workshop on Embedded Networked Sensors (EmNetS-II), 2004.
- [89] L. Riliskis and E. Osipov, "Symphony: A Framework for Accurate and Holistic WSN Simulation," Sensors, vol. 15, pp. 4677-4699, 2015.
- [90] Accellera Systems Initiative, SystemC, www.accellera.org/downloads/standards/systemc (accessed December 2016).
- [91] F. Fummi, D. Quaglia, and F. Stefanni, "A SystemC-based framework for modeling and simulation of networked embedded systems," in Specification, Verification and Design Languages, 2008. FDL 2008. Forum on, 2008, pp. 49-54.
- [92] W. Du, F. Mieyeville, and D. Navarro, "IDEA1: a SystemC-based system-level simulator for wireless sensor networks," in Wireless Communications, Networking and Information Security (WCNIS), 2010 IEEE International Conference on, 2010, pp. 618-622.
- [93] W. Du, "Modélisation et simulation de réseaux de capteurs sans fil," PhD thesis, Ecole centrale de Lyon, France, 2011.
- [94] M. Galos, D. Navarro, F. Mieyeville, and I. O'Connor, "A cycle-accurate transaction-level modelled energy simulation approach for heterogeneous Wireless Sensor Networks," in New Circuits and Systems Conference (NEWCAS), 2012 IEEE 10th International, 2012, pp. 209-212.
- [95] A. Randrianarisaina, "Modélisation de la consommation d'énergie En vue de la conception conjointe (matériel/logiciel) des applications embarquées. Application aux réseaux de capteurs sans fil (wsn)," UNIVERSITE DE NANTES, 2015.

- [96] The Functional Mock-up Interface (FMI) standard, www.fmi-standard.org/ (accessed December 2016).
- [97] T. Blochwitz, M. Otter, J. Akesson, M. Arnold, C. Clauss, H. Elmquist, et al., "Functional mockup interface 2.0: The standard for tool independent exchange of simulation models," in Proceedings of the 9th International MODELICA Conference; September 3-5; 2012; Munich; Germany, 2012, pp. 173-184.
- [98] B. Wang and J. S. Baras, "Hybridsim: A modeling and co-simulation toolchain for cyber-physical systems," in Distributed Simulation and Real Time Applications (DS-RT), 2013 IEEE/ACM 17th International Symposium on, 2013, pp. 33-40.
- [99] W. Li, X. Zhang, and H. Li, "Co-simulation platforms for co-design of networked control systems: An overview," Control Engineering Practice, vol. 23, pp. 44-56, 2014.
- [100] TrueTime: Simulation of Networked and Embedded Control Systems, www.control.lth.se/trutime/ (accessed December 2016).
- [101] Accellera Systems Initiative, SystemC-AMS Working Group, www.accellera.org/activities/working-groups/systemc-ams (accessed December 2016).
- [102] Accellera Systems Initiative, Standard SystemC AMS extensions 2.0 Language Reference Manual 2013.
- [103] M. Vasilevski, E. Queiroz, A. Fonseca, I. Silva, S. Catunda, and L. Guedes, "SystemC AMS modeling of a sensor node energy consumption and battery state-of-charge for WSN," in New Circuits and Systems Conference (NEWCAS), 2015 IEEE 13th International, 2015, pp. 1-4.
- [104] N. Lewis, "Méthodes de conception des circuits intégrés analogiques et mixtes-Perspectives sur les systèmes électroniques en interaction avec le vivant," HDR thesis, Université Bordeaux 1, 2010.
- [105] H. Affes, "Modélisation au niveau transactionnel de l'architecture et du contrôle relatifs à la gestion d'énergie de systèmes sur puce," PhD thesis, Université Nice Sophia Antipolis, 2015.
- [106] R. Le Moigne, "Modélisation et simulation basée sur systemC des systèmes monopuces au niveau transactionnel pour l'évaluation de performances," PhD thesis, Nantes, 2005.
- [107] A. Randrianarisaina, "Modélisation de la consommation d'énergie En vue de la conception conjointe (matériel/logiciel) des applications embarquées. Application aux réseaux de capteurs sans fil (wsn)," PhD thesis, UNIVERSITE DE NANTES, 2015.
- [108] G. Terrasson, "Contribution à la conception d'un émetteur-récepteur pour microcapteurs autonomes," PhD thesis, Université Sciences et Technologies-Bordeaux I, 2008.
- [109] Mayo Clinic staff, Mayo Foundation for Medical Education and Research, www.MayoClinic.org (accessed December 2016).

- [110] N. Gupta, Inside Bluetooth low energy: Artech house, 2013.
- [111] K. Cho, G. Park, W. Cho, J. Seo, and K. Han, "Performance analysis of device discovery of Bluetooth Low Energy (BLE) networks," Computer Communications, vol. 81, pp. 72-85, 2016.
- [112] J. Liu, C. Chen, Y. Ma, and Y. Xu, "Energy analysis of device discovery for bluetooth low energy," in Vehicular Technology Conference (VTC Fall), 2013 IEEE 78th, 2013, pp. 1-5.
- [113] Android, "Android - History," <https://www.android.com/> (accessed April 2017).
- [114] A. Developers, "Bluetooth Low Energy - Android Developers," <https://developer.android.com/guide/topics/connectivity/bluetooth-le.html> (accessed April 2017).
- [115] A. Gerber and C. Craig, "Programming in Android Studio," in Learn Android Studio, ed: Springer, 2015, pp. 45-67.
- [116] M. Zechner, J. DiMarzio, and R. Green, "First Steps with Android Studio," in Beginning Android Games, ed: Springer, 2016, pp. 15-32.
- [117] Texas Instruments, "MSP430TM Advanced Power Optimisations : ULP AdvisorTM and EnergyTraceTM Technology Application Report," 2014.
- [118] Texas Instruments, "MSP430FR5969 LaunchPadTM Development Kit (MSP-EXP430FR5969) User's Guide," 2014.
- [119] Silicon Labs, "Ble113 Development Kit 2.0 datasheet," 2013.
- [120] Texas Instruments, "MSP430FR59xx Mixed Signal Microcontrollers datasheet," 2012.
- [121] Silicon Labs, "Ble113 datasheet," 2013.
- [122] Silicon Labs, "Bluetooth Smart Module Configuration Guide " 2014.
- [123] Texas Instruments, "2.4-GHz Bluetooth Low Energy System-on-Chip datasheet," 2013.
- [124] S. Coyle, K.-T. Lau, N. Moyna, D. O'Gorman, D. Diamond, F. Di Francesco, et al., "BIOTEX—Biosensing textiles for personalised healthcare management," IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, vol. 14, pp. 364-370, 2010.
- [125] J. Pottecher, G. Bouzou, and A. Van de Louw, "Monitorage de la saturation de pouls: intérêts et limites," Réanimation, vol. 12, pp. 30-36, 2003.
- [126] M. Feissel, "La pléthysmographie de l'oxymètre de pouls: un ancien tracé plein d'avenir? Principes et applications cliniques," Réanimation, vol. 16, pp. 124-131, 2007.
- [127] American Heart Association, www.heart.org (accessed December 2016).
- [128] Y. Wang, S. Doleschel, R. Wunderlich, and S. Heinen, "Evaluation of Digital Compressed Sensing for Real-Time Wireless ECG System with Bluetooth low Energy," Journal of medical systems, vol. 40, pp. 1-9, 2016.

- [129] S. Ehrmann, K. Lakhai, and T. Boulain, "Pression artérielle non invasive: principes et indications aux urgences et en réanimation," *Réanimation*, vol. 18, pp. 267-273, 2009.
- [130] Y.-L. Zheng, B. P. Yan, Y.-T. Zhang, and C. C. Poon, "An armband wearable device for overnight and cuff-less blood pressure measurement," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 61, pp. 2179-2186, 2014.

Annexe A

Tutoriel à l'interface utilisateur

Annexe A Tutoriel à l'interface utilisateur

Nous avons explicité dans le **chapitre 2** que la saisie des paramètres de simulation se fait dans un environnement Excel. Dans cette annexe, nous présentons un tutoriel qui explicite la manipulation de cette interface et éventuellement de l'outil de simulation proposé dans cette thèse.

La première étape consiste à créer un projet. Pour l'interface utilisateur proposée, le projet correspond à un réseau de capteurs biomédicaux dont on désire optimiser la conception par simulation. Ce projet est constitué d'un fichier Excel contenant trois feuilles de calcul :

- Feuille « Initialisation des composants »: elle est spécifique à l'implémentation des composants constitutifs du nœud. Elle permet d'introduire les paramètres relatifs au fonctionnement et à la consommation de chaque composant.
- Feuille « Configuration du problème »: Elle permet à l'utilisateur de spécifier les contraintes de conception ainsi que les variables. En d'autres termes, elle définit les entrées nécessaires pour l'écriture de la fonction d'optimisation.
- Feuille « Solution »: Une fois la simulation terminée, la solution est écrite dans le fichier Excel permettant ainsi de la sauvegarder et de la consulter ultérieurement.

Un fichier modèle ou « Template » est présenté à l'utilisateur. Ce fichier est à la base de la création d'un nouveau projet. La réutilisation d'un projet existant est également possible.

Lors du lancement de l'outil, l'utilisateur spécifie s'il désire créer un projet ou manipuler un existant. Dans le premier cas, le fichier modèle sera ouvert assurant l'introduction des paramètres spécifiques à l'implémentation des composants et à la configuration du problème. Le fichier est ensuite sauvegardé sous un autre nom et fermé : ce nom constitue celui du projet. Dans le deuxième cas, une liste des projets existants est affichée permettant à l'utilisateur de faire son choix. Il est ainsi capable de porter des modifications aux données d'entrées ou de démarrer la simulation sans aucun changement.

La fin de la simulation se traduit par l'ouverture du fichier Excel associé au projet et contenant les résultats.

Cette démarche est illustrée dans l'organigramme de la **figure A.1**.

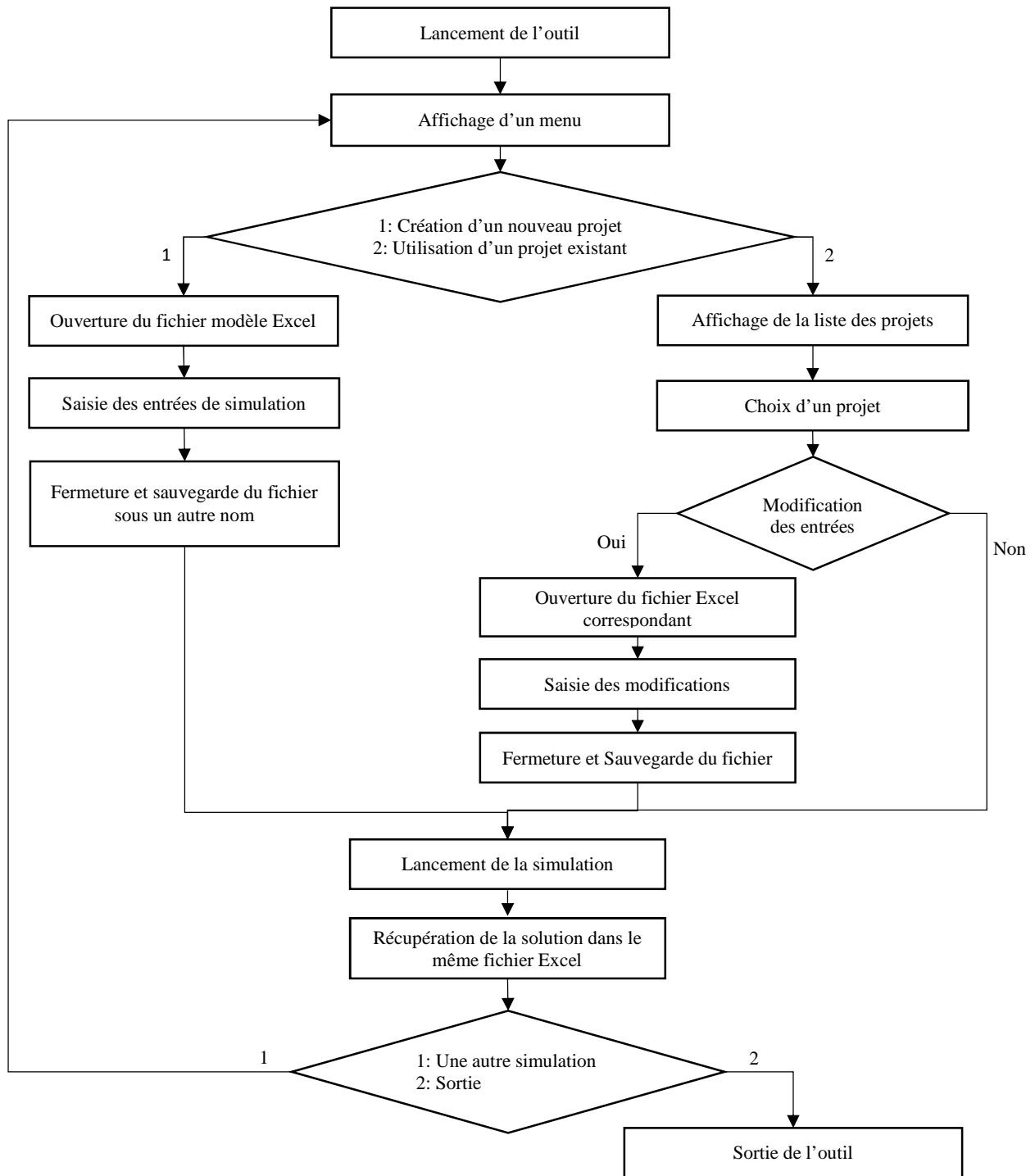


Figure A.1 Démarche pour la manipulation de l'outil de simulation

Annexe B

Constructions des circuits dans le cas d'un nœud unique

B.1 Nœud connecté en permanence à la station de base

**B.2 Nœud adoptant l'algorithme pour la réduction de la
consommation de la connexion BLE**

Annexe B Construction des circuits dans le cas d'un nœud unique

Nous explicitons dans cette annexe la construction des circuits électriques lors de la mise en œuvre d'un nœud unique communiquant avec une station de base par Bluetooth Low Energy.

B.1 Nœud connecté en permanence à la station de base

La **figure B.1** montre le montage réalisé. Il est basé sur les kits de développements des modules ble113 et MSP430FR5969. Une alimentation par câble micro-USB est adopté. La liste des matériaux (BoM ou « Bill of Materials ») est donnée dans le **tableau B.1**.

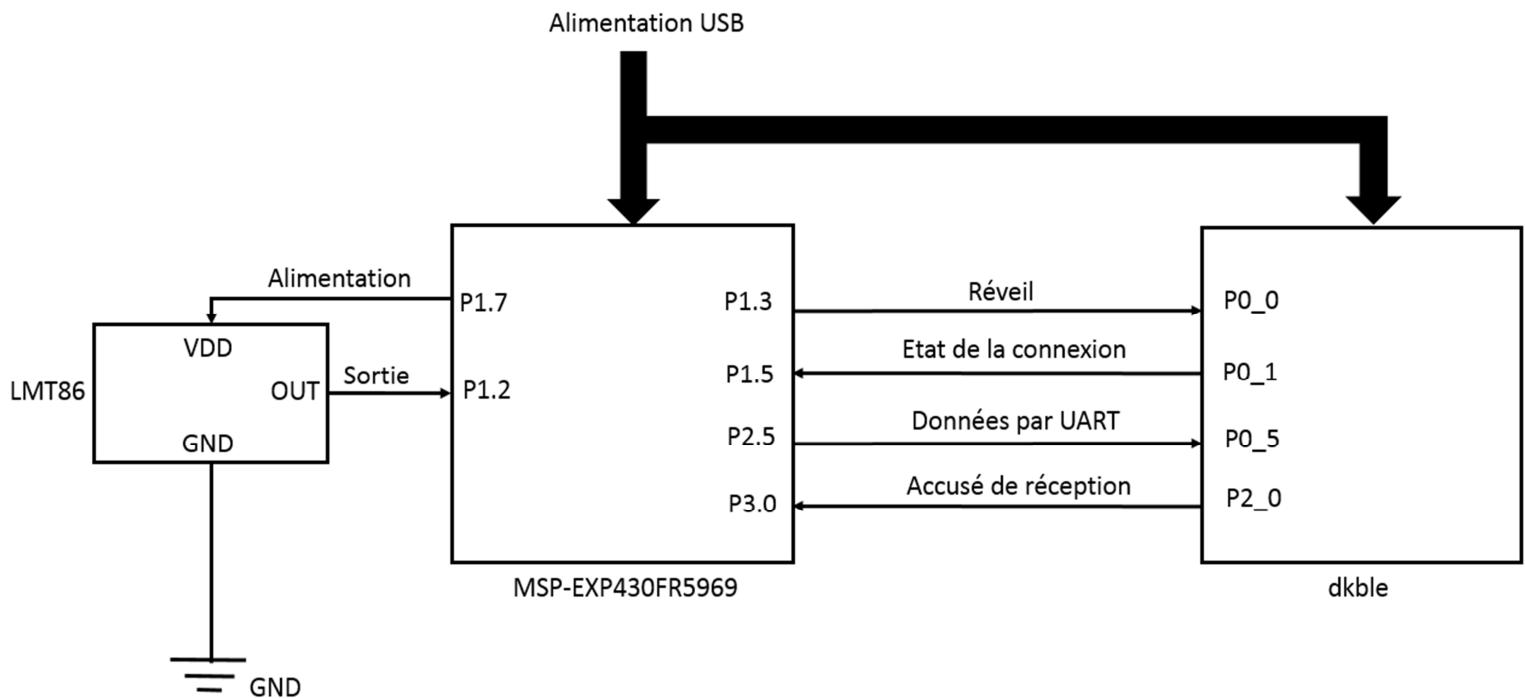


Figure B.1 Montage électrique dans le cas d'un nœud unique connecté en permanence avec la station de base

Tableau B.1 Liste des matériaux dans le cas d'un nœud unique connecté en permanence avec la station de base

Identificateur	Description
LMT86	Capteurs de température LMT86
MSP-EXP430FR5969	Kit de développement du microcontrôleur MSP430FR5969
dkble	Kit de développement du module ble113

B.2 Nœud adoptant l'algorithme pour la réduction de la consommation de la connexion BLE

L'implémentation de l'algorithme pour la réduction de la consommation nécessite d'ajouter deux connexions entre le microcontrôleur et le module ble113. Ces deux connexions permettent de gérer l'entrée du module ble113 en mode signalisation. La première notée « signalisation temporaire » concerne le fonctionnement normal. Dans ce cas, le module est maintenu en mode signalisation pendant une durée bien déterminée. La seconde est notée « signalisation permanente » et utilisée après timeout. Elle permet de mettre le module ble113 en mode signalisation jusqu'au moment de la resynchronisation.

La **figure B.2** montre le montage réalisé. Il se base sur les kits de développements des modules ble113 et MSP430FR5969. La liste des matériaux est celle du **tableau B.1**.

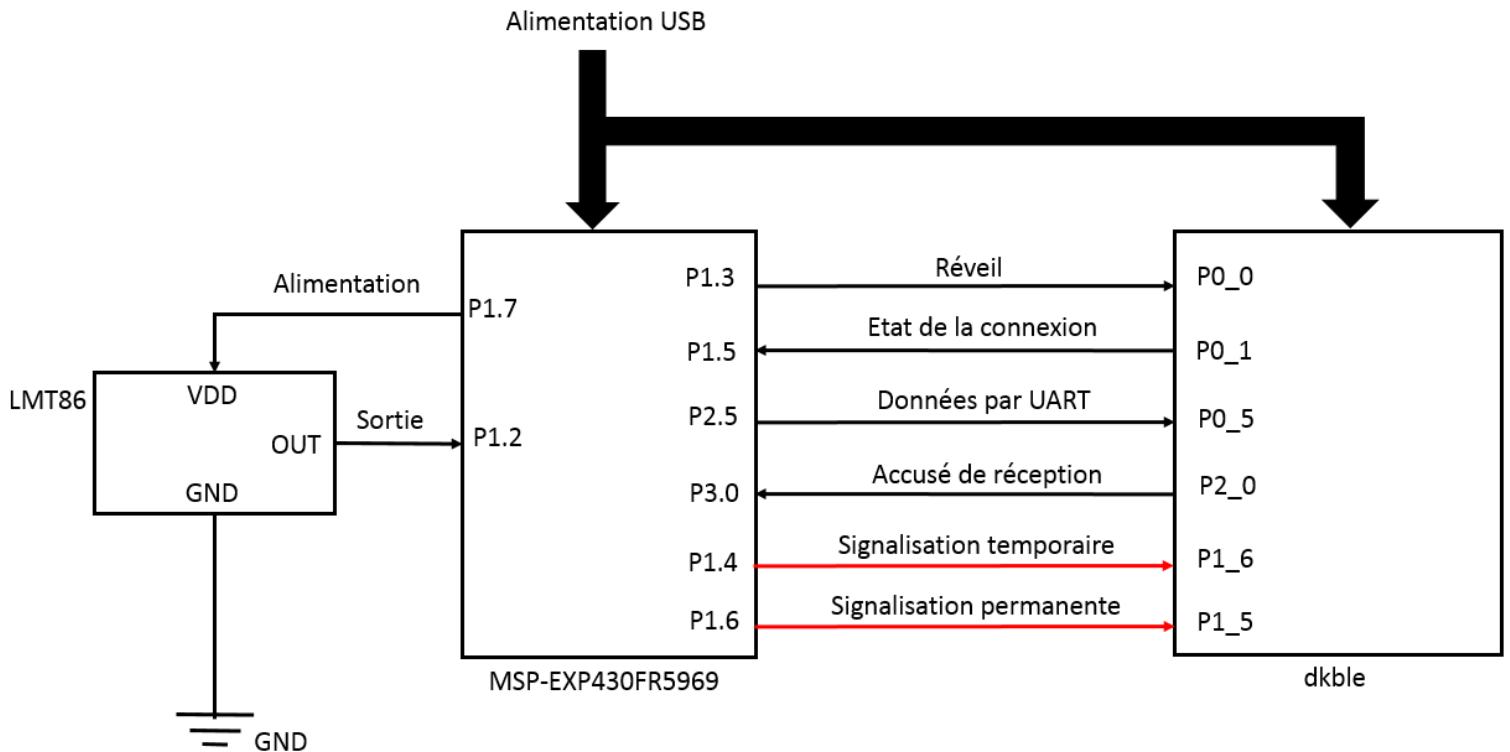


Figure B.2 Montage électrique dans le cas d'un nœud unique adoptant l'algorithme pour la réduction de la consommation de la connexion BLE

Annexe C

Constructions des circuits dans le cas
d'un réseau de cinq capteurs

C.1 Construction de cartes « ble113 »

C.2 Construction des nœuds

Annexe C Construction des circuits dans le cas d'un réseau de cinq capteurs

Nous explicitons l'annexe C la construction des circuits électriques lors de la mise en œuvre d'un réseau de cinq capteurs.

C.1 Construction de cartes « ble113 »

Dans ce paragraphe, nous présentons les schémas électriques pour la fabrication de cartes ble113 pour remplacer les kits de développement de Silicon Labs dans la partie réalisation de la maquette à cinq nœuds. La carte ainsi développée se caractérise par une taille réduite (3.2cm*2.2cm) par rapport au kit commercialisé. Elle présente les fonctionnalités nécessaires à l'application : module ble113 en plus de l'interface de programmation. Elle permet en plus de prévoir une alimentation commune avec le kit de développement associé au microcontrôleur MSP430FR5969.

La liste des matériaux et le circuit électrique sont représentés respectivement dans le **tableau C.1** et la **figure C.1**.

Tableau C.1 Liste des matériaux pour la réalisation des cartes « ble113 »

Identificateur	Description	Valeur	Format
U1	Module Ble113		
C1	Condensateur	470 nF	0402
C2	Condensateur	470 nF	0402
P1	Connecteur	1*12	2.54 mm
P2	Connecteur	1*12	2.54 mm
P3	Connecteur	2*5	1.27 mm

Annexe C

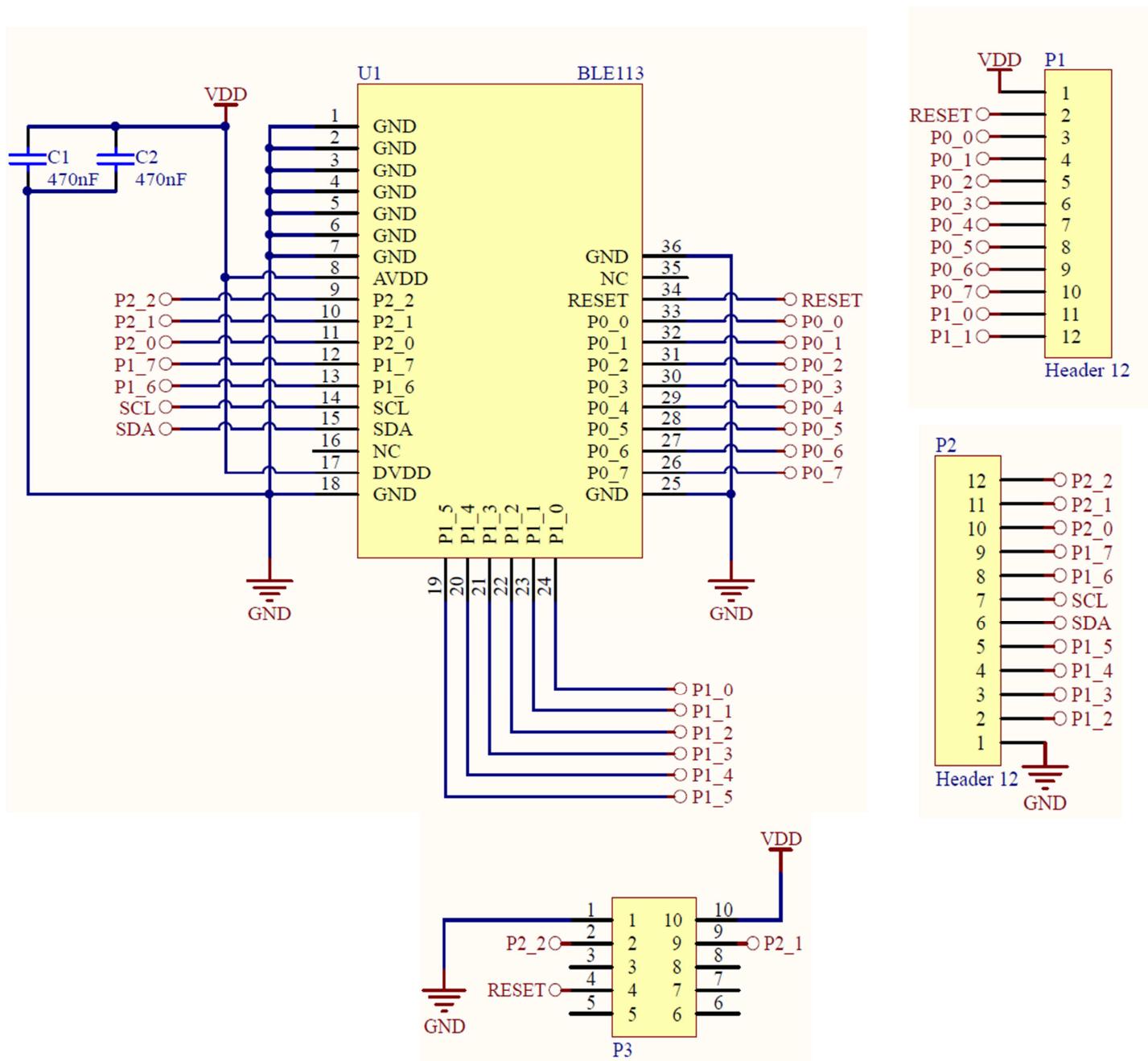


Figure C.1 Schémas électriques pour la construction des cartes « ble113 »

C.2 Construction des nœuds

La construction de chaque nœud a été faite sur une plaque à trous. Elle suit le circuit de la **figure C.2**. La liste des matériaux est donnée dans le **tableau C.2**.

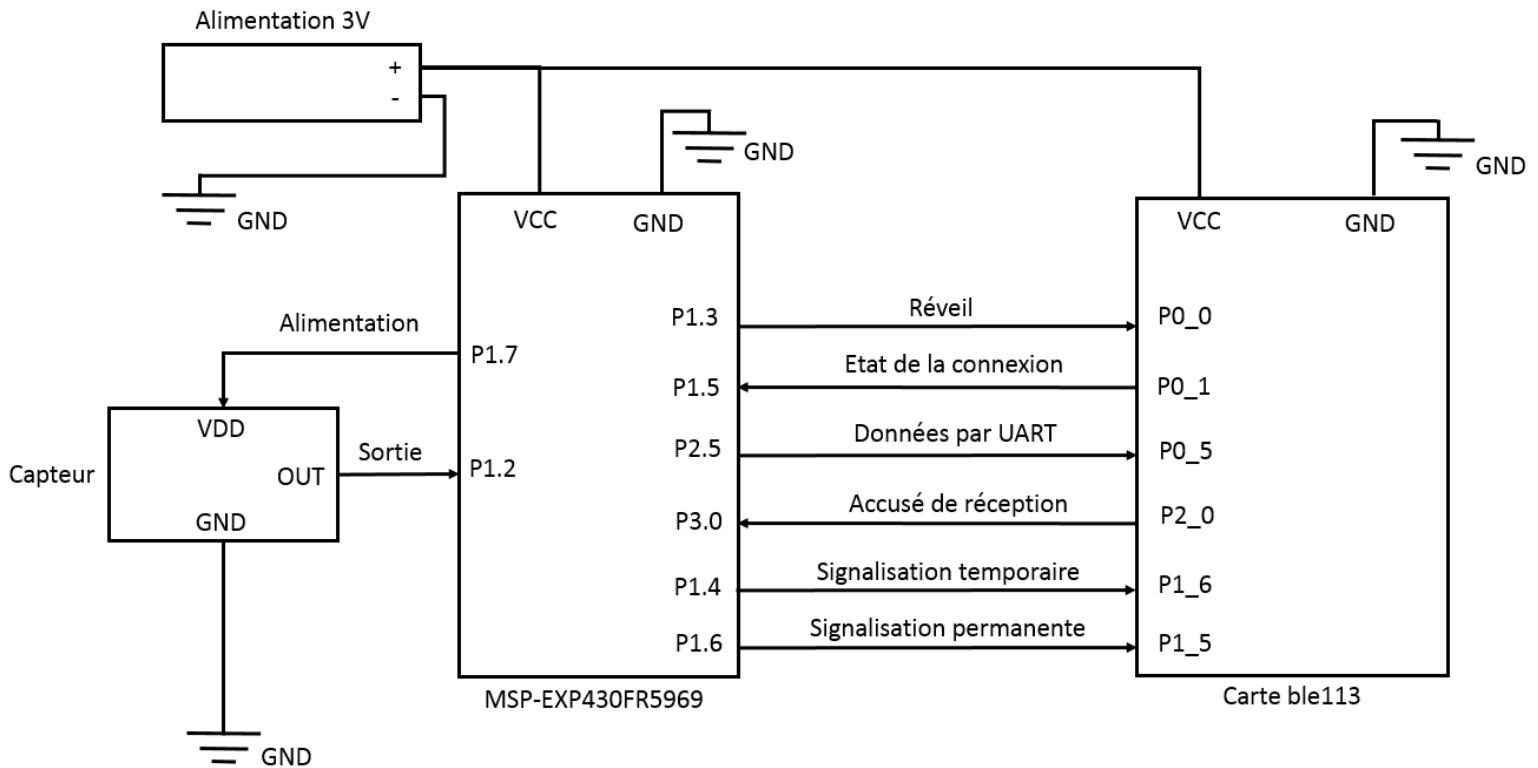


Figure C.2 Schémas électriques pour la construction d'un nœud du réseau

Tableau C.2 Liste des matériaux pour la construction d'un nœud du réseau

Identificateur	Description
Capteur	Capteur analogique. Des capteurs de température ont été utilisés : LMT86 et LM61
MSP-EXP430FR5969	Kit de développement du microcontrôleur MSP430FR5969
Carte « ble113 »	Carte présentée dans l' annexe C.1
Alimentation 3V	2 piles AAA + boîtier



INSA

FOLIO ADMINISTRATIF

THESE DE L'UNIVERSITE DE LYON OPEREE AU SEIN DE L'INSA LYON

NOM : RAMMOUZ

DATE de SOUTENANCE : 5 Décembre 2017

Prénoms : Ramzy

TITRE : Optimisation de la gestion d'énergie dans les systèmes embarqués

NATURE : Doctorat

Numéro d'ordre : 2017LYSEI122

Ecole doctorale : Electronique, Electrotechnique, Automatique

Spécialité : Electronique, micro et nanoélectronique, optique et laser

RESUME :

Le travail proposé dans cette thèse consiste donc à développer un outil d'aide à la conception de réseaux de capteurs médicaux communicants embarqués sur la personne. Il s'agit en particulier de fournir une information sur la faisabilité au plus tôt dans le cycle de conception, et garantir l'obtention d'un circuit « correcte par construction ». L'accent est porté sur la maîtrise (voire la réduction) de la consommation d'énergie. Dans ce sens, une simulation fiable et précise permet de contrôler, dès le début du flot de conception, la consommation en énergie du réseau. Elle assure par la suite une meilleure gestion de l'énergie disponible et éventuellement une autonomie plus importante. L'outil, centré sur l'optimisation de la consommation d'énergie, est implémenté dans un environnement Matlab. Basé sur une modélisation de la consommation en énergie d'un nœud de capteur, il se veut générique aussi bien que précis. Il assure une implantation simple de nouveaux composants à partir de fiches techniques. Ces composants sont construits sous la forme de blocs réutilisables permettant ainsi à l'utilisateur de créer sa propre librairie. En plus de l'estimation de la consommation, cet outil met en œuvre des algorithmes d'optimisation pour guider l'utilisateur vers une conception qui respecte les contraintes énergétiques et médicales de l'application (choix de composants, choix de source d'énergie, configuration du réseau, etc.). Une application est proposée d'abord au niveau d'un nœud de capteur de température corporelle communiquant par Bluetooth Low Energy. Ce même nœud est ensuite placé au sein d'un réseau de capteurs pour la surveillance de cinq paramètres physiologiques différents. Une validation expérimentale des résultats de simulation est également réalisée.

MOTS-CLÉS :

Suivi à distance ; réseaux de capteurs médicaux; simulation ; modélisation ; consommation en énergie ; Matlab ; optimisation ; Bluetooth Low Energy

Laboratoire (s) de recherche :

Institut des Nanotechnologies de Lyon, Lyon, France

Laboratoire de Physique Appliquée, Beyrouth, Liban

Directeur de thèse:

M. Nacer ABOUCHI

M. Doumit ZAOUK

Président de jury : M. Richard GRISEL, Professeur, Université de Rouen

Composition du jury :

Mme Cécile BELLEUDY, Maître de conférences, Université de Nice

Rapporteur

M. Chafic MOKBEL, Professeur, Université de Balamand

Rapporteur

M. Richard GRISEL, Professeur, Université de Rouen

Examinateur

Mme. Mariette AWAD, Professeur Associé, Université Américaine de Beyrouth

Examinateur

M. Nacer ABOUCHI, Professeur, CPE Lyon

Directeur

M. Doumit ZAOUK, Professeur, Université Libanaise

Directeur

M. Lioua LABRAK, Maître de conférences, CPE Lyon

Invité

M. Joseph CONSTANTIN, Maître de conférences, Université Libanaise

Invité