Conception d'un système de communication tolérant la connectivité intermittente pour capteurs mobiles biométriques - Application à la supervision médicale de l'activité cardiaque de marathoniens

Djamel Benferhat

▶ **To cite this version:**

Djamel Benferhat. Conception d'un système de communication tolérant la connectivité intermittente pour capteurs mobiles biométriques - Application à la supervision médicale de l'activité cardiaque de marathoniens. Informatique mobile. Université de Bretagne Sud, 2013. Français. NNT : . tel-00904627

HAL Id: tel-00904627

https://theses.hal.science/tel-00904627

Submitted on 14 Nov 2013

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

THÈSE / UNIVERSITÉ DE BRETAGNE SUD

UFR Sciences et Sciences de l'Ingénieur

sous le sceau de l'Université Européenne de Bretagne

Pour obtenir le grade de :
DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE BRETAGNE SUD
Mention : Informatique
École Doctorale SICMA

présentée par

Djamel BENFERHAT

IRISA Université de Bretagne Sud

Conception d'un système de communication tolérant la connectivité intermittente pour capteurs mobiles biométriques

Application à la supervision médicale de l'activité cardiaque de marathoniens

Thèse soutenue le 02 10 2013,
devant la commission d'examen composée de :

M. Claude JARD
Professeur des Universités, Université de Nantes / Président

M. Tanguy RISSET
Professeur des Universités, INSA-Lyon / Rapporteur

M. Frédéric GUINAND
Professeur des Universités, Université du Havre / Rapporteur

M. Jacques PRIOUX
Professeur École Normale Supérieure de Cachan-Bretagne / Examinateur

M. Frédéric GUIDEC
Maître de Conferences HDR, Université de Bretagne-Sud / Directeur de thèse

M. Patrice QUINTON
Professeur École Normale Supérieure de Cachan-Bretagne / Directeur de thèse

"Patience et longueur de temps font plus que force ni que rage ... Jean de La Fontaine"

Remerciements

Je remercie d'abord le bon dieu tout puissant.

Je présente mes sincères remerciements à mes directeurs de thèse Patrice QUINTON et Frédéric GUIDEC d'avoir dirigé cette thèse ainsi que pour leurs efforts, leurs conseils et leurs encouragements.

Je remercie également les rapporteurs et examinateurs Pr. Tanguy RISSET, Pr. Frédéric GUINAND, Pr. Claude JARD, Pr. Jacques PRIOUX, et de m´avoir fait l´honneur d´être dans mon jury de thèse.

Je remercie également les différents collaborateurs qui ont contribué à sa réalisation de ce projet, particulèrement Pr. Jacques PRIOUX, Pr. Jean-Paul GOUELO, Dr. Yves MAHEO, Dr. Pascale LAUNEY et le stagière Alan SREY.

Je remercie enfin tous le membres du laboratoire IRISA et de IUT de Vannes, particulièrement les doctorants et permanents de l'équipe CASA, Gildas MENIER, Patrice FRISON, Jean-François KAMP, ainsi que mes amis Thibaut Le-NAOUR et son équipe de foot du Vendredi, Salma HAMZA, Guiyao KE, Kamiz...

Je dédie ce travail à mes parents, tous les membres de ma famille et toutes les personnes qui ont contribué à travers leur soutien moral ou matériel.

Djamel BENFERHAT

... à la mémoire de mon grand père Mohammed et ma soeur Nadia.

Résumé

La technologie des objets mobiles communicants (capteurs, smartphones, PDA, netbooks, etc.) est en plein essor. On peut exploiter l'utilisation de ces objets mobiles communicants dans plusieurs domaines, en particulier dans le domaine médical, pour collecter des informations de santé. Actuellement, la plupart des applications médicales basent leur collecte d'information sur deux approches. La première approche s'appuie sur l'hypothèse d'une connectivité permanente. La collecte de données physiologiques au niveau du centre d'analyse s'effectue en continu et elle permet un traitement en temps réel des informations. Dans la deuxième approche, les données sont stockées sur un dispositif porté par le patient et le traitement des données est donc différé.

Dans le cas où les patients sont mobiles, l'hypothèse de connectivité permanente est difficile à réaliser, compte tenu de la portée des dispositifs radio et de leur consommation en énergie. Pour faire face à d'éventuelles ruptures de connectivité, on peut utiliser un mécanisme de communications opportunistes avec des réseaux tolérants les ruptures (DTN). Nous défendons dans cette thèse l'idée qu'il n'est pas indispensable de disposer de moyens de transmission en continu pour assurer le suivi médical d'individus mobiles dans le domaine de la télé-santé, mais qu'au contraire, une approche opportuniste est possible et intéressante : elle peut offrir de bons résultats à faible coût.

À l'appui de cette idée, nous avons choisi un scénario de référence, la supervision médicale de l'activité cardiaque de marathoniens, comportant des contraintes de réalisation difficiles. Il s'agissait de réaliser le suivi des électrocardiogrammes des coureurs à partir de capteurs ECG et en faisant appel à plusieurs stations de collecte par transmission sans fil déployées sur le chemin de la course. La première variante de ce système proposait une solution à moindres coûts basée sur le protocole de communication ZigBee. Une deuxième variante, faisait appel à la technologie Wi-Fi ou à des réseaux cellulaires très répandus de nos jours. Un système de collecte et de supervision a été développé, déployé et testé lors d'épreuves sportives. Les résultats de ces expérimentations confirment l'intérêt que peut apporter ce schéma de communication dans la supervision médicale d'individus mobiles, en s'appuyant sur les technologies disponibles.

À partir du premier scénario réalisé, plusieurs variantes peuvent être déclinées pour réaliser des applications médicales moins contraignants et plus générales. Ainsi, nous avons pu montrer qu'en exploitant des infrastructures Wi-Fi communautaires il est possible d'effectuer une supervision quotidienne des paramètres cardiaques de patients mobiles. Les différents scénarios explorés ont permis de mieux cerner l'intérêt des communications opportunistes pour des applications liées au suivi médical.

Abstract

The technology of mobile communicating objects (sensors, smartphones, PDAs, netbooks, etc) is booming. We can consider the use of these objects in several areas, particularly in health field, in order to collect medical information. Most of current medical solutions rely their data collection on two approaches. The first approach is based on the assumption of constant connectivity. In such strong requirements, physiological data collection towards remote monitoring center is performed in real-time, and for an instant medical analysis by physicians. In the second approach, data are collected in stand-alone wearable storage devices, and for a postponed medical analysis.

Given the mobility of subjects wearing these objects and the short-range radio transmissions, connectivity within, and between these objects and the collection stations is not continuously ensured. This involves the use of an opportunistic communication approach to overcome the shortage issues of connectivity. Indeed, the use of Disruption-Tolerant Network protocols (or opportunistic communication) has a significant contribution to applications where access to network infrastructures is costly, difficult or impossible. In this thesis, we discuss the possibility of not having a permanent transmission means to monitor mobile persons in e-health field, but on the contrary, an opportunistic approach is possible and interesting: it can provide good results at low cost.

As an application for this communication scheme, we proposed several medical scenarios ranging from easy to challenging ones. We first dealt with the medical supervision of cardiac activity of marathon runners as the reference scenario. In this scenario we collect electrocardiogram data of runners relaying on wireless technologies between their wearable sensors and many deployed base stations. The first version propose a lighter solution in terms of costs and energy consumption. It relies on ZigBee communication protocol. The second version relies on Wi-Fi and cellular networks, which the deployment is nowadays very wide.

A collect system was developed, deployed, and tested in sporting events coping with outdoor conditions and harsh environments. Experiments results confirm the advantage of this new opportunistic approach in biomedical monitoring of mobile subjects, by relying on off-the-shelf devices and technologies. From the first studied scenario, many variants could be declined as general-purpose and less constrained medical scenarios. Thus, we secondly dealt with daily medical supervision of mobile subjects by relying on public Wi-Fi hotspots and cellular networks. In conclusion, different explored medical scenarios present a good introduction to the new opportunistic communications for biomedical monitoring applications.

n d'ordre : 223

Université de Bretagne Sud

Centre d'Enseignement et de Recherche Y. Coppens - rue Yves Mainguy - 56000 VANNES

Tél : + 33(0)2 97 01 70 70 Fax : + 33(0)2 97 01 70 70

Conception d’un système de communication tolérant la connectivité intermittente pour capteurs mobiles biométriques

Application à la supervision médicale de l’activité cardiaque de marathoniens

Sommaire

Sommaire **2**

Introduction **4**

I Informatique médicale : vue d'ensemble et déclinaisons **11**
I.1 Définitions . . . 12
I.2 Efforts de standardisation en informatique médicale . . . 15
I.3 Vers la collecte de données biométriques sur des sujets mobiles . . . 16
I.4 Discussion . . . 19

II Équipements et technologies pour la télé-santé en mobilité **21**
II.1 Dispositifs de capture de données biométriques . . . 23
II.1.1 Capteurs pour l'acquisition de paramètres physiologiques . . . 23
II.1.2 Composants pour plates-formes de capteurs . . . 23
II.1.3 Moyens de transmission pour plates-formes de capteurs . . . 28
II.2 Dispositifs mobiles pour la télé-santé . . . 34
II.2.1 Composants pour terminaux mobiles . . . 34
II.2.2 Moyens de transmission pour terminaux mobiles . . . 36
II.3 Synthèse des moyens disponibles pour la collecte de données biométriques en mobilité 39
II.4 Projets récents dans le domaine de la télé-santé en mobilité . . . 42
II.4.1 Collecte de données en vue d'une analyse différée . . . 42
II.4.2 Collecte de données en vue d'une analyse en temps réel . . . 42
II.5 Collecte de données sur des individus mobiles : problématique et solutions envisageables 43
II.5.1 Tolérance aux ruptures de connectivité : l'approche DTN *(Disruption-Tolerant Networking)* . . . 44
II.5.2 Apport de l'approche DTN pour la collecte de données biométriques en mobilité 47
II.6 Discussion . . . 49

III Vers une surveillance de l'activité cardiaque de marathoniens **51**
III.1 Motivations . . . 53
III.2 Observation de l'activité cardiaque . . . 54
III.2.1 Caractéristiques de l'électrocardiogramme (ECG) . . . 54
III.2.2 Interprétation et traitement du signal ECG . . . 55
III.3 Caractérisation des besoins pour la surveillance de marathoniens . . . 58
III.3.1 Contraintes relatives à la production et transmission de données . . . 58
III.3.2 Contraintes relatives au déploiement des stations de collecte . . . 61

III.4 Architectures et possibilités de déploiement . . . 61
III.4.1 Moyens de transmission envisageables . . . 62
III.4.2 Déploiement des stations de collecte . . . 65
III.4.3 Architectures et protocoles envisageables . . . 67

IV Expérimentation avec une architecture exploitant des transmissions ZigBee 69
IV.1 Architecture générale . . . 70
IV.2 Protocole de collecte de données . . . 71
IV.2.1 Production et stockage de données . . . 71
IV.2.2 Transmission de données . . . 72
IV.3 Expérimentation et évaluation . . . 75
IV.3.1 Conditions expérimentales . . . 75
IV.3.2 Interprétation des résultats . . . 76
IV.4 Discussion . . . 78

V Expérimentation avec une architecture exploitant des transmissions Wi-Fi 79
V.1 Architecture générale . . . 80
V.2 Protocole de collecte de données . . . 81
V.2.1 Production et stockage de données . . . 81
V.2.2 Transmission de données . . . 86
V.3 Expérimentation et évaluation . . . 90
V.3.1 Conditions expérimentales . . . 90
V.3.2 Interprétation des résultats . . . 91
V.4 Discussion . . . 93

VI Bilan et perspectives 95
VI.1 Comparaison des deux solutions considérées . . . 97
VI.1.1 Consommation en ressources et autonomie . . . 97
VI.1.2 Coût de déploiement sur une épreuve de marathon . . . 97
VI.2 Améliorations possibles . . . 98
VI.2.1 Améliorations envisageables pour l'architecture basée sur ZigBee . . . 98
VI.2.2 Améliorations envisageables pour l'architecture basée sur Wi-Fi . . . 100
VI.2.3 Améliorations envisageables pour les deux architectures . . . 102
VI.3 Vers une collecte de données biométriques dans la vie quotidienne . . . 105
VI.3.1 Motivation . . . 105
VI.3.2 Exemple : utilisation de hotspots Wi-Fi communautaires pour la collecte de données biométriques . . . 105
VI.4 Discussion . . . 109

Conclusion générale 110

Bibliographie 115

Table des figures 122

Introduction

L'informatique médicale et ses différentes déclinaisons

Le domaine médical a fortement évolué ces dernières années en se mariant avec celui des technologies de l'information et de la communication (TIC), donnant naissance à ce qu'on appelle désormais l'informatique médicale. En premier lieu, l'informatique médicale a pour but de traiter et mémoriser les informations de santé relatives à un patient. Elle s'est concrétisée par exemple par la mise en place du dossier médical électronique et des efforts sont en cours pour standardiser ces informations afin qu'elles soient accessible par tous les acteurs concernés par la santé, dans des conditions respectant l'intégrité des données, leur confidentialité et l'éthique liée aux pratiques médicales.

Au delà des systèmes d'information médicaux, l'informatique médicale a pris plus récemment des formes différentes liées au développement des moyens de communication. La télé-santé (encore appelée e-santé) concerne la pratique des soins à distance. Elle s'appuie sur des infrastructures de télécommunication ou sur internet pour permettre un échange ou une collecte d'informations médicales de patients vers des centres de soins distants. C'est ce qui permet par exemple l'intervention sur des patients isolés ou ne pouvant pas accéder aisément à des centres de soins. On parle plus précisément de télémédecine lorsqu'un médecin effectue une consultation à distance. La télé-assistance médicale désigne le cas où un médecin se fait aider d'un confrère distant pour un diagnostic. Plus récemment, la télé-chirurgie, ou possibilité de réaliser une intervention chirurgicale à distance, encore à l'état expérimental, a permis des réalisations spectaculaires, d'autant plus difficiles qu'elles supposent des infrastructures complexes.

Les limites de la e-santé, et les technologies nouvelles

Dans les exemples de télé-santé que nous venons de présenter, le contrôle de l'état de santé des patients demeure majoritairement une activité exercée ponctuellement dans des espaces bien identifiés (cabinet médical, clinique, hôpital, bloc opératoire, etc.). Les pathologies nécessitant une surveillance très fréquente, voire quasi-continue de l'état de santé de certains patients imposent que ceux-ci demeurent dans les lieux où cette surveillance peut être assurée. Cependant, l'objectif des applications actuelles de la télé-santé est d'utiliser l'existant des technologies, outils et infrastructures, afin d'élargir le périmètre du contrôle de l'état de santé des patients, qui sont fortement mobiles.

Les progrès conjugués de la micro-électronique et des télécommunications rendent possible d'embarquer aujourd'hui sur des patients des équipements numériques complexes, autonomes du point de vue énergétique et capables de communications sans fil. En outre, ces équipements numériques peuvent être connectés à des plates-formes de capteurs. Ces dernières servent à réaliser l'acquisition des données médicales proprement dites, à effectuer un calcul grâce à un micro-contrôleur embraqué, et enfin à stocker les données grâces à des mémoires. En outre, ces plates-formes sont souvent dotées de moyens de transmission sans fil à courte portée reposant sur des protocoles tels que ANT, ZigBee,

Bluetooth, etc.

Les plates-formes de capteurs ne disposent en général que de faibles ressources. Ils ne sont donc pas en mesure d'effectuer des traitements complexes des données, ni de transmettre ces données sur de grandes distances. Pour répondre aux applications médicales exprimant un fort besoin en ressources, il n'est donc pas rare d'associer aux capteurs des équipements mobiles plus performants tels que des téléphones intelligents – smartphones – voire des tablettes tactiles lorsque le contexte de l'application le permet. Ces équipements, de plus en plus utilisés actuellement dans la vie quotidienne des individus, sont dotés de nombreuses ressources matérielles : processeurs ayant une puissance de calcul bien supérieure à celle des micro-contrôleurs, capacité mémoire conséquente, accès à des réseaux de télécommunication de longue portée tels que l'ADSL (Wi-Fi), le GPRS, l'UMTS, LTE, etc.

Une combinaison entre un smartphone et plusieurs capteurs est également possible grâce à une liaison sans fil locale, par exemple, en utilisant le protocole Bluetooth. Cette architecture forme alors un réseau d'envergure corporelle WBAN (*Wireless Body Area Network*). Les réseaux WBAN permettent de lier plusieurs capteurs de fonctionnalités similaires ou différentes. Dans un WBAN, les données sont généralement transférées vers un nœud central qui peut être constitué du smartphone. Ce dernier peut être relié au centre de suivi distant en exploitant les réseaux d'infrastructure accessibles.

Avec l'intégration de ces équipements numériques dans des dispositifs de télé-santé, il devient donc envisageable de mesurer et enregistrer certains paramètres physiologiques d'un patient en mobilité, ou encore, de suivre de façon continue son état de santé à partir des paramètres enregistrés et transmis.

La télé-santé en mobilité

On appelle télé-santé en mobilité, ou M-santé (de l'anglais *M-health*) le fait de suivre en permanence des informations de santé d'un patient mobile. La M-santé ouvre des perspectives nouvelles : suivi de patients ayant des pathologies à risque (diabète, risques cardiaques par exemple), suivi de l'activité des personnes âgées, par exemple. On peut aussi envisager le contrôle du suivi d'un traitement médical en mobilité. Plus largement, ce type d'application peut aussi être utilisé pour le suivi de l'activité physique, soit pour des moyens d'entraînement sportif, soit encore pour améliorer la connaissance sur la biologie, la physiologie et la santé.

Dans le domaine de la M-santé, la vision traditionnelle consiste à s'appuyer sur des équipements mobiles portés par les patients (smartphones ou tablettes tactiles typiquement), ces équipements étant éventuellement accompagnés par des capteurs destinés à enregistrer certains paramètres relatifs à l'état de santé du patient (cardio-fréquencemètre ou balance électronique, par exemple). La communication s'effectue via les réseaux de télécommunication (UMTS/3G), voire par Bluetooth ou Wi-Fi si le patient se trouve à son domicile ou à proximité de tels réseaux.

Ce type de configuration peut alors être utilisé pour réaliser des scénarios de suivi de santé de nature très variée.

Dans la télé-surveillance médicale (*health monitoring*) par exemple, les objets portés par les patients sont souvent en liaison directe avec le centre de suivi distant. Parmi les scénarios applicables à cette déclinaison, on peut citer la détection des chutes de personnes âgées, ou la détection d'accidents de travail. Cette détection est généralement suivie d'une levée d'alerte vers des centres de secours distants, par envoi de SMS par exemple. Plus récemment, les réseaux WBAN offrent une possibilité d'intégration de différents capteurs pour réaliser les mêmes types de scénarios médicaux.

Certaines déclinaisons de la M-santé offrent aux patients une mobilité totale et sans liaison directe au centre de suivi. Parmi les scénarios applicables à ces déclinaisons on peut citer la rééducation mus-

culaire d'individus mobiles. Ces applications exploitent souvent les accéléromètres des smartphones, ou encore des plates-formes de capteurs portables (*Wearable Sensors*).

Les limites essentielles : le suivi en continu

Le suivi en continu de l'état de santé de patients mobiles constitue encore un défi sérieux. Dès qu'un patient quitte son domicile, le seul mode de communication envisageable consiste à s'appuyer sur les réseaux cellulaires (UMTS/3G). Or ceux-ci n'offrent qu'une couverture imparfaite du territoire. En outre ils sont conçus pour privilégier le trafic descendant (du réseau vers l'abonné), alors que la supervision de l'état de santé de patients mobiles implique que des flux de données transitent plutôt de chaque patient vers le réseau afin d'être traités à distance. Enfin, les réseaux cellulaires n'étant pas spécifiquement dédiés à la supervision de l'état de santé des individus, leur disponibilité pour transporter des données relatives à cet état de santé ne peut être garantie.

Une solution complémentaire consiste à s'appuyer sur d'autres technologies radio (Wi-Fi, Bluetooth, etc.). Ces dernières offrent des débits de transfert montants plus importants que les infrastructures cellulaires. Cependant la contrainte majeure de ces technologies dans un contexte de mobilité réside dans leur faible portée radio, de l'ordre d'une centaine de mètres.

En s'appuyant sur les équipements mobiles communicants lors du suivi en continu de patients, d'autres contraintes en ressources matérielles s'ajoutent aux contraintes précédentes. En effet, les plates-formes de capteurs ne disposent en général que de faibles ressources matérielles en calcul et en transmission. Cela est également le cas des terminaux mobiles (PDA, smatphones, tablettes-tactiles) en ce qui concerne l'énergie.

Lorsque les patients sont fortement mobiles, les contraintes d'environnement peuvent entraver la communication radio. On peut citer les obstacles, le bruit par exemple, qui empêchent une collecte synchronisée de signes vitaux vers des centres médicaux distants. Ces contraintes soulèvent par conséquent un risque majeur de perte de données médicales lors de la collecte.

A cause des différentes contraintes en ressources matérielles, en transmission, et en énergie, les *scenarii* médicaux évoqués dans la télé-santé en mobilité doivent implémenter des applications médicales mobiles d'urgence secondaire. En guise d'exemple on peut citer des *scenarii* de type prévention contre des pathologies et épidémies, rééducation musculaire, stockage permanent de signes vitaux pour des patients mobiles, etc. En d'autres termes, il devient très difficile, voire impossible, de traiter des *scenarii* très critiques tels que le suivi en continu d'individus fortement mobiles en s'appuyant sur ce genre de technologies. Cette difficulté est une conséquence directe de la rupture de connectivité lors de la collecte de données vers des centres médicaux distants.

Une solution possible : les communications opportunistes

Les problématiques de gestion de la rupture de connectivité et de perte de données sont rarement soulevées en pratique dans les modes de communications existants, encore moins quand il s'agit de transmettre des données vitales de patients en mobilité dans le domaine de la télé-santé (télé-santé en mobilité, télémédecine).

Cependant, il existe un mode de communication appelé DTN (*Disruption-Tolerant Networking*) qui peut aider à s'accommoder des contraintes évoquées ci-dessus, notamment en tolérant les fréquentes ruptures de connectivité qui risquent d'être observées au niveau d'un équipement porté par un patient.

Le mode de communication DTN permet à des dispositifs communicants de supporter les ruptures de connectivité observées sur les liens radio. Le concept se base sur le principe d'un stockage intermé-

diaire lorsqu'il n'est pas possible de faire parvenir les données à destination. Lorsque la connectivité est de nouveau disponible, ce mode de communication effectue un acheminement des données stockées à destination, d'où le qualificatif d'opportuniste donné à ce type de communications.

Il est donc intéressant d'introduire ce mode de communication dans le suivi en continu de patients en mobilité. En effet, dans un contexte de collecte de données, l'approche DTN permet de s'affranchir de l'exigence de connectivité permanente. Son schéma de sauvegarde intermédiaire et de transport (appelé *Store, Carry and Forward*) permet d'assurer l'intégrité des données lors de l'absence de la connectivité.

Notons que l'invention des communication opportuniste date seulement d'une dizaine d'années et reste jusqu'à présent inexploitée dans le domaine médical.

Contributions de ce mémoire

Nous défendons dans cette thèse le principe qu'il n'est pas indispensable de disposer de moyens de transmission en continu pour assurer le suivi de personnes en mobilité dans le domaine de la télé-santé, mais qu'au contraire, une approche opportuniste est possible et intéressante : elle peut offrir de bons résultats à faible coût. En effet, la transmission épisodique proposée par cette approche permet de tolérer les ruptures de connectivité et ainsi de faire face aux conditions réelles de réalisation des différents scénarios médicaux.

Cette thèse s'inscrit donc dans le domaine de télé-santé en général et de la télé-santé en mobilité en particulier. Elle consiste à introduire le mode de communication opportuniste pour assurer une collecte épisodique de données biométriques. Cette collecte est effectuée par l'exploitation des équipements mobiles communicants (smartphones, capteurs biométriques...) et en utilisant différentes technologies sans fil.

Notre apport essentiel est de montrer que cette idée est applicable à différents types de scénarios médicaux, en nous appuyant sur des expérimentations dans des conditions réelles.

Pour atteindre cet objectif, nous avons validé auprès de spécialistes de la santé un scénario médical de référence. Il consiste à réaliser une collecte opportuniste pour un suivi en continu de l'activité cardiaque de coureurs lors d'un marathon. Plus précisément, il s'agit de collecter l'électrocardiogramme (ECG) des coureurs. Ce scénario présente plusieurs contraintes liées à l'utilisation des équipements communicants dans des conditions réelles de déploiement. La collecte opportuniste doit garantir des temps de réponse acceptables et s'appuie sur différentes technologies de transmission sans fil (ZigBee, Bluetooth, Wi-Fi, 3G).

Ce choix du suivi de l'ECG permet d'une part de satisfaire les besoins médicaux critiques qu'exprime cette information médicale, en vue de proposer une valeur ajoutée aux travaux actuels sur l'ECG. Parmi ces travaux, on peut citer la compression, l'analyse du signal ECG, la détection d'anomalies cardiaques, etc.

En s'inspirant de ce scénario de référence, d'autres scénarios médicaux moins contraignants sont envisageables. Ces scénarios permettent de proposer une généralisation de notre approche de collecte opportuniste à d'autres applications médicales mobiles. Parmi ces scénarios, nous avons exploré également une collecte opportuniste pour un suivi de l'activité cardiaque de patients au cours de leur vie quotidienne, la transmission de données reposant cette fois sur les hotspots de réseaux Wi-Fi communautaires.

Organisation du document

Ce mémoire comporte cinq chapitres et une conclusion dont nous résumons l'apport ci-dessous.

Chapitre I Dans ce chapitre nous dressons un panorama des champs couverts par l'informatique médicale. Nous mettrons en évidence les standards de l'informatique médicale. Nous nous intéressons ensuite tout particulièrement au problème de la collecte de données biométriques sur des sujets mobiles, et nous montrons que ce problème relève des applications dites de télé-santé en mobilité (M-health), qui elles-mêmes constituent un sous-ensemble des applications de télé-santé (E-health).

Chapitre II Dans ce chapitre nous dressons un état de l'art des équipements et des technologies pouvant être mis à contribution afin d'assurer la supervision de l'état de santé de patients mobiles. Nous nous intéressons dans un premier temps aux capteurs pouvant être portés par un individu afin de réaliser l'acquisition de données. Ensuite, nous examinons également les caractéristiques principales des équipements mobiles de type smartphones et tablettes-tactiles.

Nous présentons ensuite les principes de l'approche DTN (*Disruption-Tolerant Networking*), et montrons que dans un contexte de collecte de données en mobilité l'approche DTN permet de s'affranchir de l'exigence de connectivité permanente.

Chapitre III Dans ce chapitre nous présentons le scénario médical auquel nous allons nous intéresser dans le reste de ce document. Dans ce scénario l'objectif est de superviser l'activité cardiaque de marathoniens en cours d'épreuve.

Nous présentons nos motivations pour ce scénario, et montrons qu'il a été choisi en raison des défis techniques qu'il oblige à relever. L'objectif étant de collecter le flux ECG (électrocardiogramme) complet d'un coureur pendant l'épreuve, nous décrivons les caractéristiques essentielles d'un tracé ECG, ainsi que les travaux qui exploitent ce type de tracé.

Chapitre IV Nous nous intéressons dans ce chapitre à une approche à moindre coûts dans laquelle la transmission de données entre coureurs et stations de base placées en bord de route s'effectue à l'aide de liaisons ZigBee.

Nous décrivons dans les grandes lignes le protocole qu'il nous a fallu développer afin d'assurer les communications dans ce contexte. Nous présentons ensuite les résultats d'une campagne d'expérimentation qui a été menée afin d'évaluer la viabilité de cette approche.

Chapitre V Dans ce chapitre nous considérons donc une approche alternative, qui met en jeu des transmissions Wi-Fi entre coureurs et stations de base. Les capteurs SHIMMER utilisés dans notre projet n'étant pas dotés de transceivers Wi-Fi, un smartphone doit être porté par chaque coureur afin de jouer le rôle de relais entre le capteur et les stations. Nous décrivons dans les grandes lignes les protocoles qu'il nous a fallu développer afin d'assurer dans ce contexte les communications sur les liens Bluetooth et Wi-Fi . Nous présentons ensuite les résultats de l'expérimentation réalisée avec cette approche.

Chapitre VI Nous dressons dans ce chapitre un bilan comparatif des résultats obtenus avec chacune de ces approches, et proposons quelques améliorations possibles pour l'une et l'autre, tant du point de vue logiciel que de l'architecture matérielle.

Nous montrons également comment les techniques mises en jeu pour collecter des données physiologiques sur des marathoniens peuvent être reprises afin d'assurer, toujours à des fins de suivi médical de sujets mobiles, la collecte de données dans des conditions fort différentes du marathon. Nous présentons les résultats obtenus en supervisant l'activité cardiaque d'individus au cours de leur activité quotidienne, la transmission de données reposant cette fois sur les *hotspots* de réseaux Wi-Fi communautaires.

Conclusion générale Nous concluons ce rapport de thèse par un résumé de notre contribution qui a couvert certaines possibilités d'introduction de la nouvelle approche de collecte opportuniste dans la télé-santé en mobilité. L'évolution de cette approche dans l'avenir s'effectuera à travers différents scénarios médicaux évoqués dans les perspectives et résumés dans la conclusion.

Chapitre I

Informatique médicale : vue d'ensemble et déclinaisons

Sommaire

I.1 Définitions 12
I.2 Efforts de standardisation en informatique médicale 15
I.3 Vers la collecte de données biométriques sur des sujets mobiles 16
I.4 Discussion 19

Introduction

Dans ce chapitre nous dressons un panorama du domaine de l'informatique médicale. Ce domaine ayant fortement évolué au cours de la dernière décennie, il n'est pas simple d'en distinguer les multiples déclinaisons. Les efforts de standardisation sont ici relativement récents, et tous n'ont pas encore abouti.

Nous nous intéressons tout particulièrement au problème de la collecte de données biométriques sur des sujets mobiles, et montrons que ce problème relève des applications dites de télé-santé en mobilité (M-health), qui elles-mêmes constituent un sous-ensemble des applications de télé-santé (E-health).

I.1 Définitions

A) Informatique médicale

L'informatique médicale [1, 2] (*Health informatics*) est un domaine qui consiste à mettre l'informatique et l'électronique au service de la médecine. Ce domaine est également appelé systèmes informatiques de soins de santé, de l'informatique clinique, ou de l'informatique biomédicale. Il inclue les activités communes aux sciences de l'information et aux soins de la santé. Il implique des ressources numériques, des dispositifs et des méthodes requises pour automatiser le processus d'acquisition, de stockage, de collecte et d'interprétation des informations en matière de santé.

Le domaine de l'informatique médicale fait appel à plusieurs disciplines informatiques, on peut citer les systèmes d'informations, l'ingénierie des connaissances, l'intelligence artificielle, l'ingénierie des modèles etc. Nous nous intéressons dans notre étude à la discipline médicale qui se base sur des d'infrastructures de communication (E-health).

A-1) Télé-santé *(E-health)*

La télé-santé [3] (*E-health*) est une discipline médicale qui consiste à mettre l'informatique et les infrastructures de communication au service de la médecine. Telle qu'elle est définie, la télé-santé apparaît très vaste et très diverse. Étant une discipline du domaine de l'informatique médicale, la principale caractéristique de la télé-santé est l'exploitation d'Internet et des réseaux de télécommunications. L'utilisation de ces technologies permet d'assurer une liaison distante et permanente entre différents acteurs médicaux et leurs patients. On peut distinguer sept disciplines dans la télé-santé. Ces disciplines sont différenciées parfois en fonction des informations échangées, des domaines concernés, et selon que l'application concernée vise principalement à :

- Assister à distance, principalement par des conseils diagnostics, un patient localement démuni (télé-assistance) ;
- Surveiller à domicile, en ambulatoire . . . , une fonction vitale défaillante : télésurveillance, ... ;
- Pratiquer totalement et exclusivement à distance un acte médical : télédiagnostic, ... ;
- Organiser la circulation des données dans un réseau de santé : cyber-réseaux de santé ;
- Délivrer des informations voire un enseignement : cyberformation (e-Learning) ;
- Participer à la gestion des systèmes de santé : cybermanagement ;
- Offrir aux patients un accès direct à leur dossier de santé ou à des téléservices médicaux (e-santé) .

A-2) Télémédecine

Parmi les disciplines de la télé-santé, on peut citer la télémédecine :

«La télémédecine est une forme de pratique médicale à distance utilisant les technologies de l'information et de la communication. Elle met en rapport, avec un patient, un ou plusieurs professionnels de santé, parmi lesquels figure nécessairement un professionnel médical et, le cas échéant, d'autres professionnels apportant leurs soins au patient» . [1]

Comme le précise l'article cité précédemment du Code de la Santé, la télémédecine est une discipline de la télé-santé. Elle regroupe des pratiques médicales facilitées par l'utilisation des infrastructures des télécommunication et des technologies qui permettent la prestation de soins de santé à distance. Grâce à l'utilisation de ces infrastructures, l'objectif principal de la télémédecine est l'échange de l'information médicale. La télémédecine se décline sous plusieurs activités, à savoir :

- La télé-expertise : elle a pour objet de permettre à un professionnel médical de solliciter et de partager l'avis d'autres experts médicaux ;

- La télé-assistance médicale : elle a pour objet de permettre à un professionnel médical d'assister à distance un autre professionnel de santé au cours de la réalisation d'un acte ;

- La télé-surveillance médicale (*monitoring*) : elle permet à un professionnel médical d'interpréter à distance les données nécessaires au suivi médical d'un patient et, le cas échéant, de prendre des décisions relatives à la prise en charge de ce patient. L'enregistrement et la collecte des données peuvent être automatisés ;

- La réponse médicale : elle définit le diagnostic apporté par les spécialistes de la santé.

A-3) Télé-santé en mobilité *(M-health)*

La M-health [4, 5, 6] (ou *Mobile Health*) est également une discipline de la télé-santé. Elle désigne la pratique de la médecine et de la santé publique sur des patients ambulatoires. Pour assurer l'acquisition et le traitement des données des patients mobiles, plusieurs dispositifs mobiles sont usuels dans la vie quotidienne des individus. On peut citer les téléphones portables, les PDA (*Personal Digital Assistant*), les smartphones, les tablettes-tactiles, les *netbooks*, etc. La M-health définit plusieurs activités qui consistent à exécuter des applications médicales mobiles sur les dispositifs mobiles cités précédemment. Les applications de la M-health ont généralement pour objectif d'automatiser certains traitement médicaux des patients. Dans certains cas, les résultats de traitements de ces données sont livrés aux praticiens et aux laboratoires distants. La livraison de données médicales, tels que les signes vitaux de patients, est parfois effectuée en temps réel.

Plusieurs initiatives d'intégration de la M-health dans la vie quotidienne des individus ambulatoires on été proposées. Ces initiatives englobent diverses activités, à savoir :

- La sensibilisation contre des maladies graves ;

1. Article L6316-1 Legifrance, Chapitre VI : Télémédecine.

– La collecte et le stockage de données physiologiques (signes vitaux) ;

– La supervision médicale distante (*monitoring*) ;

– La précaution et la formation spécialisée (contre les accidents travail ...) ;

– Le dépistage et la lutte contre les maladies transmissibles et les épidémies ;

– Le support pour le diagnostic et le traitement des maladies.

B) Information médicale (données biométriques)

La biométrie [7] regroupe toutes les activités qui permettent la mesure du vivant. Elle permet particulièrement de répertorier et de quantifier statistiquement la physiologie du corps humain. Parmi les principaux domaines d'application de la biométrie, on peut citer l'agronomie, l'écologie et la médecine. La biométrie se décline selon diverses domaines d'études, à savoir :

- L'étude quantitative des êtres vivants (faune et flore), tels que les caractéristiques et les statistiques des populations ;

- L'identification des individus à travers les signatures biométriques tels que les empreintes digitales, la reconnaissance rétinienne, du visage, par analyse de l'ADN ... ;

- L'étude biochimique ou physiologique de l'être vivant (signes vitaux). Cette étude comporte les travaux de reconnaissance et de traitement des signaux physiologiques de l'être vivant tels que l'ECG (électrocardiogramme), l'EMG (électromyogramme), etc.

EHR (*Electronic Health Record*)

Les données biométriques en général et physiologiques en particulier sont le résultat d'une acquisition par des capteurs biométriques. Les informations médicales issues de cette acquisition de données sont appelées EHR *(Electronic Health Record*s) [8, 9]. Ces informations médicales sont représentées par des enregistrements au format numérique des données biométriques d'individus ou de populations. Ces enregistrements peuvent être échangés entre les organismes médicaux et interprétés à la réception par des appareils médicaux par exemple. En plus des données physiologiques de patients (signes vitaux), les informations médicales peuvent inclure le résultat d'une étude quantitative sur des populations, par exemple, des statistiques sur la démographie, sur une maladie particulière, sur la propagation des épidémies, etc. Les informations médicales peuvent inclure également des résultats de tests de laboratoires, de la radiologie et du dossier médical électronique du patient (EMR). Ce dernier comporte les antécédents médicaux du patient, son âge, son poids, les informations sur l'assurance maladie, le numéro de sa carte Vitale, de sa mutuelle de santé, etc.

Remarque Le rôle de l'informatique médicale consiste également à établir des standards pour formater les informations médicales échangées entre différents organismes médicaux.

I.2 Efforts de standardisation en informatique médicale

Standards de l'informatique médicale

Afin de proposer un format unique pour les informations médicales (EHR), l'IEEE [10] a proposé plusieurs standards. Ces standards définissent des normes qui permettent la communication entre appareils médicaux ou ordinateurs distants. Cette communication s'effectue à travers un transfert automatique d'enregistrements numériques détaillés de signes vitaux d'individus appelés PHD (*Personal Health Data*), ainsi que les données opérationnelles des appareils médicaux.

L'objectif des standards IEEE-11073 est non pas de développer une nouvelle technologie de transmission pour la santé, mais plutôt de satisfaire les besoins médicaux en termes de formatage de données transmises entre différents types d'appareils.

Parmi les différents standards à considérer dans ce cadre, IEEE-11073 a recommandé un standard appelé MIB (*Medical Information Bus*). Ce standard définit un profil pour le transfert de données médicales dans un réseau LAN (*Local Area Network*). Ce dernier a pour objectif de relier des appareils médicaux comportant des cartes réseaux Ethernet. On peut citer également le standard Bluetooth HDP [11] (*Health Device Profile*) pour une adaptation à la technologie Bluetooth, ainsi que d'autres standards pour des adaptations aux technologies USB *(Personal Healthcare Device Class)* et ZigBee (*Health Care Profile*).

Réseaux d'envergure corporelle (BAN)

«Un BAN (*Body Area Network*) est une collection de capteurs communicants qui sont portés par le corps humain, fournissant un ensemble intégré de services personnalisés à l'utilisateur» [12].

L'architecture du BAN la plus fréquemment utilisée est formée de plusieurs capteurs qui sont reliés à un point central appelé *BAN-Head*. Ce dernier se différencie des autres nœuds par sa puissance de calcul et de transmission pour coordonner les capteurs du BAN. La communication au sein d'un BAN peut être soit filaire soit sans fil, ou une combinaison des deux. Pour une communication sans fil, on peut trouver plusieurs appellations dans la littérature tels que WBAN (*Wireless Body Area Network*) ou WBSN (*Wireless Body Sensor Networks*).

Le standard IEEE-802.15.6 [2] établit depuis quelques années des spécifications pour satisfaire les besoins médicaux en termes de transmission dans un WBAN. Ces spécifications visent à proposer des recommandations pour optimiser la collecte de données grâce à de nouvelles technologies sans fil. À l'inverse de IEEE-11073 qui définit des recommandations pour formater les données transférées entres appareils médicaux, le standard de IEEE-802.15.6 se focalise uniquement à définir des recommandations sur les couches basses du modèle OSI (physique et liaison de données) pour les réseaux sans fil d'envergure corporelle.

2. WBAN IEEE 802.15 WPANTM Task Group 6 Body Area Network http://www.ieee802.org/15/pub/TG6.html }

I.3 Vers la collecte de données biométriques sur des sujets mobiles

A) Collecte et stockage en vue d'une analyse médicale à *posteriori*

Dans le cadre de la supervision médicale pour des patients en mobilité, la télé-santé en mobilité (M-health) introduit deux approches de collecte de données. L'une des approches, intéressante dans certains cas de suivi médical, effectue une collecte de données en vue d'une analyse médicale à *posteriori*. Cette approche est appelée surveillance ambulatoire (*Ambulatory monitoring*). L'objectif médical de cette opération est de permettre au médecin un suivi et une analyse de l'historique des données physiologiques du patient durant son absence dans le centre médical. Ces données sont échantillonnées et stockées dans des appareils dédiés, en évitant aux patients les coûts de déplacement réguliers ou une présence permanente dans les centres médicaux.

Techniquement, cette approche consiste à stocker de l'information médicale (*Backup EHR*) durant une période donnée (jours ou semaines). Pour cela, le patient mobile doit porter un appareil, des capteurs, et parfois des électrodes, pour la sauvegarde des données produites par ces capteurs. Une fois que la mémoire de l'appareil est restituée par le médecin, ce dernier récupère l'historique physiologique du patient et effectue son analyse et son diagnostic.

Exemples de solutions médicales classiques L'exemple référence implémentant l'approche ambulatoire est le *Holter* [13]. Il se présente sous forme d'un dispositif lourd et encombrant permettant l'enregistrement en continu de l'électrocardiogramme (ECG) du patient. La durée de cet enregistrement est au minimum de 24 heures.

Il existe d'autres appareils médicaux dédiés à cette fonction et facilitant l'acquisition et le stockage de signes vitaux. Une solution matérielle intégrée dans une ceinture et un bracelet est proposée dans [14] pour la réhabilitation musculaire des personnes fragiles ou atteintes de blessures.

Solutions clé en main pour le stockage Dans le cadre de l'approche ambulatoire, plusieurs constructeurs permettent d'intégrer des capteurs dans des dispositifs portables (*Wearable Sensors*). Le projet BodyANT [15] propose une plate-forme extensible permettant d'inclure à la demande plusieurs types de capteurs pour superviser et stocker quotidiennement les données. Cette plate-forme intègre un récepteur GPS afin de sauvegarder les positions des individus.

Plusieurs déclinaisons de cette approche ont été proposées pour les activités sportives. Des solutions clé en main de supervision de l'activité cardiaque par exemple sont disponibles sur le marché. On trouve des capteurs cardio-fréquencemètres embarqués dans plusieurs types de ceintures et de montres pour faire de l'acquisition du rythme cardiaque durant une activité sportive. Parmi les constructeurs de ces solutions, on peut citer *Garmin heart rate monitor* [3] et *Aptonia watch and belt* [4].

Toujours dans le domaine du sport, d'autres solutions de stockage incluent une combinaison de capteurs cinématiques pour observer l'activité des coureurs. D'autres solutions intégrant des podomètres sont proposées dans [5], des accéléromètres dans [6], et des récepteurs GPS dans [7].

3. http ://www.digifit.com/hrm-garmin-heart-rate-monitor/
4. http ://www.aptonia.com
5. http ://au.oregonscientific.com
6. http ://www.apple.com/ipod/nike/
7. http ://nikeplus.nike.com/plus/products/sport_watch/

Intégration de smartphones pour le traitement et stockage Les solutions commercialisées permettent aussi de communiquer avec des smartphones pour le stockage de données. Ces solutions proposent des logiciels de visualisation de données stockées tel que dans Nike+ [8] et Adidas Micoach [9], etc.

Les solutions clé en main commercialisées sont légères et ne disposent pas d'interfaces programmables pour un développement ou une personnalisation des fonctionnalités. Leurs inconvénients est qu'elles disposent d'un minimum de ressources matérielles et ne ciblent que certains besoins médicaux et disciplines sportives.

B) Collecte en vue d'une analyse médicale en temps réel

Une autre approche de collecte des données est basée sur l'hypothèse d'un lien persistant et fiable (filaire ou sans fil). L'objectif médical de cette approche est de s'appuyer sur l'infrastructure de communication (réseau Internet, téléphonie, etc.), et ce afin d'assurer une supervision médicale distante en temps réel.

Solutions classiques des centres médicaux Une des variantes de cette approche se base sur l'exploitation des infrastructures de communication filaire dans un environnement médical. Dans ce cas, les patients sont souvent installés dans des chambres d'hôpitaux ou de cliniques et sont souvent reliés à travers des capteurs filaire à des équipements médicaux dédiés. Généralement, ces solutions limitent le champ de déplacement de ces patients.

Des améliorations de cette approche permettent d'offrir plus de mobilité aux patients et d'effectuer des mouvements sans être physiquement contrains. Dans les tests d'efforts par exemple, le patient ou le sportif peut se déplacer librement sur les tapis roulants tout en transmettant en temps réel les données de capteurs physiologiques. La transmission cette fois-ci s'effectue par un lien filaire ou sans fil. L'inconvénient de cette solution est la limite du champs de déplacement dans la chambre du test d'effort. En effet, dans le cas d'une liaison sans fil, les courtes portées radios des liens de collectes ne couvrent généralement pas plus que la zone du test d'effort.

Vers une approche qui favorise la distance et la mobilité Une autre variante de cette approche de collecte permet une supervision médicale distante. La technique utilisée dans le cadre de cette approche nécessite des liens de communication fiables et de longue portée. Pour cela, les opérateurs de télécommunication offrent actuellement plusieurs choix en termes de qualité de services, de débits et de coûts des réseaux filaires ou cellulaires. En effet, les réseaux cellulaires, par exemple GPRS, UMTS, LTE, etc., sont de plus en plus accessibles pour permettre une connectivité permanente entre les différents acteurs médicaux et leurs patients.

La discipline qui implémente typiquement l'approche de collecte et supervision médicale distante et en temps réel est la télémédecine. Cette discipline médicale favorise un rapprochement entre un médecin ou infirmier et son patient se trouvant à l'extérieur du centre médical pour réaliser l'acte médical à partir d'endroits distants (hôpitaux, cliniques, domiciles, blocs opératoires...). Grâce à l'exploitation des réseaux d'infrastructure de longue portée, les dernières techniques de la télémédecine

8. Apple, Inc. Nike+. www.apple.com/ipod/nike/
9. Adidas MiCoach. http ://www.adidas.com/us/micoach/

permettent une consultation distante [16], voire une intervention médicale distante dans le cas de la téléchirurgie [17].

Plusieurs déclinaisons des disciplines de télémédecine et de M-health ont été proposées. Certaines solutions actuelles visent à utiliser des appareils installés dans les domiciles des patients afin de collecter à distance leurs signes vitaux par des capteurs filaires et sans fils *(Tele-Home-Care) [18]*. L'inconvénient de ces solutions est qu'elles limitent le champs de déplacement des patients à leur domicile uniquement.

En outre, les projets Teledoc [10] et C-SMART [19] permettent d'utiliser la téléphonie mobile entre les patients localisés dans des zones rurales et les spécialistes de la santé se trouvant dans les hôpitaux. Un diagnostic médical est porté en cas de problème de santé déclaré. Cette technique de la télémédecine est appelée télé-surveillance. En plus de transmettre la voix, le projet C-SMART effectue un transfert de données et une adaptation aux formats des standards de IEEE-11073.

Intégration des smartphones dans la télé-santé Plusieurs exemples de projets récents dans le domaine de la télé-santé proposent des solutions médicales dans la vie quotidienne des individus et des patients. Plusieurs solutions utilisant des dispositifs mobiles sont proposées dans les projets MobiHealth [20], HYGEIANET [21] et HEALTHGEAR [22]. Ces solutions sont basées sur des terminaux mobiles de type téléphones portables, PDA, smartphones, tablettes tactiles, et peuvent s'appliquer à plusieurs domaines.

Parmi les déclinaisons de domaines dans la télé-santé, les travaux de [6] proposent une plateforme M-health pour le monde professionnel et de l'industrie. Des employés exposés aux risques d'accidents de travail sont dotés des dispositifs qui intègrent plusieurs capteurs (rythme respiratoire, cardio fréquence mètre, capteurs de mouvements ...). Les téléphones portables permettent aux travailleurs de transmettre en permanence les données de capteurs vers les centres d'analyses médicaux distants (infirmerie du chantier). Toujours dans le cadre professionnel, les auteurs du projet UAHealth [23] proposent une solution qui permet la gestion du stress de personnes sous pression de travail. Ils combinent des capteurs cardiaques et cinématiques (accéléromètres) afin de mesurer le taux de stress des employés (infirmière, femme de ménage ...), et ce à l'aide des téléphones portables. Lorsqu'une alerte médicale de type taux de stress élevé est détectée, les informations nécessaires sont transmises par l'appareil mobile à l'infirmerie pour lever l'alerte. Une analyse est suivie pour déterminer les causes du stress et proposer des solutions médicales pour éviter le même genre d'incidents de santé.

Parmi les autres déclinaisons de la télé-santé, on peut citer les initiatives pour la sensibilisation contre des maladies par l'éducation et la formation de d'individus à distance [24]. Certaines applications médicales mobiles permettent une prévention contre des maladies contagieuses [5]. Elles permettent de diffuser des SMS (*Short Message Service*) à des populations dans des endroits où le risque de contamination est très élevé. Elles proposent également un suivi en temps réel de la propagation des épidémies et des pandémies à travers les applications mobiles.

10. TeleDoc: Sustainable Healthcare for Rural India. 2005. Disponible sur : http://www.jiva.com/health/teledoc.asp

I.4 Discussion

La plupart des disciplines du domaine de la télé-santé effectuent la collecte de signes vitaux selon deux approches. La première approche s'appuie sur une connectivité réseau permanente. Elle a pour but de réaliser une transmission synchronisée de données entre des individus et les centres médicaux distants. La deuxième approche avantage une collecte pour des patients mobiles, et ce en vue d'une supervision médicale réalisée à *posteriori*.

Dans le cas de la première approche, la récupération de données physiologiques au niveau des centres d'analyses s'effectue à travers une collecte en temps réel, soit en local dans un établissement médical ou à distance à travers la télémédecine. Les liens de collectes peuvent être filaires, limitant ainsi le champs de déplacement aux individus, ou bien sans fil, proposant une meilleure liberté des mouvements. Sauf que dans ce dernier cas la zone de mobilité reste notamment restreinte (domicile du patient, bloc opératoire...). Cette approche reste donc destinée aux urgences médicales du premier degré (téléchirurgie).

Dans le cas de collecte ambulatoire, les dispositifs autonomes, tel que le Holter, se basent sur le stockage des signes physiologiques produits par les capteurs de ces dispositifs. Contrairement à la première approche, l'approche ambulatoire permet une mobilité totale des patients. Une fois que ces données sont restituées, un suivi de l'historique physiologique des patients est réalisé par les médecins.

L'inconvénient de cette approche est qu'elle n'offre pas l'avantage d'exploiter les réseaux d'infrastructure déployés actuellement à des fins de supervision médicale distante. Avantageant plutôt les urgences médicales de second degré, cette approche limite la détection anticipée de pathologies et un traitement médical rapide.

Profiter de l'utilisation des dispositifs numériques mobiles usuels permet de projeter à une échelle plus large le domaine de la collecte dans la télé-santé. En effet, certains dispositifs numériques communicants peuvent exploiter plusieurs types de réseaux d'infrastructure actuellement déployés. Dans la télé-santé en mobilité, les applications médicales mobiles permettent d'automatiser certains traitements médicaux (rééducation) à travers l'utilisation des smartphones par exemple.

Plusieurs autres *scenarii* médicaux de la télé-santé en mobilité sont également envisageables pour permettre une supervision distante dans des centres d'analyses. Certaines solutions proposent une collecte de données depuis les entreprises en *offshore* pour superviser les travailleurs de chantiers. La collecte peut notamment s'effectuer depuis les domiciles, jardins et campagnes pour superviser les personnes âgées et fragiles, depuis les longues pistes de rallyes, de vélo tout terrains et de marathons pour superviser les sportifs, etc.

La valeur ajoutée apportée par les dispositifs numériques communicants dans la collecte de données physiologiques est en effet considérable. Nous présenterons dans le chapitre suivant une étude plus approfondie sur les objets mobiles communicants disponibles sur étagère. Nous évoquerons notamment les technologies de transmissions qu'intègrent ces objets, ainsi que les possibilités d'exploitation des réseaux d'infrastructure actuellement déployés pour la télé-santé en mobilité.

Cette étude nous permettra d'effectuer une investigation sur les différentes pistes possibles pour satisfaire le besoin d'une supervision médicale distante en continu.

Chapitre II

Équipements et technologies pour la télé-santé en mobilité

Sommaire

II.1 Dispositifs de capture de données biométriques 23
II.1.1 Capteurs pour l'acquisition de paramètres physiologiques 23
II.1.2 Composants pour plates-formes de capteurs 23
II.1.3 Moyens de transmission pour plates-formes de capteurs 28
II.2 Dispositifs mobiles pour la télé-santé 34
II.2.1 Composants pour terminaux mobiles 34
II.2.2 Moyens de transmission pour terminaux mobiles 36
II.3 Synthèse des moyens disponibles pour la collecte de données biométriques en mobilité 39
II.4 Projets récents dans le domaine de la télé-santé en mobilité 42
II.4.1 Collecte de données en vue d'une analyse différée 42
II.4.2 Collecte de données en vue d'une analyse en temps réel 42
II.5 Collecte de données sur des individus mobiles : problématique et solutions envisageables 43
II.5.1 Tolérance aux ruptures de connectivité : l'approche DTN *(Disruption-Tolerant Networking)* 44
II.5.2 Apport de l'approche DTN pour la collecte de données biométriques en mobilité 47
II.6 Discussion 49

Introduction

Dans ce chapitre nous dressons un état de l'art des équipements et des technologies pouvant être mis à contribution afin d'assurer la supervision de l'état de santé d'individus mobiles. Nous nous intéressons dans un premier temps aux capteurs pouvant être portés par un individu afin de réaliser l'acquisition de données proprement dite. Ces capteurs sont souvent dotés de moyens de transmission radio à faible portée. Ceci permet notamment de les assembler en petits réseaux d'envergure corporelle BAN (*Body Area Network*) afin de coordonner leur activité.

Les capteurs ne disposent en général que de faibles ressources. Ils ne sont donc pas en mesure d'effectuer des traitements complexes des données, ni de transmettre ces données sur de grandes distances. Dans le cadre des applications de télé-santé en mobilité il n'est donc pas rare d'associer aux capteurs des objets mobiles plus performants (tels que des smartphones ou tablettes tactiles), dont nous examinons également les caractéristiques principales dans ce chapitre.

Nous présentons ensuite un panorama des travaux menés depuis quelques années dans le domaine de la collecte de données physiologiques en mobilité, et montrons que ces travaux se classent pour la plupart dans deux catégories bien distinctes. Dans la première catégorie les capteurs portés par un individu se contentent d'enregistrer les données collectées afin que celles-ci puissent être exploitées de façon différée.

Dans la seconde catégorie les données collectées sont transmises en continu vers un site distant afin d'y être exploitées en temps réel. Dans les travaux de la deuxième catégorie il est communément admis que le dispositif de collecte de données porté par un individu bénéficie d'une connectivité permanente vers le site distant. Une telle connectivité permanente est pourtant rarement garantie en conditions réelles, à moins de restreindre très fortement la liberté de mouvements de l'individu observé.

Le modèle de communication DTN (*Disruption-Tolerant Networking*) permet à des dispositifs communicants de supporter les ruptures de connectivité observées sur les liens radio. Nous en présentons les grands principes, et montrons que dans un contexte de collecte de données en mobilité l'approche DTN permet de s'affranchir de l'exigence de connectivité permanente évoquée plus haut. Pour clore ce chapitre nous proposons donc l'idée que le suivi à distance de l'état de santé d'individus mobiles ne nécessite pas forcément une connectivité permanente et universelle des dispositifs portés par ces individus. Nous soutenons au contraire que l'approche DTN permet d'effectuer ce suivi de manière satisfaisante, et à moindre coût, sans compromettre l'intégrité ni la valeur des données collectées.

II.1 Dispositifs de capture de données biométriques

II.1.1 Capteurs pour l'acquisition de paramètres physiologiques

Pour effectuer l'acquisition de données, il existe plusieurs types de capteurs que l'on peut classifier en trois catégories :

- Capteurs biophysiques : électrocardiogramme (ECG), électromyogramme (EMG), *Galvanic Skin Response* (GSR), *Strain-Gauge* ;
- Capteurs cinématiques : *9 Degrees of Freedom* (9DoF), cet ensemble de capteurs regroupe : un accéléromètre, un gyroscope et un magnétomètre ;
- Capteurs ambiants et de position : *Passive Infra-Red* (PIR), GPS, température, pression, etc.

Pour effectuer l'acquisition des données, les dispositifs médicaux disponibles dans le commerce (ceintures et montres pour la capture et le stockage de données) ne permettent pas d'offrir une grande flexibilité d'utilisation. Ces derniers répondent uniquement à certains types de besoins. En effet, les dispositifs sur étagère sont des solutions étudiées et destinées seulement pour un domaine particulier, le sport par exemple. Ils présentent également des limites dans les types de capteurs intégrés. Si on prend les paramètres cardiaques comme information à collecter, les ceintures et montres munies de capteurs cardio-fréquencemètres permettent seulement la récupération du pouls de l'individu et non de son tracé ECG. En outre, ces dispositifs ne sont pas programmables et présentent un manque de ressources matérielles pour le calcul et la transmission.

Afin de proposer une meilleure solution pour réaliser un suivi en continu, les capteurs en question doivent être intégrés dans des plates-formes communicantes et programmables. Nous présentons dans la section suivante quelques exemples de plates-formes, ainsi que leurs caractéristiques matérielles en terme de transmission, de stockage et de calcul.

II.1.2 Composants pour plates-formes de capteurs

Durant les quinze dernières années, le monde de capteurs a évolué depuis de simples circuits de capture de données jusqu'aux plates-formes programmables et communicantes appelées «motes». Ces plates-formes interagissent entre elles et permettent un fonctionnement autonome.

En règle générale, une plate-forme de capteur est composée d'un micro-contrôleur intégré (parfois processeur), d'un ou plusieurs modules radio (*chip*), d'une mémoire interne (éventuellement externe), d'une source d'énergie et d'un ou plusieurs circuits d'acquisition. Ces circuits d'acquisition de données (circuits capteurs) servent à effectuer l'échantillonnage des paramètres ambiants, physiques, physiologiques, etc.

La majorité des composants matériels d'une plate-forme sont intégrés dans une carte mère. Cette dernière est souvent extensible et forme en général un circuit imprimé ne dépassant pas 5 cm carrés. Le but de la miniaturisation des composants électroniques est de permettre un déploiement rapide pour un fonctionnement autonome et à long terme. Par conséquent, les problématiques liées à l'optimisation en calcul et en consommation en énergie sont toujours associées aux projets impliquant les plates-formes de capteurs.

Dans cette partie, nous allons présenter une étude comparative et détaillée des plates-formes de capteurs existantes. Le but de cette étude est de sélectionner les plates-formes les plus convenables pour les applications de télé-santé en mobilité. Cette étude inclut les caractéristiques des différents composants que chaque constructeur intègre dans ses plates-formes, et particulièrement les caractéristiques en terme de moyens de transmission. Cette étude couvre également les outils et systèmes embarqués qui permettent le développement d'applications. Ces systèmes ont pour but la génération du code machine (micro-code) qui fait fonctionner ces applications.

Étude comparative des plates-formes de capteurs

Les critères de comparaison considérés dans notre cas sont les coûts et les caractéristiques matérielles des plates-formes. Ces dernières incluent principalement les capacités en calcul, en mémoire, en énergie et en communication.

Certains constructeurs de plates-formes combinent les composants matériels les plus utilisés actuellement, car ces derniers offrent une compatibilité avec les standards radios par exemple. Nous nous basons sur ce type de plates-formes dans notre étude.

Le constructeur Crossbow propose plusieurs plates-formes de capteurs telles que TELOS, MICA, MICAZ, IRIS, etc. L'architecture matérielle de ces plates-formes inclut une carte mère, un micro-contrôleur et différents types de capteurs (température, accéléromètres, GPS...). Cette architecture offre la possibilité d'extension à d'autres types de capteurs pour un usage particulier (biocapteurs...). Le constructeur SunSPOT propose quant à lui une architecture propriétaire, compacte et sans possibilité d'extension. Ce type de plates-formes vise uniquement des besoins particuliers et fournit des capteurs bien spécifiques. Quant au constructeur SHIMMER, il produit une plate-forme destinée principalement à un usage médical. Les plates-formes SHIMMER intègrent en effet plusieurs capteurs physiologiques pour l'acquisition des paramètres physiologiques principalement.

À coté des plates-formes précédentes disponibles sur le marché, on peut mentionner les plate-forme ARDUINO [1], qui est apparue en 2010 et peut être utilisée pour construire des objets interactifs indépendants (prototypage rapide), ou bien pour être connectée à un ordinateur.

Dans la prochaine section, nous allons lister les caractéristiques matérielles des plates-formes présentées précédemment. Rappelons que notre choix de plates-formes programmables s'appuie principalement sur leur disponibilité sur le marché, le type de capteurs qu'elles intègrent et leur coût. Les plates-formes tel que Arduino sont secondaires à notre étude car elles nécessitent un remaniement matériel important pour personnaliser l'utilisation. Nous nous focalisons donc sur des plates-formes programmables offrant d'emblée toutes les ressources nécessaires pour déployer rapidement des applications.

a) Plate-forme de SunSPOT

Les plates-formes de capteurs SunSPOT (*Small Programmable Object Technology*) [2] de Sun Microsystems permettent un développement d'applications embarquées basées sur le langage Java. Ces plates-formes mesurent 6.35 x 3.81 x 2.54 cm pour un poids de 60 grammes. Compte tenu de leurs dimensions et de leur poids, ces plates-formes sont peu pratiques pour être portées en permanence par

1. http://www.arduino.cc/
2. http://www.sunspotworld.com/

des individus par exemple. La valeur du kit de développement avoisine les 600 €. Ce kit comprend 3 cartes mère et 2 capteurs.

La plate-forme SunSPOT inclut son micro-contrôleur de type ATMEL (AT91RM9200) cadencé à 180 MHz et une taille de bus de 32 bit. La carte mère inclut 512 kB de mémoire RAM, 4 MB de mémoire flash et un composant radio CC2420. Ce dernier est compatible avec la spécification IEEE-802.15.4/ZigBee. Cette plate-forme est alimentée par une batterie Lithium-Ion rechargeable, de 750 mAh et d'une tension de 3,7 V.

La plate-forme SunSPOT est l'une des plates-formes les mieux dotées en ressources actuellement. Ses caractéristiques matérielles permettent de supporter une JVM (*Java Virtual Machine*). Cette dernière permet l'exécution de différentes applications embarquées sous Java pour plates-formes de capteurs. Sachant que cette plate-forme ne supporte aucun système d'exploitation, l'exécution du micro-code s'effectue directement dans la couche matérielle (micro-contrôleur).

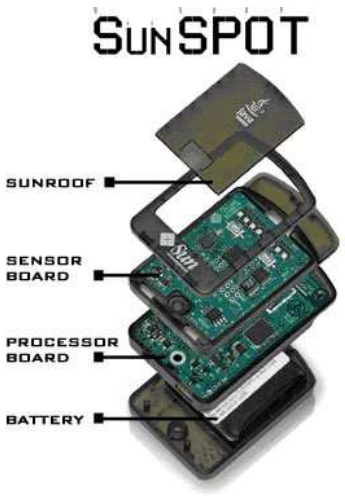


Figure II.1: Plate-forme SunSpot (Site SunSpotWorld)

b) Plates-formes de Crossbow

Crossbow [3] est l'une des seules firmes à avoir produit plusieurs générations de plates-formes de capteurs. La première génération est celle des plates-formes MICA. Ces plates-formes sont bâties sur un micro-contrôleur 8-bits de type Atmel ATmega 128L cadencé à 4 MHz. Cette génération intègre un module radio de type CC1000 compatible avec IEEE-802.15.4/ZigBee, ainsi d'une batterie de type AA à 3.6 V.

Deux générations de plates-formes de capteurs plus évoluées ont suivi la première génération, la deuxième génération étant les plates-formes MICA2/MICAZ/IRIS et la troisième génération étant la plate-forme IMOTE2. La dernière génération propose une plate-forme munie d'un CPU XScale cadencé à 416 MHz. Elle est plutôt destiné aux applications industrielles.

TELOS-B et Tmote-Sky TELOS-B et sa variante Tmote-Sky sont des plates-formes créées par l'université de Berkeley et fabriquées par Crossbow et Sentilla [4]. Ces plates-formes génériques sont

3. http://www.xbow.com
4. http://www.sentilla.com/

conçues pour les expérimentations des réseaux de capteurs dans des projets de recherche (voir Figure II.2). Ces plates-formes ont une dimension de 3.20 x 6.55 x 0.66 cm, pour un coût d'environ 100 Euros, capteurs inclus (hygromètre, accéléromètre, thermomètre).

Les plates-formes TELOS-B se caractérisent par un micro-contrôleur TI (*Texas Instrument*) de type MSP430 avec 10 kB de RAM, 16 kB d'EEPROM, 48 kB de mémoire flash interne (pour le micro-code) et 1 MB de mémoire flash externe. Le module radio de TELOS-B est basé sur un transceiver de type CC2420 qui est compatible avec ZigBee/IEEE-802.15.4.

L'acquisition de données s'effectue sur 8 canaux. Chaque canal comprend un circuit convertisseur AD (analogique numérique) de 12 bit. Le chargement de code exécutable sur cette plate-forme ainsi que le transfert de données s'effectuent à travers une interface USB intégrée dans la carte mère. Cette interface permet également d'alimenter en énergie les circuits de la plate-forme en remplacement aux batteries. Ces dernières sont de type 2AA à 3.6 V.

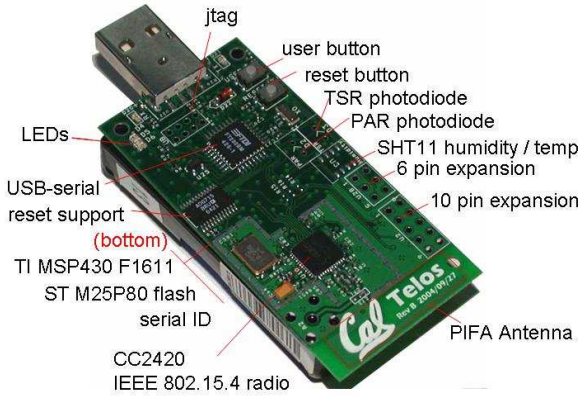


Figure II.2: Plate-forme TELOS-B (Site Xbow)

c) Plates-formes de capteurs pour la santé (SHIMMER)

SHIMMER (*Sensing Health with Intelligence, Modularity, Mobility, and Experimental Reusability*) est une plate-forme extensible qui partage plusieurs caractéristiques avec les TELOS-B. Cette plate-forme est modulaire et peut intégrer des capteurs physiologiques et cinématiques. Son utilisation dans le domaine médical a été validée expérimentalement dans [25].

Souvent portée à travers une ceinture ou un strap, la plate-forme SHIMMER fait partie de la famille des capteurs portables (*Wearable sensors*), et ce contrairement aux autres plates-formes (Crossbow, SunSPOT...) qui sont essentiellement destinées à des applications génériques. SHIMMER forme un bloc de dimensions 2.03 x 4.44 x 1.27 cm et son poids ne dépasse pas les 22 grammes (Figure II.3). Le coût d'une carte mère est de 200 Euros sans capteurs. Un ensemble de plates-formes SHIMMER comportant 3 cartes mères, 3 capteurs physiologiques et 3 cartes mémoires (SD) coûte environ 2000 Euros.

La plate-forme SHIMMER se caractérise, tout comme TELOS-B, par un micro-contrôleur TI MSP430 cadencé à 8 MHz. Outre un module radio CC2420, compatible avec la spécification IEEE-802.15.4/ZigBee, cette plate-forme intègre un autre module radio de type Bluetooth classe 2 (WML-C46A). Elle inclut également une carte mémoire micro-SD d'une capacité de stockage de 2 GB. Cette carte permet de supporter jusqu'à 80 jours de stockage de données, sans rechargement de la batterie,

mais sans transmission. L'alimentation est assurée par une batterie Lithium-Ion rechargeable qui délivre 280 mAh.

Les types de capteurs physiologiques que le constructeur fournit comportent :

- Des capteurs physiologiques : ECG (*Électrocardiogramme*), EMG (*Électromyogramme*), GSR (*Galvanic Skin Response*).
- Des capteurs cinématiques : les accéléromètres à 3-axes, gyromètres et magnétomètres à 9-axes.
- Plusieurs types de capteurs tels que le GPS, la température, la pression, le PIR (*Passive Infrared)*, etc. Ces derniers sont intégrés à la carte mère grâce aux slots d'extensions.

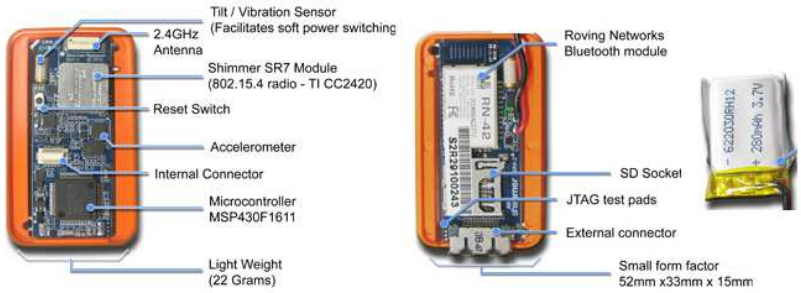


Figure II.3: Plate-forme SHIMMER (SHIMMER [26])

Critères de sélection des plates-formes

Nous avons sélectionné TELOS-B et les SHIMMER comme plates-formes pour développer notre application de télé-santé en mobilité. Le choix des plates-formes SHIMMER se justifie par le fait d'intégrer des capteurs médicaux. Le choix de TELOS-B se justifie par la compatibilité de ses composants avec SHIMMER, pour la communication en ZigBee par exemple (chip radio CC2420 commun). En plus de ZigBee, on peut exploiter le lien radio Bluetooth de SHIMMER pour d'autres types d'applications dans le domaine de la télé-santé en mobilité.

Systèmes pour développement d'applications embarquées

Il existe plusieurs systèmes qui facilitent le développement d'applications embarquées tels que Contiki [27] et FreeRTOS [28]. Notre choix s'est porté sur TinyOS [29] pour son aspect *open-source* et sa maturité. Ce système suscite l'intérêt d'une forte communauté de développeurs d'applications médicales qui contribuent à son intégration dans le domaine de la télé-santé dans BIOMOBIUS [5].

TinyOS TinyOS est un système *open-source* modulaire qui propose aux programmeurs d'applications embarquées un ensemble d'API (*Application Programming Interface*). Ce système se caractérise par une architecture orientée-composants et comprend plusieurs librairies. Ces librairies implémentent des protocoles réseaux, des services de distribution, des pilotes pour capteurs ainsi que des outils d'acquisition de données.

Une application TinyOS est en grande partie écrite en un dialecte du langage C, appelé NesC. C'est un langage conçu pour supporter la programmation événementielle dans les plates-formes de

5. http://biomobius.trilcentre.org

capteurs. Il représente une extension orientée-composants du langage C. NesC se caractérise par la syntaxe du langage C et utilise un compilateur C pour la génération du micro-code.

Une application codée en NesC est une combinaison de différents composants qui interagissent entre eux à travers leurs interfaces. Les liaisons entre ces différents composants sont déclarées dans un composant spécial appelé «configuration».

La souplesse de TinyOs permet au programmeur de ne pas être obligé de connaître toutes les spécifications des composants sur lesquelles il travaille, tels que les composants de capture (température, ECG...), de calcul MCU (TI MSP430, ATMEL...), de stockage MicroSD et de transmission (Bluetooth, ZigBee).

II.1.3 Moyens de transmission pour plates-formes de capteurs

Rappelons que ce qui nous intéresse dans notre étude est de dresser un état de l'art sur les dispositifs communicants à travers les caractéristiques des ressources, notamment en transmission. Les caractéristiques qui différencient les technologies de transmission sont la gamme de fréquences, la technique de modulation, la puissance d'émission et également le protocole MAC utilisé.

A) Le standard ZigBee / IEEE-802.15.4

Le standard IEEE-802.15.4 [30] a été créé pour offrir un moyen de communication à bas débit, à basse consommation en énergie et à coût minimal (environ 1$ le chip radio). Ce standard établit des spécifications de la couche liaison de données et physique recommandées pour la communication en ZigBee.

L'alliance ZigBee [31] regroupe une cinquantaine de sociétés industrielles. Cette alliance a pour but de définir les couches supérieures de routage à la spécification IEEE-802.15.4 dans les réseaux WPAN (*Wireless Personal Area Network*). Les topologies d'un réseau WPAN peuvent être *star, peer-to-peer et cluster-tree*. Pour chaque topologie, les nœuds exécutent trois types de rôles. Le rôle du coordinateur PAN correspond au nœud qui contrôle le sous-réseau, le rôle FFD (*Full Control Device*) permet aux nœuds une possibilité de routage et enfin le rôle RFD (*Reduced Function Device*). RFD est le moins consommateur en énergie car il est destiné aux simples nœuds capteurs.

De nos jours, le standard IEEE-802.15.4 est utilisé dans différentes applications industrielles, ainsi que dans les domaines de la domotique, la climatisation, la sécurité, la médecine, etc.

La couche physique IEEE-802.15.4 Le standard IEEE-802.15.4 spécifie la gamme de fréquences, la bande passante, les formats de modulation, les débits théoriques, les structures de trames et les techniques de codage spécifiques pour chaque mode de fonctionnement proposé. La technologie radio implémentant ce standard se déploie à travers trois bandes de fréquences ISM (bande industrielle, scientifique et médicale) : deux bandes étroites à 868 et 915 MHz avec une modulation BPSK (*Binary Phase Shift Keying*) sur respectivement un canal et dix canaux, offrant des débits de 20 kbps, une autre bande large ISM à 2.4 GHz. Dans ce dernier cas, ZigBee se déploie à travers 16 canaux radios disjoints (de 2400 à 2483.5 MHz). Cette technologie utilise une modulation O-QPSK (*Offset Quadratic Phase Shift Keying*) et offre des débits théoriques pouvant atteindre les 250 kbps, et ce pour une puissance d'émission qui se situe entre 20 et 30 mW.

La sous-couche MAC IEEE-802.15.4 Nous détaillons l'essentiel de la sous-couche MAC du standard IEEE-802.15.4 puis nous verrons ses variantes dans le domaine médical. L'une des probléma-

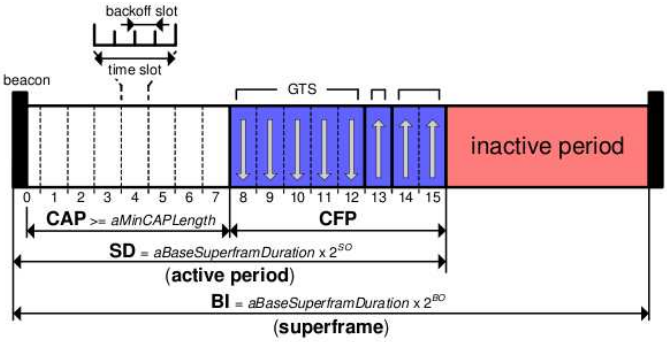


Figure II.4: Caractéristiques de la super-trame MAC de IEEE-802.15.4 (RFC IEEE-802.15.4 [30])

tiques des réseaux de capteurs est d'assurer une qualité de service qui s'exprime entre autre par un bon débit obtenu par l'application déployée, tout en maximisant la durée de vie du réseau.

Une meilleure exploitation de la bande passante passe par une gestion optimale des trames balises *(beacon frames)* transmises par le coordinateur. L'intervalle entre ces balises définit les cycles de fonctionnement *(Duty Cycle)* de l'application.

La taille maximale d'une trame IEEE-802.15.4 est de 128 octets (14 octets d'entête + 114 octets de charge utile). L'avantage qu'offre la sous-couche MAC de IEEE-802.15.4 réside dans la gestion de ces trames.

La sous-couche MAC de IEEE-802.15.4 permet :

- D'utiliser de deux modes d'adressage 64 bit et 16 bit ;

- D'accéder au canal radio par la méthode CSMA/CA ;

- D'offrir une fiabilité de transfert des données, en activant l'option des accusés de réception ;

- D'offrir une sécurité AES (*Advanced Encryption Standard*) avec une clé de cryptage de 128 bit ;

- De se baser sur le mécanisme de gestion de trames balises *(beaconing)*, gestion des périodes CAP (*Contention Access Period*) et CFP (*Contention Free Period*), de fiabilité de transmission, etc ;

- D'établir une stratégie d'économie en énergie; de mise en veille pour l'envoi entre deux balises, d'activation et de désactivation périodique du composant radio et d'écoute passive sur canaux radios.

Afin de contrôler le cycle des balises, la sous-couche MAC de la spécification IEEE-802.15.4 définit deux modes opérationnels, selon la topologie utilisée, il s'agit du mode *beacon-enabled* et du mode *beacon-disabled*. Comme illustré dans la figure II.4, une super-trame *(Super frame)* délimite 16 créneaux temporels égaux entre deux transmissions de balises *(beacon inter-frame)*. Ces créneaux sont composés de deux périodes de temps, une période CAP et une autre période CFP. Quand les 16 créneaux temporels ne sont pas exploités, ils sont remplacés par des périodes d'inactivité. Chacune

des deux périodes s'appuie son propre protocole de communication, CSMA/CA pour CAP et TDMA pour CFP.

Variante ZigBee pour les réseaux d'envergure corporelle (IEEE-802.15.6)

Le groupe de travail IEEE-802.15 (WPAN) a créé le sous-groupe numéro 6 (IEEE-802.15.6) pour développer un standard de technologies sans fil pour la communication entre dispositifs médicaux. Ce standard est appelé WBAN [12].

Généralement, les plates-formes de capteurs d'un WBAN sont reliées à un point central appelé *WBAN-Head*. Ce dernier se différencie des autres capteurs par sa puissance de calcul et de transmission et permet de coordonner l'ensemble des capteurs. Pour constituer un réseau WBAN, il est possible de relier plusieurs objets communicants, tels que les plates-formes de capteurs avec un smartphone ou une tablette.

Un réseau de santé d'envergure corporelle WBAN est constitué de deux parties, voir figure II.5 :

- La partie formée par les liens entre les capteurs et le *WBAN-Head* est appelée *Intra-BAN*. Les capteurs constituant cette partie sont placés sur la surface de corps (*On-body link*) ou implantés dans le corps (*In-body link*).

- La partie formée par les liens entre le *WBAN-Head* et un autre sous-réseau externe est connue sous le nom de *extra-BAN* ou (*Off-body link*).

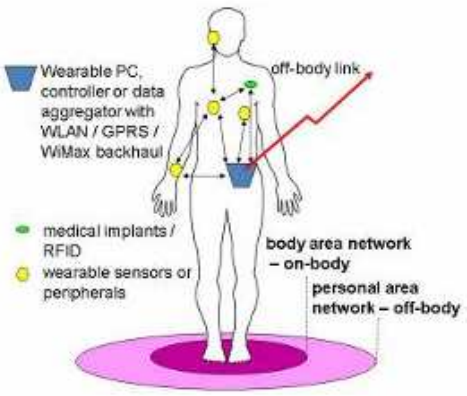


Figure II.5: Représentation d'un WBAN (IEEE-802.11.6 [32])

WBAN spécifie un standard réseau sans fil permettant de répondre aux besoins médicaux en terme de débits, de latence, de fréquences d'échantillonnage, etc. Le groupe de travail qui a établi ce standard a proposé une étude des différents modes de fonctionnement des technologies radio à basse consommation. Cette étude a pour but d'extraire les meilleures variantes des couches PHY et des sous-couche MAC actuelles. Cette étude cible des portées radios ne dépassant pas les 3 mètres et promet un débit variant de 10 kbps à 10 Mbps. À ce jour, plusieurs spécifications ont été proposées, mais peu de composants radios existants implémentent ces spécifications.

Les spécifications de ce standard sont :

1) Sous-couche MAC Le groupe de travail a défini une seule sous-couche MAC unifiée, inspirée du modèle IEEE-802.15.4b. Les spécifications MAC gardent les deux modes, *beacon-enabled* (CSMA/CA CAP) pour le trafic régulier de données *et beacon-disabled* (*slotted-ALOHA CFP*) pour le trafic de données critiques de haute priorité.

2) Couche physique Le travail le plus important du groupe WBAN est de proposer plusieurs couches physiques pour satisfaire les besoins en termes de bande passante dans une WBAN. Les caractéristiques des trois couches proposées sont :

- NB (Narrow Band) La couche NB PHY permet des transmissions dans des bandes de fréquence ISM, avec des débits pouvant atteindre 500 kbps.

- UWB (*Ultra-Wide Band*) La couche UWB s'appuie, avec ses variantes (*IR-UWB, Ship-UWB, FM-UWB*), sur la radio ultra-large bande (802.15.4b PHY). Elle promet des débits qui peuvent atteindre 10 Mbps dans des bandes de fréquence situées entre 4 GHz et 8 GHz. Cette couche possède plusieurs avantages, tels que la faible consommation en énergie et le faible rayonnement sur le corps humain.

- HBC (*Human Body Communication*) Enfin, la couche HBC PHY (*Human Body Communication*) s'inspire du standard de communication en champ proche NFC (*Near Field Communication*) et exploite des bandes passantes ISM se situant entre 16 MHz et 27 MHz. Cette couche physique est principalement destinée aux capteurs implants.

3) Sécurité des données biométriques Le standard définit tois niveaux de sécurité MAC. Un niveau est défini lors de l'association du nœud avec le réseau. Des mécanismes standard d'authentification et de chiffrement sont utilisés tels que PMK (*Pre-shared Master Key*), GTK (*Group Temporal Key*) et PTK (*Pairwise Temporal Key*).

Ces niveaux de sécurité sont :
- Niveau zéro : Définit le niveau le plus bas. Dans ce cas, des trames non sécurisées sont transmises.
- Niveau un : Ce niveau moyen exige une procédure d'authentification sans chiffrement des données.
- Niveau deux : Le plus haut niveau de sécurité qui exige une authentification et un chiffrement des données.

B) Le standard Bluetooth / IEEE-802.15.1

Les spécifications IEEE-802.15.1 ont été créées pour définir un standard de communication radio à courte portée, à bas coût et à basse consommation. L'objectif de ce standard est de proposer une alternative au câblage entres différents dispositifs avec une technologie sans fil, tout en maintenant un haut niveau en sécurité.

Le standard Bluetooth [33] est destiné à un usage de communication sans fil dans des environnements supportant plusieurs utilisateurs. Bluetooth supporte jusqu'à 256 appareils connectés formant plusieurs WPAN appelés Piconets. Un Piconet est un réseau en étoile centré sur un maître *(Master*), ayant pour rôle d'initialiser et de maintenir ce réseau, et de sept esclaves *(Slaves*). La connexion de plusieurs *Piconets* forme un réseau *Scatternet*. Dans ce réseau, chaque maître gère ses esclaves.

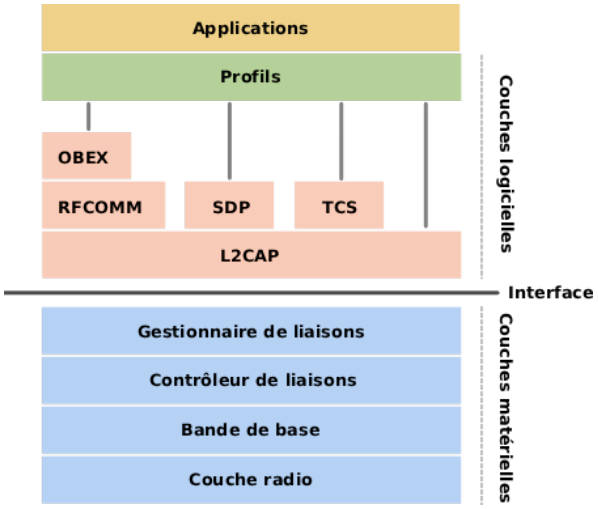


Figure II.6: Architecture de la pile de protocoles IEEE-802.15.1 (Bluetooth [33])

Ce standard opère dans la bande ISM de 2.45 GHz. Il utilise 79 canaux, chacun couvrant 1 MHz, avec une modulation à saut de fréquences FHSS (*Frequency Hopping Spread Spectrum*). Le nombre important de canaux permet de réduire efficacement les interférences avec d'autres appareils Bluetooth, voire même permettre une coexistence avec d'autres radios utilisant la même bande de fréquences telles que ZigBee, Wi-Fi, etc.

Des améliorations en matière de sécurité, de contrôle d'énergie et qualité de service ont été proposées dans les versions 1.2 et 2.0 (2003). Dans la version 2.0, les portées radio atteignent dix mètres. Avec l'introduction de la technique EDR (*Enhanced Data Rate*), les débits théoriques peuvent atteindre 3 Mbps alors qu'il ne dépassaient pas 720 kbps dans les versions précédentes.

Dans la pile de protocoles définie dans la spécification (figure II.6), on peut citer :

- La couche L2CAP (*Logical Link Control & Adaptation Protocol*) fournit des services de multiplexage des protocoles de la couche supérieure (RFCOMM, SDP). Elle permet aussi la segmentation et le réassemblage des paquets, le contrôle de flux et le support de qualité de service ;

- Le protocole SDP (*Service Discovery Protocol*) permet la découverte du voisinage et des services disponibles ;

- RFCOMM est un protocole de transport qui émule un port série au dessus de la couche de protocole L2CAP. Plus de 60 connections simultanées sont supportées par ce protocole pour émuler les 9 circuits de RS-232.

Variante de Bluetooth pour les appareils médicaux

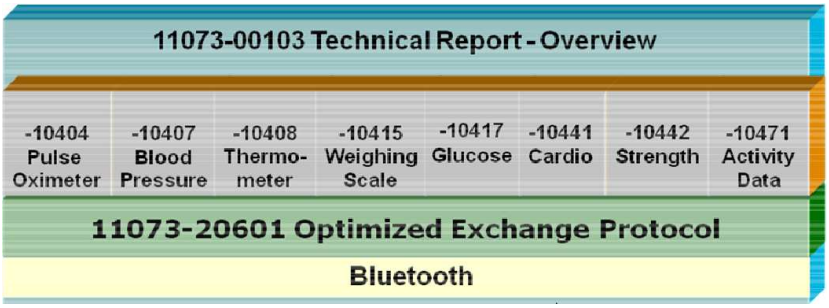


Figure II.7: Les couches du standard IEEE 11073 pour Bluetooth (HDP [11])

Les systèmes d'exploitation standards (Linux, Windows, etc.) utilisent une sur-couche de RFCOMM nommée SPP (*Serial Port Profile*). Elle permet de définir la mise en place des ports série virtuels sur une connexion Bluetooth entre deux appareils à travers la création de profils. Les profils SPP dépendent des API spécifiques à chaque système d'exploitation. Cette contrainte crée une dépendance au système utilisé, pour chaque appareil utilisant Bluetooth. Pour pallier cette dépendance dans le domaine médical, *Bluetooth Health Device Profile* (HDP) définit des spécifications pour un profil destiné à une utilisation pour les appareils médicaux.

Le profile HDP [11] fait partie des standards de IEEE-11073. Ces derniers permettent de définir des recommandations pour permettre une communication entre différents appareils médicaux. HDP représente donc un profil Bluetooth destiné à faciliter la transmission de données médicales entre objets communicants. Les APIs de cette couche interagissent avec la couche L2CAP. Le standard Bluetooth implémente également le comportement du protocole SDP pour la recherche d'appareils HDP.

Les spécifications de HDP sont définies dans le standard IEEE-11073-20601. Ce standard définit le seul protocole de transfert de données entre appareils médicaux. L'utilisation de HDP est reliée également aux formats de données des différents types de capteurs médicaux IEEE-11073-104xx (voir figure II.7). En d'autres termes, IEEE 11073-20601 définit un protocole d'échange de données (PDU IEEE), alors que IEEE-11073-104xx définit le format de données (taille, données HDP). Par exemple, le format de données cardiaques est représenté par IEEE-11073-10441.

Autres technologies de transmission à basse consommation

ANT (ou ANT+)[6] est une technologie de transmission propriétaire sans fil. Son protocole de communication, appelé également ANT, a été conçu est commercialisé par le fabricant Garmin. Cette technologie a été créée initialement pour le transfert de données médicales entre appareils légers tels que les plates-formes de capteurs. Son intégration dans les application médicales mobiles est courante. L'utilisantion de ANT a vu le jour dans les solutions clés en main pour le sport citées précédemment (Nike+ et Addidas MiCoach). En effet, l'une des premières applications qui introduisait cette technologie permettait de stocker les données physiologiques dans le sport de haut niveau (courses de vélo).

6. ANT data sheet http ://www.ti.com/ww/en/mcu/ant/index.shtml

Actuellement, les solutions clé en main permettent grâce à ANT un transfert de données de capteurs vers d'autres dispositifs de proximité (smartphones, montres, ceintures ...).

L'une des caractéristiques de ANT est la dimension de son composant radio (quelques millimètres) pour une faible consommation en énergie. Cette technologie opère sur la bande de fréquence ISM de 2.4 GHz, sur un ou huit canaux radio. Tout comme Bluetooth, ANT se caractérise par une portée radio de l'ordre de 10 mètres. Elle peut atteindre un débit de transmission de 20 kbps en *Burst* (rafales de trames). Le champs d'application consiste principalement à intégrer des réseaux de capteurs dans les applications médicales, dans le sport, dans la domotique, voire dans l'industrie. Cependant la technologie ANT est plutôt destinée à des applications qui apparient entre différents appareils de manière permanente, tels que les capteurs avec des téléphones mobiles, des ceintures, des montres de supervision, etc.

Remarque

On constate que les efforts de standardisation dans l'informatique médicale traitent seulement des technologies de transmission à basse consommation et à courte portée, par exemple, pour une communication en local dans un WBAN avec Bluetooth ou avec ZigBee.

Concernant les transmissions de longue portée, la tendance actuelle de la télé-santé (télé-médecine, la télé-santé) consiste uniquement à exploiter les réseaux de télécommunication. Pour que nos plates-formes de capteurs puissent exploiter ces technologies de transmission de longue portée, il faudrait à *fortiori* passer par l'utilisation des terminaux mobiles de types smartphones, tablettes-tactiles, PDA, téléphones mobiles, etc. Ces derniers possèdent assez de ressources pour supporter ce type de communication. Dans ce cadre, nous dressons dans la section suivante un état de l'art de ce type d'objets communicants.

II.2 Dispositifs mobiles pour la télé-santé

II.2.1 Composants pour terminaux mobiles

Notre objectif est de proposer une analyse globale des objets mobiles communicants actuels, en soulignant leurs avantages et leurs inconvénients pour les applications de télé-santé en mobilité. Outre les plates-formes de capteurs évoquées précédemment, les applications de télé-santé en mobilité mettent souvent en jeu des équipements mobiles tels que smartphones ou tablettes tactiles. En effet, les terminaux mobiles offrent aux applications des ressources conséquentes en calcul et en transmission. Nous présentons dans cette partie ce type d'objets communicants, ainsi que leurs caractéristiques en termes de consommation d'énergie, de technologies radios utilisées et de puissance de calcul. Nous évoquons également les principaux réseaux d'infrastructure supportés par ces objets.

Actuellement, le terminaux mobiles intelligents (smartphone, tablette tactile) n'ont pas de concurrent parmi les objets mobiles communicants en raison de leurs capacités polyvalentes. Ils intègrent différents types de technologies sans fil (Bluetooth, Wi-Fi, 2G, 3G, voire la 4G). De tels objets mobiles permettent aux utilisateurs un accès permanent à de multiples applications et services. Les développeurs d'applications médicales visent également à exploiter ce type d'objets dans la télé-santé en mobilité. Certaines applications médicales pour smartphones utilisent des capteurs cinématiques (accéléromètres, gyroscopes, NFC) pour la rééducation musculaire de patients, la détection de chutes des personnes âgées, etc. Cependant, l'inconvénient des smartphones et des tablettes est qu'ils

n'intègrent pas de capteurs physiologiques. Pour pallier ce problème, il faudrait donc envisager de les connecter avec les plates-formes de capteurs physiologiques, de type SHIMMER par exemple.

Caractéristiques essentielles des smartphones

Parmi les tablettes tactiles qui existent actuellement sur le marché on peut citer l'iPad d'Apple 1 et 2, Xoom de Motorola, etc. Concernant les smarphones, les constructeurs conquérant du marché sont Apple, HTC, Samsung, Nokia, etc. Nous présentons les caractéristiques essentielles du smartphone de type HTC Wildfire-PG76110 dans la table 1.

Réseaux	2G	GSM 850 / 900 / 1800 / 1900 3G
	3G	HSDPA 850 / 1900 or HSDPA 2100
Objet	Dimensions	101.3 x 59.4 x 12.4
	Poids	105 g
Mémoire	slot de cartes	microSD, jusqu'à 32 GB
	Interne	512 MB ROM, 512 MB RAM
Données	GPRS	jusqu'à 114 kbps
	EDGE	jusqu'à 560 kbps
	Speed HSDPA	7.2 Mbps
	WLAN	Wi-Fi 802.11 b/g/n Wi-Fi hotspot
	Bluetooth	Oui, v3.0 with A2DP
Caractéristiques	OS Android	OS, v2.3 (Gingerbread)
	CPU	Chipset 600 MHz ARM 11
	Capteurs	Accéléromètre, proximité, Boussole
	GPS	Oui, avec A-GPS
Batterie	Batterie, Li-Ion 1230 mAh	En veille jusqu'à 360 h (2G) / jusqu'à 570 h (3G) En activité jusqu'à 7 h 10 min (2G) / jusqu'à 5 h 50 min (3G)

Table 1 : Caractéristiques des smartphones de dernière génération (HTC Wildfire-PG76110)

Bien que les smartphones supportent rarement ZigBee ou ANT, on peut observer qu'ils se caractérisent par de meilleures ressources en calcul que les plates-formes de capteurs. Ils supportent également plusieurs technologies de transmission de données telles que Bluetooth, Wi-Fi et GPRS, 3G, 4G. Ils font partie des objets mobiles communicants les plus utilisés actuellement, particulièrement dans la vie quotidienne.

Systèmes d'exploitation pour terminaux mobiles

Il existe plusieurs systèmes d'exploitations embarqués dans ce type d'objets mobiles. Ces systèmes ont pour caractéristique d'être légers et ont pour objectif de piloter les périphériques des objets mobiles. Ils comprennent Android de Google, iPhone OS d'Apple, Windows Mobile de Microsoft, Nokia Symbian OS, RIM BlackBerry OS, etc. Ils supportent des *runtimes* et des machines virtuelles pour permettre l'exécution d'applications téléchargées depuis Internet (Apple-Store, Android-Market...), ou bien chargées depuis un PC à travers des plates-formes de développement.

Android Android est un système conçu pour les terminaux mobiles et proposé par Google et *Open Handset Alliance*[7]. Cette alliance regroupe un ensemble de constructeurs de mobiles dont HTC, Samsung, Motorola, etc. L'objectif de cette alliance est de fournir un système commun et ouvert à ce type d'objets mobiles communicants (tablettes tactiles et smartphones).

L'architecture d'Android est conçue sur une couche basse de Linux. Cette couche inclut une pile de protocoles réseaux, des pilotes, des ordonnanceurs, des routines de gestion mémoire et de sécurité, etc. Cette architecture facilite la réutilisation de composants systèmes, des services et de l'application. Les composants systèmes qu'elle met à disposition sont les Activités, les Services, les notificateurs d'événements *(Broadcast-Receiver*s), et les fournisseurs de contenus *(Content-Provider*s). C'est grâce à ces composants que le développement et le contrôle d'une application Android est possible.

II.2.2 Moyens de transmission pour terminaux mobiles

L'avantage des réseaux informatiques et mobiles actuels est que la plupart sont bâtis sur le protocole IP. Une fois qu'une connexion à l'un de ces réseaux est établie, on peut envisager l'utilisation d'un ensemble de protocoles existants de la couche application (DHCP pour l'obtention d'adresses IP...), de la couche de transport (UDP, TCP) et de la couche réseau (pour le routage). Nous présentons dans cette section quelques technologies réseaux actuellement déployées, ou en cours de tests, dont les avantages en portée radio et en débits sont considérables, particulièrement dans la télé-santé en mobilité.

A) Réseaux cellulaires

Dans le cadre des réseaux cellulaires (mobiles), l'UIT (Union Internationale des Télécommunications)[8] est une organisation de mise en place et de validation de standards des télécommunication. Cette organisation a fixé certaines normes internationales pour les opérateurs mobiles, les classifiant en générations (ou G). Les opérateurs de services mobiles utilisent différentes licences et des droits d'utilisation de bandes de fréquences afin de fournir leur services. Ces services sont délimités par la zone de couverture régionale, métropolitaine ou nationale. Une couverture réseau est constituée d'un ensemble de cellules de quelques kilomètres de diamètre. Pour communiquer, un utilisateur doit se situer dans une cellule. Cette dernière est gérée par une station de base BTS (*Base Transceiver Station*). Lorsque l'utilisateur se déplace d'une cellule à une autre, les opérateurs téléphoniques maintiennent l'utilisateur inter-connecté par un mécanisme appelé *hand-over*.

7. *www.openhandsetalliance.com/*

8. The International Telecommunications Union's (ITU) Study Group et International Mobile Telecommunications (IMT-2000) ont proposé une série de standards pour réseaux mobiles : http://www.imt-2000.org/portal/index.asp

GPRS La première génération de services téléphoniques est la famille AMPS (*Advanced Mobile Phone System*), opérant dans une bande de fréquences de 800 à 900 MHz. La deuxième génération étant le GSM (*Global System for Mobil*e), qui utilisait une technique TDMA (*Time Division Multiple Access*) et offrait un débit de 9,6 kbps. Ces deux générations supportent seulement le transfert de la voix. Parmi les premières technologies qui permettent une connectivité sécurisée, incluant voix et données en même temps, on peut citer le GPRS (*General Packet Radio Service*). Le GPRS est une norme de téléphonie mobile dérivée du GSM, qu'on qualifie souvent de 2,5G, à mi-chemin entre le GSM (2G) et l'UMTS (3G).

De nos jours, la couverture géographique en technologie GPRS est presque totale dans les pays développés et en voie de développement. L'utilisation de la bande de fréquence dans cette technologie est contrôlée par les opérateurs de télécommunication ainsi que par les terminaux utilisés. Les terminaux peuvent être soit des smartphones, téléphones portables, ou des cartes PC (2.5G – 3G). Par conséquent, les débits peuvent être asymétriques, c'est-à-dire que le débit montant *(uplink)* est différent du débit descendant *(downlink*). Ce débit atteint 15 kbps en uplink et 50 kbps en downlink.

EDGE Une évolution du GPRS a été proposée par l'UIT. Ce réseau est dit EDGE *(Enhanced Datarates for GSM Evolution*). Ce réseau est connu aussi sous le nom Enhanced-GPRS. EDGE est considéré comme une technologie qui précède la 3G mais fait partie tout de même des solutions de la 3G. Le débit maximal a été fixé à 384 kbps par l'UIT. Ce réseau est un complément de 3G pour offrir des services à haut débit aux utilisateurs en zone rurale ou zone suburbaine, et ce dans le cas où la couverture 3G (UMTS) n'est pas assurée dans ces zones. Le standard EDGE vise à optimiser le GPRS sur la partie données afin d'augmenter les débits, principalement en voix sur IP et en données de téléchargement (*downlink*).

UMTS L'UMTS (*Universal Mobile Telecommunication System*) est un standard de téléphonie mobile 3G. Il est standardisé par le 3GPP (*3rd Generation Partnership Project*) et constitue un équivalent européen des spécifications IMT-2000 de l'UIT. Tout comme les autres dérivés de la technologie 3G (HSDPA, HSUPA), l'UMTS repose sur le mécanisme d'accès multiple W-CDMA. C'est une technique à étalement de spectre. L'accès multiple se fait par une combinaison de division temporelle TDMA et de division fréquentielle FDMA. Elle offre des débits de transfert supérieurs aux générations précédentes. Ces débits atteignent 1,920 Mbps dans le meilleur des cas, principalement en *downlink*. Cependant les débits utiles dépassent rarement les 384 kbps en *uplink*. En outre, ils diminuent rapidement quand l'individu est mobile (voiture, vélo), jusqu'à parfois atteindre 144 kbps en *uplink*.

LTE Les progrès récents des réseaux de télécommunication ont donné naissance à la 4ème génération LTE (*Long Term Evolution*). Cette technologie a été normalisé en fin 2007 et propose des débits de signalisation de 50 Mbps en *uplink* et 100 Mbps en *downlink*. Cette technologie s'appuie sur un déploiement de cellules de tailles différentes. La taille des cellules s'adapte à la densité de la population, depuis la pico-cellule d'une couverture de 20 mètres, jusqu'à la cellule d'une couverture régionale. Cette adaptation permet une meilleure réutilisibilité des fréquences et donc un gain considérable en débit. Cette technologie est à l'heure actuelle en déploiement en France. On devrait bientôt pouvoir utiliser les services qu'elle offre en 4ème génération (Video, TV, etc.).

B) Réseaux informatiques

L'organisation IEEE [9] propose plusieurs standards de réseaux sans fil informatiques. Outre les technologies à basse consommation déjà présentées précédemment (IEEE-802.15.4, IEEE-802.15.1, IEEE-802.15.6). Nous détaillons cette fois-ci d'autres de technologies que cette organisation propose.

Wi-Fi (la famille IEEE-802.11x) Le Wi-Fi (*Wireless-Fidelity*) est le nom populaire des standards IEEE-802.11 (WLAN). Le pilier de cette famille de standards est 802.11. Ce standard s'appuie une technique d'étalement de spectre FHSS (*Frequency Hopping Spread Spectrum*) et une autre DSSS (*Direct Sequence Spread Spectrum*). Il opère sur une bande de fréquences ISM de 2.4-2.5 GHz.

La première variante de ce standard est 802.11b. Cette variante s'appuie sur une technique d'étalement HR-DSSS (*High-Rate Direct Sequence Spread Spectrum*) et offre des débits allant jusqu'à 11 Mbps.

La deuxième variante est 802.11a. Elle opère sur une bande ISM à 5 GHz et offre des débits de 54 Mbps, sous une modulation OFDM (*Orthogonal Frequency Division Multiplexing*).

La troisième variante hybride 802.11g combine les spécifications de 802.11a et 802.11b. Celle-ci offre entre 22 et 54 Mbps de débit et opère sous la même bande de fréquences que 802.11 et 802.11b.

La variante 802.11e rajoute de la qualité de service afin de mieux gérer la latence. 802.11i incorpore de nouveaux mécanismes de sécurité (tout comme WPA et WPA2), sachant que la seule approche de sécurité proposée dans les variantes précédentes est WEP (*Wired Equivalent Privacy*).

Parmi les dernières améliorations de cette famille de protocoles on peut citer 802.11n et 802.11p. Elles ont pour but d'accroître les débits (jusqu'à 600 Mbps) en utilisant une technologie avancée nommée MIMO (*Multiple Input Multiple Output)*.

Les composants Wi-Fi qu'on retrouve actuellement dans la plupart des objets communicants (portables, smartphones, dongles et point d'accès Wi-Fi...) implémentent essentiellement les standards 802.11 a/b/g.

WiMAX Le groupe de travail IEEE-802.16 (ou WiMAX) s'occupe de définir des protocoles pour déployer Internet haut débit sur un réseau sans fil WDSL (*Wireless Digital Subscriber Line*). Ce réseau, qualifié de réseau MAN (*Metropolitan Area Network*), peut atteindre jusqu'à 10 Mbps de débit. De plus, la variante WiMAX mobile utilise un codage plus évolué que la première variante WiMAX fixe, c'est-à-dire un découpage en TDMA en fixe et un découpage OFDM (TDMA et FDMA) en mobile.

9. Le groupe de travail 802.11 est responsable des standards de WLAN : http://grouper.ieee.org/groups/802/index.html

II.3 Synthèse des moyens disponibles pour la collecte de données biométriques en mobilité

Nous résumons dans les figures et tableaux suivants les caractéristiques essentielles des objets communicants et des technologies de transmission que nous avons présenté dans cet état de l'art. Nous mettons en évidence les caractéristiques en termes de portée radio, de consommation en énergie et de débits. Ces caractéristiques doivent être prises en compte par les applications qui utilisent les objets communicants en général, de capteurs et mobiles en particulier.

Mote	Micro-contrôleur	RAM/Flash/Externe	Batterie
MICA X	ATMEL-128L (8bit/8MHz)	4K /128K /512K	2AA 3V
SUNSPOT	ATMEL-AT91RM (32bit/180MHz)	512K / 4M / none	Li-Ion (750mAh) 3.7V
IRIS	ATMEL-ATmega1281 (8bit/8MHz)	8K / 640K/ 4K	2AA 3V
TELOS-B	TI MSP430 (16bit/8MHz)	10K / 48K / 1M	2AA 3V
SHIMMER	TI MSP430 (16bit/8MHz)	10K / 48K / 2GB	Li-Ion (280mAh) 4V

Mote	Module/ Bande-Fréq (kHz)/ Modulation/ Débit	Compatibilité	Prix (Euro)
MICA X	CC1000/ 300 - 1000/ FSK/ 76.8 kBaud	IEEE802.15.4/ZigBee	70
SUNSPOT	CC2420 / 2400 - 2483.5/ OQPSK/ 250 kbps	IEEE802.15.4/ZigBee	300
IRIS	AT86RF /2405 -2480/ OQPSK/ 250 kbps	IEEE802.15.4/ZigBee	70
TELOS-B	CC2420/ 2400 - 2483.5/ OQPSK/ 250 kbps	IEEE802.15.4/ZigBee	100
SHIMMER	CC2420/ 2400 - 2483.5/ OQPSK/ 250 kbps C46 + EDR/ 2400 - 2483.5/ FHSS/ 3 Mbps	IEEE802.15.4/ZigBee IEEE802.15.1/Bluetooth	200

Table 2 : Caractéristiques essentielles des plates-formes de capteurs

La table 2 résume les caractéristiques essentielles des plates-formes de capteurs disponibles actuellement sur le marché. Certaines sont mutuellement compatibles grâce aux caractéristiques communes de leurs composants, notamment en communication. On remarque que la majorité des composants radios sont compatibles avec ZigBee. Seule la plate-forme SHIMMER intègre en outre un composant Bluetooth.

Nous avons décrit dans les sections précédentes les caractéristiques de l'un des terminaux mobiles que nous avons sélectionné HTC Wildfire-PG76110. Le coût de ce type d'objet varie de 150 à 400 Euros entre les smartphones et tablettes tactiles.

Protocole	802.15.1 Bluetooth	802.15.4 (ZigBee)	802.15.6 (UWB)
Bande de fréq (MHz)	2402-2483	902-928 / 2400-2483	3000 - 10000
Phy	FSK	FSK-MSK-OPQSK	Analog FSK-FM-PPM
MAC	TDMA-FH (Fréq saut)	CSMA/CA-TDMA	802.15.4 MAC-ALOHA
Débits (Th / Obs)	3Mbps - 748 kbps	250 kbps - 60 kbps	850 kbps
Utilisateurs / canaux	7 active	256 active / 16 canaux	256 active/ 16 canaux
Configuration	Piconet	Star / peer-to-peer	Star
Portée@TxPower	10m@2.4mW	100m@100mW	2m / -43dBm

Protocole	802.11 b/g Wi-Fi	GPRS/EDGE	UMTS
Frequency Band (MHz)	2400-2483	1900-1920 / 1800-1900	2010-2025
Phy	OFDM	8-PhaseShiftKeying	Spread Spectrum
MAC	CSMA/CA	TDMA	WCDMA
Débits (UP / Down)	>=11 Mbps	(15 - 50 k) / (384 - 147 k)	384k / (2 M - 740 k)
Configuration	AP / Ad hoc	Cellulaire	Cellulaire
Portée@TxPower	100m@250mW	35km@0.5W 200km@1.7W	35km@0.5W 200km@1.7W

Table 3 : Résumé des caractéristiques des technologies sans fil

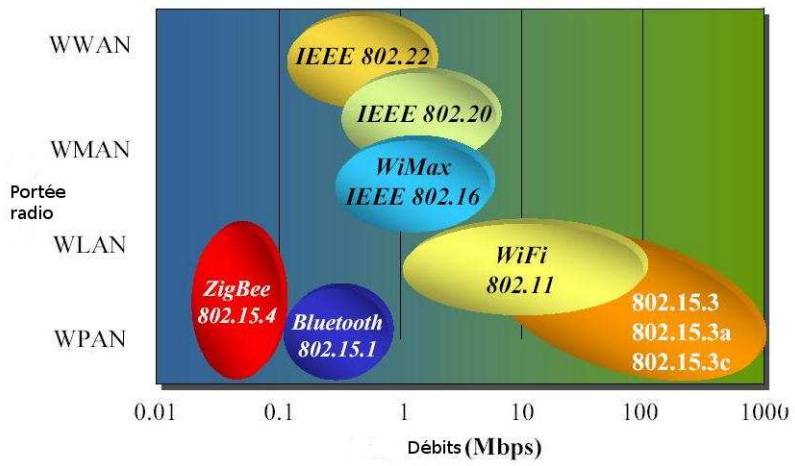


Figure II.8: Caractéristiques en termes de portée et de débits pour IEEE [34]

WPAN = Une dizaine de mètres WLAN = Une centaine de mètres

WMAN = Quelques kilomètres WWAN = Réseau cellulaire

La figure II.8 et la table 3 résument les caractéristiques des standards IEEE-802 pour les réseaux sans fil, classifiant chaque réseau selon son débit et sa portée radio. On peut distinguer dans la figure II.8 les technologies à basse consommation et à bas débits comme ZigBee et Bluetooth des autres technologies Wi-Fi, WiMAX ...

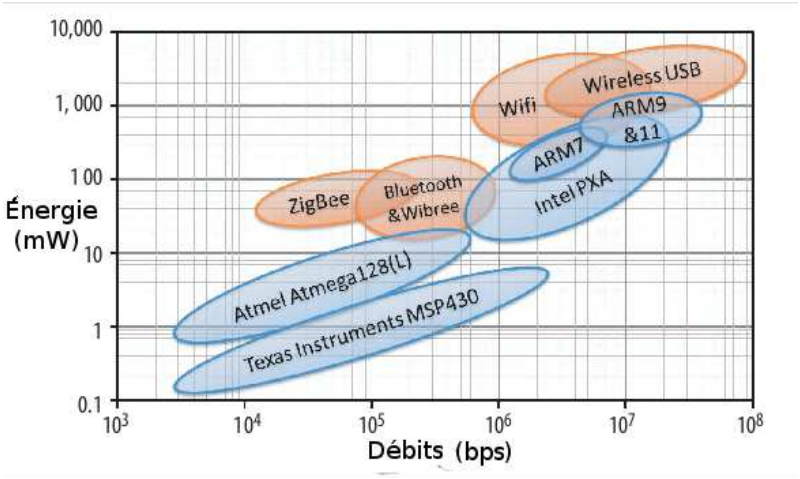


Figure II.9: Consommation en ressources des composants matériels
(IEEE BASN : Challenges and opportunities [35])

La figure II.9 complète les caractéristiques en consommation d'énergie de certains composants matériels des plates-formes de capteurs (SHIMMER et TELOS-B).

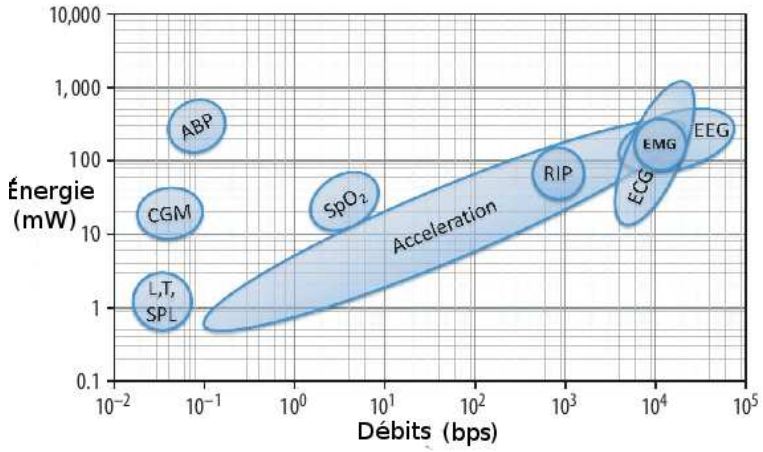


Figure II.10: Consommation en ressources des capteurs physiologiques
(IEEE BASN : Challenges and opportunities [35])

La figure II.10 illustre les plages de débits de production pour certains capteurs physiologiques. On peut observer notamment la consommation en énergie que cela entraîne.

II.4 Projets récents dans le domaine de la télé-santé en mobilité

Les objets mobiles communicants ont été utilisés dans plusieurs projets de recherche et de développement, et ce dans plusieurs domaines tels que la domotique, du commerce électronique (E-commerce) [36][37][38]. Parmi les projets de référence dans le domaine médical, on peut citer Mercury[39], CodeBlue[40], MobiHealth [41], MIThril[42], Spine[43].

II.4.1 Collecte de données en vue d'une analyse différée

Dans le cadre de la télé-santé en mobilité, plusieurs contributions ont été proposées impliquant des objets mobiles communicants pour réaliser la collecte de données en mobilité. Dans la médecine du sport par exemple, les auteurs de [44] ont proposé des applications et des frameworks destinés à l'enregistrement à long terme de données physiologiques lors des activités sportives. L'architecture se base sur une plate-forme BAN impliquant des capteurs autonomes et munis de mémoire pour le stockage. L'objectif est d'enregistrer les paramètres d'accéléromètres, de température, d'humidité et de fréquence cardiaque afin de calculer l'allure et la vitesse du coureur lors d'un marathon (le marathon des sables en l'occurrence).

Les auteurs de [18] ont proposé une solution similaire qui utilise une plate-forme de capteurs portée par un individu pour enregistrer et analyser le signal ECG. Dans le cas où une anomalie cardiaque est détectée par la plate-forme, un message est envoyé à une ceinture portée par l'individu. Ensuite, une alarme est déclenchée au niveau de la ceinture afin d'informer le coureur, ou son voisinage, de cette anomalie.

En plus des plates-formes de capteurs, certains projets comme [45, 46], ou encore le projet *LifeShirt*[47] et [48], ont étendu l'architecture matérielle par des terminaux mobiles afin de proposer davantage de ressources pour le calcul et le stockage que les plates-formes précédentes. Convergeant vers une solution WBAN, cette architecture nécessite souvent l'utilisation du lien Bluetooth entre les capteurs et les smartphones. En effet, l'objectif des applications proposées est d'effectuer un traitement, un stockage et une analyse du signal du coté du smartphone. Concernant l'ECG par exemple, il s'agit de détecter des courbes QRS, de compresser les données et de lever les alertes au voisinage.

Les différentes solutions proposées par ces projets proposent uniquement un stockage, un traitement et un suivi en local du données physiologiques.

II.4.2 Collecte de données en vue d'une analyse en temps réel

Certaines solutions médicales effectuent la collecte des données sous l'hypothèse d'un lien persistant et fiable (filaire ou sans fil). Cette approche nécessite un lien de communication fiable et une connectivité permanente entre les appareils utilisés par les différents acteurs médicaux et leurs patients. Pour cela, l'utilisation des objets communicants (plates-formes de capteurs, smartphones) ou des réseaux WBAN connectés aux réseaux d'infrastructure est requise. Cette communication peut s'effectuer en filaire (solutions médicales classiques) ou sans fil. Parmi les moyens de transmission sans fil usuels, on peut citer le Wi-Fi pour une courte portée de transmission, ou les réseaux cellulaires (2,5 / 3 G) pour une longue portée de transmission. Ces technologies peuvent en théorie assurer la remontée d'information médicale vers les centres d'analyses distants. Cependant, elles présentent plusieurs contraintes de coût, de couverture réseau, et de forte consommation en énergie.

Dans le cadre de cette approche, les auteurs de [49] ont proposé une solution de collecte de données ECG pour un suivi médical en temps réel. Dans cette solution, le sujet se trouvant à son domicile porte

un smartphone relié à des capteurs ECG. Le smartphone transmet les données ECG à son ordinateur de bureau. Une applet Java s'exécutant sur cet ordinateur reçoit les données pour les chiffrer et les transmettre à un serveur distant (centre de suivi) à travers Internet.

Par ailleurs, les projets MobiHealth [20] et HealthGear [22] proposent des solutions pour la télésanté en mobilité. Mobihealth est un projet européen qui à pour objectif de développer une infrastructure réseau générique pour la collecte de paramètres biométriques, et ce en s'appuyant sur les réseaux cellulaires GPRS. Quant à HealthGear, son objectif est plutôt de proposer une plate-forme BAN extensible (plug-and-play), qui permet une intégration des fonctionnalités médicales (analyse et interprétation des données physiologiques). Un transfert des données physiologiques est effectué depuis les capteur vers un smartphone par Bluetooth, et depuis le smartphone vers le centre d'analyse par GPRS.

En outre, le projet HYGEIANET [21] a proposé plusieurs améliorations des fonctionnalités précédentes. L'application médicale proposée s'appuie sur une architecture logicielle à composants et services pour les besoins de la collecte de données. Cette collecte s'effectue grâce à des liens de communication filaire et sans fil. L'objectif principal de ce projet est de proposer une plate-forme générique qui supporte des intergiciels, des technologies de services web, et respecte également certains standards de l'informatique médicale (IEEE-11073, EHR...).

Dans le suivi de sportifs, plusieurs solutions clé en main (Nike+, Addidas MiCoach) s'appuient sur une collecte à travers des technologies de transmission à courte portée radio (ANT, ZigBee et Bluetooth). Bien que ces solutions supportent une forte mobilité des individus, elles restent limitées en termes de calcul et intègrent uniquement un type de capteur par fonction. Pour l'activité cardiaque par exemple, les capteurs intégrés enregistrent uniquement le rythme cardiaque de l'individu au lieu d'un tracé ECG complet.

Le projet ProSense [50] propose une amélioration des solutions clé en main pour un suivi en continu. La solution principale a pour but une collecte de données physiologiques en temps réel dans des activités sportives (courses). La collecte de données s'effectue grâce à un programme qui s'exécute sur des plates-formes de capteurs SunSPOT et à travers des liaisons ZigBee et Bluetooth. Une autre variante a été proposée pour la supervision de personnes âgées à l'extérieur de leurs domiciles. Cependant, l'architecture des deux variantes nécessite un déploiement de stations de base dans la zone de collecte. Ces solutions ont été déployées et testées en Europe de l'Est (pays des Balkans).

II.5 Collecte de données sur des individus mobiles : problématique et solutions envisageables

Dans un contexte de santé en mobilité, les techniques de routage qui pourraient assurer une collecte de données physiologiques se limitent à deux approches :

A) Routage de données pour une collecte en local

Dans le cadre de la collecte en local, deux topologies réseaux peuvent assurer le routage de données, une topologie en étoile et une topologie pair-à-pair des réseaux dits MANET (*Mobile Ad hoc Networks*). Ces réseaux peuvent s'appuyer sur plusieurs protocoles de routage, à l'image de DYMO [51], AODV [52], OLSR [53], ZRP [54].

Ces protocoles de routages ne tolèrent pas la rupture de connectivité causée principalement par la forte mobilité des individus. En outre, ils ne permettent pas de supporter des longues distances de

transfert. Cependant, l'utilisation des protocoles de routages standards nécessite une couverture totale réseau avec les technologies ZigBee, Wi-Fi, ce qui serait illusoire et très coûteux à cause de leur courte portée radio.

B) Routage de données pour une collecte distante

Les disciplines M-health et télémédecine exploitent plusieurs types de réseaux d'infrastructure, filaires (DSL, fibre optique...) ou cellulaires (GPRS, EDGE, UMTS, LTE...). Ces réseaux s'appuient généralement sur les différents protocoles d'Internet.

L'inconvénient des réseaux cellulaires est que malgré les efforts de déploiement des opérateurs, la couverture totale du réseaux n'est pas assurée. En effet, l'objectif du déploiement est avant tout commercial. La concentration des stations de base (BTS) est principalement importante dans les agglomérations. Parmi les autres inconvénients, on peut citer le contrôle total de ces réseaux par les opérateurs, que ce soit pour le nombre d'utilisateurs supportés par une station de base, pour la restriction des services proposés, et pour les débits de données. Dans ce dernier cas, une partie de la bande des fréquences est réservée au débit descendant. Cette contrainte va à l'encontre des besoins d'une collecte depuis les terminaux mobiles (smartphones, tablettes-tactiles) jusqu'aux centres médicaux distants.

Remarque Dans le contexte de la télé-santé en mobilité, le risque de rupture de connectivité augmente quand on s'appuie sur les technologies de transmission et les techniques de routage présentées précédement. Le risque de rupture de ces liens entraine par conséquent la perte des données transmises.

En conséquences aux contraintes précédentes, le passage à un schéma de communication qui s'appuie sur du stockage intermédiaire serait indisponsable pour supporter la rupture de connextivité, et ainsi la éviter la perte données. C'est ce que permet de faire le schéma de communication opportuniste.

II.5.1 Tolérance aux ruptures de connectivité : l'approche DTN *(Disruption-Tolerant Networking)*

La tolérence aux rupture de connectivité s'inscrit dans le cadre des réseaux DTN (*Disruption ou Delay-Tolerant Networking*). Ces réseaux sont apparus dans les années 2000. Ces réseaux ont pour objectif de permettre la communication dans un environnement difficile où une connectivité permanente de bout en bout ne peut être assurée. Dans un tel environnement, il est en effet impossible d'effectuer une communication directe en utilisant des protocoles de routage standard, par exemple AODV, OLSR, DYMO, etc. En effet, ces protocoles ne peuvent fonctionner que sur un réseau connexe. La communication en mode DTN (ou opportuniste) permet d'apporter une solution dans le cas des réseaux discontinus, par exemple dans les MANET discontinus. Le MANET discontinu est un réseau ad hoc formé de plusieurs îlots de MANETs séparés géographiquement.

L'objectif de la communication DTN est donc d'assurer un acheminement de messages entre ces îlots en s'appuyant sur les protocoles de communication opportuniste.

L'utilisation de protocoles tolérant aux ruptures de connectivité permet d'apporter une solution pour le déploiement d'applications dans des endroits où l'accès aux réseaux d'infrastructure est coûteux, difficile, voire impossible. Par exemple dans des sites de catastrophes naturelles, dans les réseaux militaires, dans les réseaux d'infrastructure (pour la collecte d'informations et le suivi) et dans des

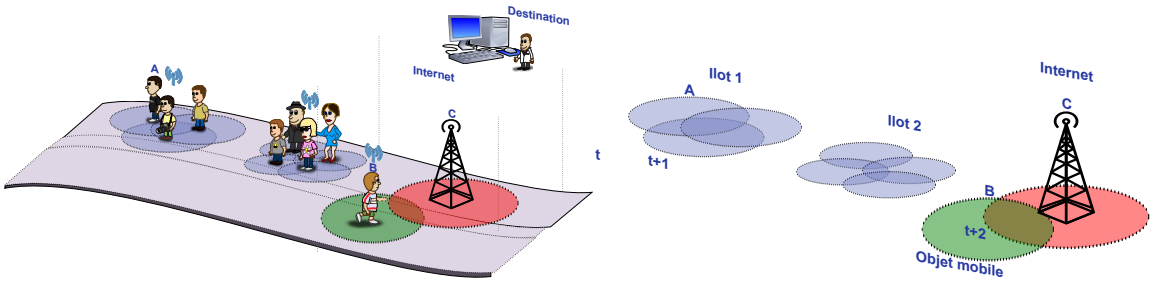


Figure II.11: Illustration du schéma de communication opportuniste, *store carry and forward*.

endroits isolés (îles, montagnes, etc.) ou éloignés, par exemple pour assurer une communication interplanétaire.

Le groupe DTNRG (*DTN Research Group*) [10] mène et recense des travaux consacrés à ce type de réseaux. La DARPA (*Defense Advanced Research Projects Agency*) [11] finance quant à elle un programme nommé «*Delay-Tolerant Networking*». Ces deux organisations ont identifié un certain nombre de *scenarii* dans lesquels la communication DTN s'avère utile. Dans ces *scenarii*, on peut distinguer plusieurs déclinaisons.

La première déclinaison des réseaux DTN qui sont étudiés s'appuie sur tout réseau dans lequel le manque de connectivité de bout-en-bout peut impliquer des temps de latence élevés lors de l'acheminement des messages. Les paramètres trajectoire et vitesse des objets communicants sont généralement connus à l'avance. Ces paramètres permettent donc de prévoir les endroits et les durées de contacts entre les objets mobiles communicants. Cette déclinaison a été introduite dans les réseaux de communication interplanétaires dans les années 2000 [55].

Au fil des années, les recherches dans ce domaine ont évolué et ont introduit une seconde déclinaison appelée «*Disruption-Tolerant Networking*». Celle-ci s'appuie sur des protocoles de communication qui permettent de tolérer une connectivité interrompue dans la communication. Ces protocoles mettent souvent en jeu des objets (terminaux, capteurs, etc.) dont les paramètres trajectoire et durée de contacts sont imprévisibles et souvent non planifiés. Cette déclinaison définit ce qu'on appel la communication opportuniste. La notion d'opportunisme fait ici référence à l'exploitation opportuniste de contacts radio occasionnels. Parmi les *scenarii* qui peuvent causer une connectivité interrompue, on peut citer la mobilité aléatoire des objets communicants, les obstacles, les courtes portées radios, etc.

Store Carry and Forward

Pour assurer l'acheminement de messages au sein des réseaux DTN, l'approche de communication adoptée dans est appelée *Store, Carry and Forward*. Lorsqu'il y a absence de connectivité entre un objet émetteur et un objet destinataire, deux cas de figures peuvent être considérés. Dans le premier cas, l'objet émetteur garde le message dans son sa mémoire cache en attendant le rétablissement du lien radio avec le destinataire. Dans le deuxième cas, le même objet fait relayer le message à destination à travers ses voisins.

Le principe de communication opportuniste est illustré par la figure II.11. En l'absence de mobilité, des îlots d'objets communicants fixes sont formés (îlot 1 et îlot 2). L'objet A de l'îlot 1 souhaite

10. http://irtf.org/dtnrg
11. www.darpa.mil

transférer à l'instant t des données à destination de l'objet C. Ce dernier est considéré comme une passerelle pour Internet. Sachant que le contact entre A et C n'existe pas à cause des courtes portées radio, si l'objet A ne se déplace pas vers l'objet C pour transférer ses données, ces dernières risquent de ne jamais atteindre leur destination. Une alternative serait que l'objet A exploite alors l'opportunité qu'offre l'objet mobile B pour transporter physiquement ses données. Profitant du contact radio entre A et B, les données à transmettre sont enregistrées dans le cache de l'objet mobile B à l'instant t+1. Ce dernier poursuit son chemin jusqu'à croiser l'objet C afin de lui remettre les données de l'objet A à l'instant t+2.

L'objet C reçoit donc finalement les données que A lui a envoyé, sans qu'aucune route n'ait été préalablement établie entre ces deux objets. La communication a été donc possible grâce à l'exploitation des contacts radios et les trajectoires des objets mobiles, cette trajectoire (en pointillés) s'étalant à la fois dans le temps et l'espace. Notons que dans ce scénario, on ne prévoit nullement les vitesses de déplacement et les durées de contacts. Par conséquent, on peut constater que les propriétés de la communication opportuniste ne sont pas maîtrisables dans notre cas.

Routage dans les réseaux discontinus

Comme nous l'avons illustré dans l'exemple précédent, de multiples objets mobiles communicants peuvent jouer le rôle de relais capables de stocker des messages. Ils peuvent également transporter ces messages d'un endroit à un autre, puis les réémettre plus tard lorsque les circonstances sont plus favorables pour la transmission.

Plusieurs protocoles de communication opportunistes ont été implémentés dans la littérature. Lors de l'acheminement des données, ces protocoles se basent sur différentes techniques de routage, à savoir :

- Le routage le plus simple est *Direct Transmission [56]*, il consiste à laisser l'objet émetteur conserver le message jusqu'à atteindre la portée de l'objet destinataire. Cette technique implémente le cas le plus simple du schéma de communication opportuniste *(Store Carry and Forward).* Sur la figure II.11, on pourrait envisager uniquement le stockage et transport des données personnelles de l'objet B vers la station C, sans relayer celles des autres.

- Un routage basé sur un objet communicant transporteur de données (*Data mule*). Ce routage est illustré sur la figure II.11. Si les objets émetteur et recepteur sont distants et qu'il est improbable qu'un contact radio s'établisse entre eux, alors on peut tenter d'exploiter un des objets mobiles voisins dont la probabilité d'établir un contact entre eux est meilleure. Plusieurs solutions ont été réalisées telles que [57], [58] pour une mobilité incontrôlée des relais. D'autres solutions impliquent l'utilisation des *Ferries* pour une mobilité contrôlée des relais lors de l'acheminement des données à leur destination.

- Une autre technique de routage est dite par inondation (épidémique) [59]. Elle nécessite une proximité géographique des objets communicants, essentiellement des terminaux mobiles portés par des humains. Une fois que les données ont atteint leur destination, une étape dite de guérison permet d'annuler la propagation inutile de ces données. Plusieurs variantes ont été proposées, elles se basent sur des critères de probabilités sur l'historique des contacts radios, sur différents contextes. Les plus connus sont *Prophet* [60], CAR (*Context Aware Rounting*) [61].

Intergiciels et déclinaisons des réseaux DTN

Plusieurs intergiciels (*Middleware*) supportant certains protocoles opportunistes ont été implémentés pour les PDA, smartphones, netbook, tablettes tactiles, etc. On peut citer DODWAN [62] et HAGGLE [63]. Ces derniers intègrent des fonctionnalités de routage et de tolérance aux réseaux discontinus dans ces types d'objets communicants.

Par ailleurs, on peut citer également plusieurs déclinaisons de la communication opportuniste dans différents domaines d'application. Ces domaines englobent la communication interplanétaire [64], le routage opportuniste dans les réseaux inter-vehiculaires [65], le domaine de l'agriculture [66], les transports aériens [67] et sous-marins [68], etc.

Travaux DTN pour réseaux de capteurs

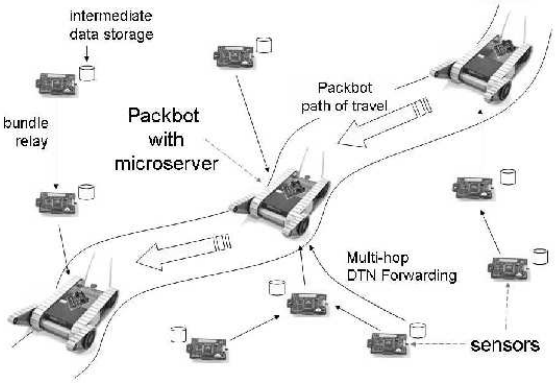


Figure II.12: Projet PackBOT implémentant l'approche opportuniste, réf (DTNRG [69])

L'approche opportuniste a également été introduite dans les réseaux de capteurs pour la collecte de données [70]. Parmi les projets réalisé dans ce cadre, on peut citer ZEBRANET [71]. Ce projet a pour objectif une localisation et une poursuite des positions de certains animaux sauvages (zèbres) dans la savane à travers des capteurs colliers. La collecte de coordonnées GPS de ces animaux s'effectue à travers une approche opportuniste épidémique.

Un autre projet appelé PACKBOT [69] est proposé par les chercheurs de UCLA. Les auteurs ont déployé dans le désert du Mexique une centaine de plates-formes de capteurs fixes sur une distance de 500 km pour des besoins militaires (Figure II.12). En outre, des plates-formes mobiles (*Data mules*) se déplacent entre les plates-formes fixes pour collecter les données des capteurs, à travers une stratégie de collecte multi-sauts. Cette collecte s'appuie sur le calcul du chemin le plus court entre le capteur émetteur et l'endroit où la mule est sensée passer de manière prévisible ou opportuniste.

Plusieurs autres adaptations aux réseaux de capteurs pour traiter les problématiques d'énergie et de calcul on été également proposées dans [56], [72].

II.5.2 Apport de l'approche DTN pour la collecte de données biométriques en mobilité

Dans le contexte de télé-santé en mobilité, nous avons abordé précédemment deux types d'approches de collecte de données. La première se base surtout sur le stockage de données acquises par les

capteurs physiologiques. Bien qu'elle offre l'avantage de mobilité aux individus, elle n'implémente aucune remontée d'informations médicales vers les centres distants pour le suivi médical.

La deuxième approche, contrairement à la première, permet un rafraîchissement de données en temps réel au niveau du centre médical. Cette approche s'appuie sur un réseau d'infrastructure fiable pour une transmission sans interruption. L'un des inconvénients de cette approche est le coût de ces infrastructures lors de l'utilisation de l'ADSL ou de GPRS/UMTS, dans la télémédecine par exemple. En outre, le contrôle de ces infrastructures dépend des opérateurs de télécommunication. Dans ce cas, l'utilisateur subit les restrictions de services de ces operateurs. Parmi ces restrictions, on peut citer les débits de données asymétriques, la limitation des ports TCP/UDP ouverts, etc.

Exploiter l'approche de collecte qui s'appuie sur les réseaux d'infrastructure existants pour réaliser un suivi en continu comporte des risques d'interruption des liens de collecte, ce qui conduirait à une perte de données médicales.

Pour remédier aux contraintes des technologies utilisées et aux conditions réelles de déploiement, l'approche de collecte opportuniste permet d'établir un compromis entre l'approche ambulatoire et basée sur des liens fiables. À l'aide de son schéma de communication *Store, Carry and Forward*, cette nouvelle approche de collecte permet d'une part de surmonter les problèmes d'interruption des réseaux et d'autre part de satisfaire les besoins médicaux pour un suivi distant en continu, ce qui est l'inconvénient majeur de l'approche ambulatoire.

À ce jour les problématiques de l'approche opportuniste ont été étudiées seulement sur le volet technique (acheminement des messages à destination). En effet, très peu d'études ont été proposées pour répondre aux besoins de la santé, à l'exception d'une seule étude dont les résultats sont présentés dans [73]. Les auteurs ont proposé un service de «télé-consultation DTN» au Ghana, mais jusqu'à présent, ce service n'a pas été mis en œuvre dans la pratique.

Une autre étude a été réalisée pour mesurer l'impact de la communication opportuniste dans le domaine médical [74]. Les auteurs ont distribué des questionnaires aux médecins, personnels médicaux et chercheurs, dans une conférence spécialisée dans le domaine de la santé (*International Conference on Global Health*). L'objectif de ces questionnaires était d'établir des statistiques sur les besoins de collecte dans un contexte de mauvaise connectivité et de faibles ressources. Pour cela, plusieurs *scenarii* médicaux ont été proposés, par exemple un scénario de collecte et de transport de données physiologiques en mode DTN par hélicoptère dans des endroit inaccessibles, etc. Cette collecte se définit à travers différents services DTN médicaux tels que les emails, la notification des laboratoires (résultats d'analyse), la sauvegarde des EHR (*Electronic Health Record*), etc.

Les résultats de statistiques obtenus illustrent que les spécialistes de la santé sont optimistes quant à l'utilisation de cette approche dans l'avenir des applications médicales. Les résultats illustrent également la nouveauté de cette approche qui reste inconnue par la majorité des spécialistes de la santé qui ont assisté à cette conférence. En effet cette approche date seulement d'une dizaine d'années et a été rarement introduite dans le monde médical.

II.6 Discussion

Dans ce chapitre, nous avons dressé un état de l'art des objets mobiles communicants pouvant être mis à contribution afin d'assurer la supervision de l'état de santé de patients mobiles. Nous avons notamment listé un inventaire des caractéristiques matérielles et en transmissions de ces objets.

Les objets mobiles communicants usuels apportent une valeur ajoutée significative dans la télé-santé en mobilité. Outre l'usage des appareils de la vie quotidienne des individu (téléphones, smartphones, tablettes-tactiles...), cette valeur ajoutée consiste à exploiter différents réseaux d'infrastructure existants. En effet, ces objets proposent une solution pour contourner les coûts d'utilisation et la dépendance aux réseaux filaires. Cette solution permet d'offrir plus de liberté de déplacement aux individus et aux patients.

Cependant, l'utilisation des objets mobiles communicants présente plusieurs contraintes. La consommation en énergie est une contrainte majeure pour la durée de vie d'une application médicale mobile. À cela se rajoutent les contraintes des réseaux d'infrastructure existants. Ces dernières assurent rarement une couverture géographique totale. En outre, les débits de données sont asymétriques et sont contrôlés par les operateurs. Ces contraintes empêchent une bonne exploitation de certaines infrastructures (UMTS) pour un suivi médical en continu.

Pour dépasser ces limitations, une extension du périmètre de la collecte pour assurer un suivi médical continu est nécessaire. Pour cela, plusieurs solutions réseaux sont envisageables. Les protocoles de routage de données standards pour les réseaux d'infrastructures ou ad hoc peuvent répondre favorablement à cette extension géographique. Par contre, ces protocoles sont bâtis sur une hypothèse d'un réseau connexe (à chaque instant, un chemin de bout en bout est assuré). Cependant, les conditions réelles de réalisation de *scenarii* médicaux dans la nature ne répondent pas favorablement à cette hypothèse. Si on considère un scénario de collecte dans des endroits isolés, exploiter les réseaux d'infrastructure actuels ainsi que les protocoles de routage standards permet en effet d'étendre géographiquement le suivi médical (grâce à Internet par exemple). Cependant, ce scénario soulève un risque de ruptures fréquentes des liens de collectes. Ceci est une conséquence d'utilisation des technologies de transmission dans des conditions réelles (forte mobilité, obstacles ...).

Par conséquent, le passage à des solutions supportant une connectivité intermittente serait donc une solution avantageuse. L'utilisation de l'approche de collecte opportuniste dans des conditions réelles permet en effet de mieux pallier aux contraintes techniques et de satisfaire les besoins médicaux. Le mode de communication opportuniste DTN permet d'apporter un avantage considérable pour contourner les risques de perte de données dans la télé-santé.

Nous défendons dans cette thèse le principe qu'il n'est pas indispensable de disposer de moyens de transmission en continu pour assurer le suivi de personnes en mobilité dans le domaine de la télé-santé. Une approche DTN est possible. Elle peut présenter de bons résultats à moindre coût. En effet, la transmission épisodique proposé par cette approche permet de tolérer les ruptures de connectivité et ainsi de faire face aux conditions réelles de réalisation des différents *scenarii* médicaux.

Dans le chapitre suivant, nous introduisons en détail le scénario médical à considérer durant nos expérimentations de cette nouvelle approche. Ce scénario supporte des besoins médicaux bien précis en termes d'acquisition, d'analyse et de traitement des paramètres de l'activité cardiaque. La difficulté de ce scénario réside, d'une part dans l'importance de collecter ces signes vitaux sans perte, et d'autre part dans la tolérance aux ruptures de connectivité des différentes réseaux d'infrastructure existants.

Chapitre III

Vers une surveillance de l'activité cardiaque de marathoniens

Sommaire

III.1 Motivations 53
III.2 Observation de l'activité cardiaque 54
III.2.1 Caractéristiques de l'électrocardiogramme (ECG) 54
III.2.2 Interprétation et traitement du signal ECG 55
III.3 Caractérisation des besoins pour la surveillance de marathoniens 58
III.3.1 Contraintes relatives à la production et transmission de données 58
III.3.2 Contraintes relatives au déploiement des stations de collecte 61
III.4 Architectures et possibilités de déploiement 61
III.4.1 Moyens de transmission envisageables 62
III.4.2 Déploiement des stations de collecte 65
III.4.3 Architectures et protocoles envisageables 67

Introduction

Dans ce chapitre nous présentons le scénario médical auquel nous allons nous intéresser dans le reste de ce document. Dans ce scénario l'objectif est de réaliser une collecte de données physiologiques sur des sujets fortement mobiles. Plus spécifiquement, il s'agit de superviser l'activité cardiaque de marathoniens en cours d'épreuve.

Nous présentons les raisons qui nous ont amenés à sélectionner ce scénario parmi quelques autres, et montrons qu'il a été choisi en raison des défis techniques qu'il oblige à relever.

L'objectif étant de collecter le flux ECG (électrocardiogramme) complet d'un coureur pendant l'épreuve, nous décrivons les caractéristiques essentielles d'un tracé ECG, et nous présentons des travaux qui portent sur la collecte et l'exploitation de ce type de tracé.

Nous montrons qu'en raison de l'étendue de la zone sur laquelle doit s'effectuer la collecte des données une approche de collecte opportuniste est souhaitable, voire inévitable. Nous examinons enfin les options techniques qui s'offrent à nous afin d'assurer la transmission des données pendant la course, et présentons les architectures permettant d'exploiter l'une ou l'autre option lors d'une implémentation effective.

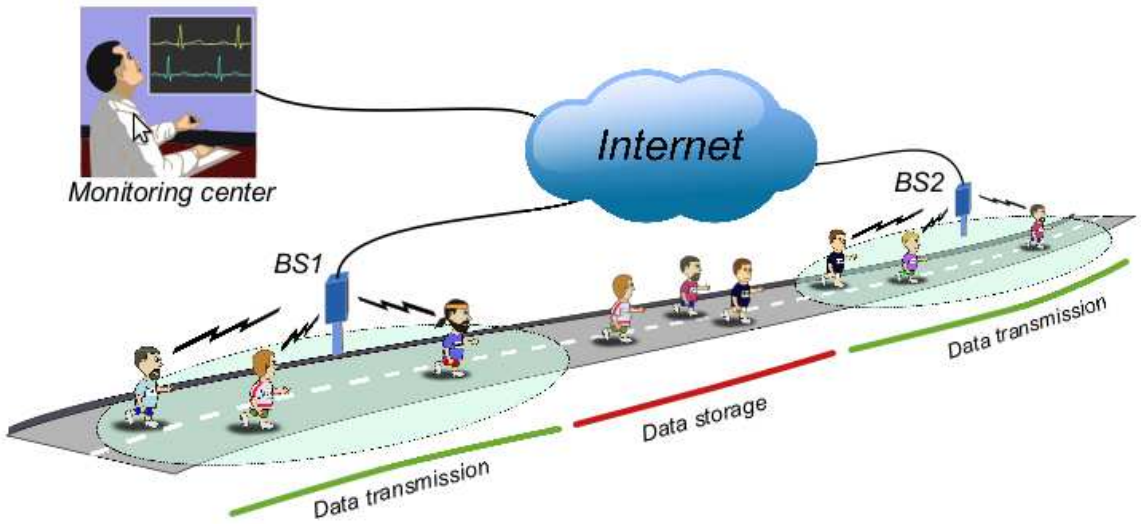


Figure III.1: Collecte opportuniste de paramètres cardiaques de coureurs.

III.1 Motivations

Pour considerer les différentes contraintes de déploiement dans des conditions réelles, nous avons défini un scénario médical qui consiste à utiliser le schéma de communication opportuniste *Store Carry and Forward* dans le suivi de paramètres cardiaques de coureurs pendant une course. Le choix de l'électrocardiogramme (ECG) comme donnée physiologique à collecter se justifie par l'importance de cette information médicale (EHR) et l'intérêt qu'elle suscite dans le domaine de la télé-santé ces dernières années [9].

Pour le passage à l'échelle, l'objectif médical à long terme est d'effectuer un suivi d'ECG de coureurs dans un vrai marathon de 42 km. Les coureurs sont équipés de smartphones et de plates-formes de capteurs ECG (SHIMMER) pour l'acquisition, le traitement (mise en forme, stockage, analyse et détection d'anomalies cardiaques...) et transfert du signal électrocardiogramme.

Comme l'illustre la figure III.1, pour assurer le schéma de collecte en mode opportuniste, plusieurs stations de base sont déployées tout au long du parcours de la course. L'objectif avec ce déploiement est d'éviter une couverture totale du réseau, et par conséquent de réduire les coûts.

Lorsqu'un coureur se trouve à l'intérieur de la zone couverte par une station de base, les données ECG sont transmises à travers cette station au centre d'analyse. Dans le cas contraire, les données produites sont stockées dans les objets mobiles portés par ce coureur, en attendant l'opportunité de les transmettre plus tard.

Cette technique de collecte opportuniste est connue sous le nom de *Direct Transmission*. Dans ce cas, on exploite uniquement les ressources des objets portés par les coureurs pour réaliser une transmission directe vers les stations de base. Cette technique ne s'appuie pas sur un acheminement des données travers d'autres objets voisins pour atteindre les stations de collecte *[56]*.

Des spécialistes de la médecine des sports, cardiologues et médecins généralistes ont confirmé l'originalité de ce scénario. La difficulté de ce scénario est liée à la nécessité de remplir les conditions suivantes :

- Assurer une collecte avec une transmission épisodique de données physiologiques sans perte ;
- Fournir des ressources suffisantes à travers des objets mobiles communicants utilisés ;
- Faire face aux contraintes liées à l'environnement (obstacles, autonomie, bruit...) ;
- Transmettre une grande quantité de données, (flux de données ECG au lieu d'un simple cardio fréquence mètre) ;
- Supporter un nombre important de participants et de coureurs (jusqu'à 50.000 pour marathon de NewYork) ;
- Supporter des longues distances avec une forte mobilité ;
- Réduire les coûts de déploiement des stations de collectes pour la totalité du parcours.

Les solutions actuelles de transfert de l'ECG lors d'une activité physique se limitent seulement aux tests d'efforts. Ces derniers permettent de détecter les anomalies cardiaques des individus uniquement dans un environnement fermé. Il n'existe pas de solutions médicales pour analyser l'état cardiaque des individus fortement mobiles à travers un suivi distant.

III.2 Observation de l'activité cardiaque

III.2.1 Caractéristiques de l'électrocardiogramme (ECG)

Nous consacrons cette section à définir les principales caractéristiques du signal ECG, ainsi que les techniques pour le manipuler et l'interpréter. Nous présentons les différents travaux actuels qui traitent cette information médicale dans le domaine de l'informatique médicale.

L'électrocardiogramme (ECG) est le résultat graphique de l'activité électrique du cœur au cours du temps [10]. Comme pour tous les muscles du corps, la contraction du cœur est provoquée par la propagation d'une impulsion électrique le long des fibres musculaires cardiaques induite par la dépolarisation des cellules musculaires. Dans le cœur, la dépolarisation commence au niveau des oreillettes du cœur (partie haute du cœur), induisant la systole qui est suivie d'une diastole (décontraction des oreillettes). L'impulsion électrique arrive ensuite au niveau des ventricules (partie basse du cœur) et provoque ainsi une dépolarisation quasi instantanée de l'ensemble du muscle ventriculaire, ce qui assure l'efficacité de la propulsion du sang. Cette contraction constitue la phase de systole ventriculaire, puis suit la diastole ventriculaire (décontraction du ventricule). Ensuite les fibres musculaires se repolarisent et reviennent ainsi dans leur état initial [75].

Le changement de la tension électrique qui se produit pendant la dépolarisation et la repolarisation est exactement ce qui est relevé par le capteur ECG. Les valeurs du signal ECG sont définies par les variations électriques cardiaques acquises par le capteur, et ce à travers les paires d'électrodes placées sur la peau du patient et entourant le cœur. La sortie d'une paire d'électrodes est appelée «dérivation» ou *LEAD*. Une dérivation représente la différence de tension entre deux électrodes.

Acquisition de données par les capteurs ECG

Rappelons que l'acquisition des données par les capteurs s'effectue en deux phases, à savoir :

- Échantillonnage L'échantillonnage correspond au passage d'un signal continu vers une succession d'éléments discrets, cette étape est assurée au niveau du capteur lors de l'acquisition.

- Quantification et résolution La quantification est une action qui permet d'approximer un signal continu tel que l'ECG par des valeurs d'un ensemble discret d'assez petite taille. Le paramètre qui définit le nombre de bit utilisés pour quantifier un échantillon est appelé résolution. Par exemple, le capteur ECG du SHIMMER produit par défaut un échantillon de 12 bits.

Quand il s'agit d'effectuer l'acquisition des données ECG, il existe plusieurs représentations. Ces représentations dépendent du nombre de dérivations, typiquement 3, 5, 12 dérivations. Ces représentations d'ECG se différencient principalement les unes des autres par la précision de leur enregistrement. En effet, un ECG à 12 dérivations produit un tracé plus précis qu'un ECG à 3 dérivations, ce qui donne une vision plus large de l'activité électrique du cœur.

Le type de capteur ECG fourni par SHIMMER est 3-*LEAD*. L'ECG à 3-*LEAD* s'appuie sur un placement des électrodes pour une configuration à 3 fils. Cette configuration est connue sous le nom du triangle d'Einthoven [10]. Dans cette configuration, les électrodes sont placées comme illustré par la figure III.2, à savoir :

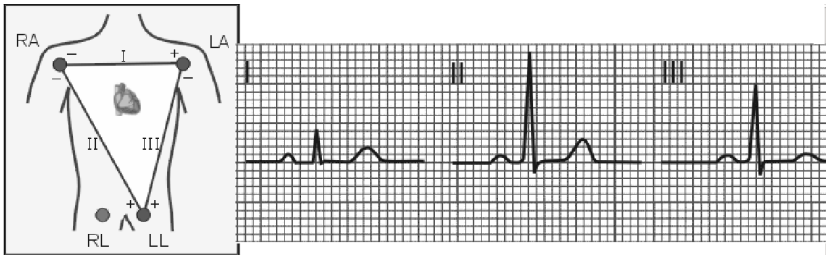


Figure III.2: Représentation du signal ECG en trois dérivations [76].

- une électrode placée sur bras droit *(Right-Arm*, RA) ;
- une électrode placée sur le bras gauche *(Left Arm*, LA) ;
- une troisième située entre l'apex du cœur (abdomen) et la jambe gauche *(Left Leg*, LL).

Le placement de ces électrodes forme donc trois dérivations, à savoir :

- **LARA (Lead I)** : mesure la différence de potentiel entre les électrodes placées sur LA et RA.
- **RALL (Lead II) :** mesure la différence de potentiel entre les électrodes placées sur RA et LL.
- **LALL (Lead III) :** mesure la différence de potentiel entre les électrodes placées sur LA et LL.

Remarques :

- Pour améliorer la qualité du signal ECG à 3 dérivations, une autre électrode peut être placée en option sur RL (Right Leg). Cette électrode représente la référence de *Wilson [77]* qui aide à réduire le bruit.
- Pour faciliter l'acquisition, le capteur ECG de la plate-forme SHIMMER extrait seulement deux dérivations. Il s'agit des dérivations RALL et LALL qui représentent les valeurs brutes extraites du convertisseur ADC à 12 bit lors de l'acquisition par le capteur du SHIMMER. Les valeurs de la troisième dérivation (RALA - *Lead* I) sont déduites de la différence entre les valeurs LALL et RALL correspondant.

III.2.2 Interprétation et traitement du signal ECG

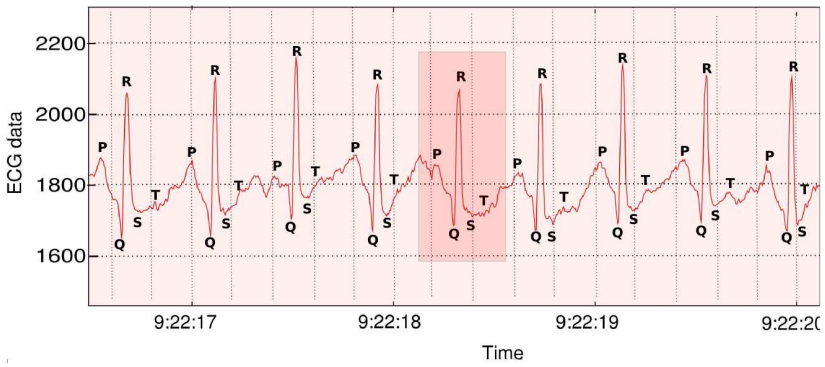


Figure III.3: Tracé ECG enregistré lors d'un test d'effort.

Le signal enregistré peut être affiché graphiquement dans un diagramme à deux dimensions. L'activité électrique, mesurée en millivolts, est exprimée en ordonnée et le temps en abscisse. Le diagramme montre une série d'ondes qui se rapportent à des impulsions électriques se produisant lors de chaque battement du cœur. Les éléments caractéristiques de ces ondes sont désignés par des lettres de l'alphabet P, Q, R, S, T (Figure III.3).

L'interprétation d'un signal ECG repose sur l'analyse des éléments suivants :

- Intervalle RR : L'inverse de la distance temporelle entre un pic R et celui qui lui succède représente la fréquence cardiaque.

- Ondes P : L'onde P traduit la dépolarisation des oreillettes du cœur.

- Ondes QRS Complex : Les ondes QRS représentent la dépolarisation rapide des deux ventricules. Les ventricules possédent une masse musculaire plus volumineuse que les oreillettes. Par conséquent, la courbe QRS présente l'amplitude la plus importante du signal.

- Ondes T L'onde T traduit la repolarisation rapide des deux ventricules.

Remarque : Le pouls est le nombre d'occurence de l'ensemble des ondes P, QRS, T par minute. Chez l'adulte en bonne santé et au repos, le pouls se situe entre 50 pulsations par minute pour un sportif pratiquant l'endurance et 80 pour une personne non-sportive. L'estimation du pouls maximum d'un patient s'effectue selon plusieurs formules, par exemple, selon la différence entre la valeur 220 et son âge [78]. Le résultat de cette formule est observé dans le tracé du test d'effort de la figure III.3 pour une personne âgée de 40 ans dont le pouls est de 180 pulsations par minute.

Travaux d'analyse du tracé ECG

L'objectif principal des études actuelles sur le tracé ECG est de détecter les anomalies cardiaques à travers les objets communicants portés par les individus (plates-formes de capteurs, smartphones ...). En effet, les travaux actuels visent à réaliser des solutions de suivi de patients mobiles et une détection systématique de pathologies cardiaques. Ces pathologies peuvent se manifester par des arythmies (perturbation du rythme cardiaque), des arrêts cardiaques, des palpitations et des tremblements causés par une tachycardie (rythme cardiaque plus rapide que la normale), une insuffisance cardiaque (dysfonctionnement des artères et des ventricules), etc. La détection systématique de ces pathologies peut être suivie d'une levée d'alerte médicale, un diagnostic, voire une intervention médicale anticipée.

Plusieurs solutions ont été proposées dans [79, 80] pour la détection des ondes du signal ECG et leur traitement. Les auteurs ont développé un algorithme qui permet une extraction des ondes P, Q, R, S et T, à partir d'un signal ECG ordinaire en utilisant un processus de filtrage et de délinéation du tracé. Les autres parties les moins importantes du tracé sont ignorées pour des besoins de réduction de données. Il est facile de reconstruire le tracé initial à partir des données produites par cet algorithme ainsi que la fréquence et la résolution du tracé.

Une alternative à la solution précédente a été proposée pour la nécessité de transférer du signal ECG dans [81] et [82]. Les auteurs ont proposé un algorithme qui manipule la fréquence et la résolution avant le transfert des données. Lors de la réception de ces données, le tracé est traité par des filtres pour la correction du signal.

Compression du signal ECG

La compression est un moyen efficace pour réduire le volume de données. Un compresseur utilise un algorithme qui réduit la redondance des données en utilisant parfois des caractéristiques propres aux types de données à compresser. Un processus de décompression est donc nécessaire pour reconstruire les données originelles grâce à l'algorithme inverse de celui utilisé lors de la compression.

Les méthodes de compression de données peuvent être classées en deux catégories. Une première catégorie qui n'implique pas da perte de qualité du signal *(Lossless*), et une seconde qui implique la perte de la qualité du signal *(Lossy*).

Remarque

La compression de données s'effectue dans la phase de codage du signal, et ce après les phases d'échantillonnage et de quantification des données effectuées lors de l'acquisition des données. Le codage consiste à établir une correspondance entre un ensemble de départ, plages de mesures, et un ensemble d'arrivée, mots du code. Nous verrons dans la section suivante les algorithmes de codage les plus intéressants à considérer dans la compression du signal ECG.

Algorithmes de compression génériques

L'algorithme DPCM (*Differential Pulse Code Modulation*) est l'algorithme de compression le plus simple à implémenter. Il part du constat que deux échantillons successifs, par exemple LALL1 et LALL2 de l'ECG, sont fortement corrélés, et qu'il est plus avantageux de coder LALL1 puis les différences avec les valeurs successives (LALL2-LALL1 ...). Ce type de codage est très utile dans la compression des signaux ECG, sachant que les valeurs successives d'échantillons ECG sont fortement corrélés. L'un des inconvénients majeur de ce type d'algorithme est qu'il est difficile d'effectuer une détection de segments ECG après compression.

Pour améliorer le taux de compression, plusieurs mesures et techniques de traitement de signaux peuvent être intégrées dans le DCPM. On peut citer l'entropie comme mesure du signal, la prédiction linéaire ou quadratique comme estimation du signal, etc. Mais cela rajoute de la complexité algorithmique aux programmes s'exécutant sur les plates-formes de capteurs.

Algorithmes de compression spécifiques à l'ECG

Pour la réduction des données spécifiques à l'ECG, plusieurs travaux ont été réalisés, les plus connus étant AZTEC [83], TP [84], CORTES [85].

L'algorithme AZTEC (*Amplitude Zone Time Epoch Coding*) convertit les échantillons ECG en créneaux temporels *(Time Epoch*). Cet algorithme fait partie de la catégorie d'algorithmes avec perte de qualité du signal. Cependant, il permet la reconnaissance des ondes QRS (Figure III.4).

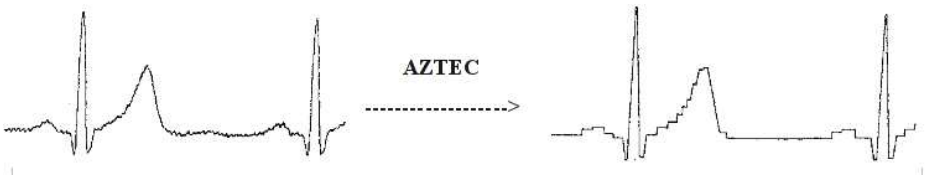


Figure III.4: Algorithme de compression AZTEC[83]

L'algorithme TP (*Turning Point*) a été développé dans le but de réduire la fréquence d'échantillonnage d'un signal ECG de moitié, sans pour autant diminuer l'élévation de l'amplitude des ondes QRS. Cet algorithme donne une qualité de tracé meilleure que AZTEC.

L'algorithme CORTES (*Coordinate Reduction for Temporal Encoding System*) utilise une approche hybride. Il applique l'algorithme de TP pour les régions à hautes fréquences (QRS), et l'algorithme AZTEC pour les régions à basses fréquences du signal ECG.

Les auteurs de [86] ont proposé un algorithme de compression à taux de compression plus élevé que les algortithmes précédents. Une version de cet algorithme s'exécute sur la plate-forme SHIMMER. Cet algorithme s'appuie sur l'entropie dans la mesure des données, ainsi que la prédiction linaiaire. Cet algorithme offre une moyenne de 65% de taux de compression. L'inconvénient de cet algorithme par contre est son temps d'exécution sur les microcontrôleurs MSP430 des SHIMMER. Il cause des retards dans la mise en paquets de données.

La table 6 résume les caractéristiques des algorithmes de compression évoquées précédemment. Certaines techniques de compression sont avantageuses car elles apportent des taux de compression intéressants, et parfois permettent une détection de courbes QRS (AZTEC et CORTES). D'autres algorithmes (DPCM) se caractérisent surtout par le fait d'être sans pertes. Ils offrent jusqu'à 60% de taux de compression et utilisent des mesures et des techniques avancées du traitement du signal.

III.3 Caractérisation des besoins pour la surveillance de marathoniens

III.3.1 Contraintes relatives à la production et transmission de données

Transfert de flux de données ou levées d'alertes Utiliser ces technologies sans fil pour transmettre des flux de données en continu dans des environnements difficiles et avec une forte mobilité nécessite une consommation importante en ressources, et ce par rapport aux environnements moins contraignants. En effet, le transfert de flux de données en permanence nécessite une forte consommation en bande passante à cause des retransmissions.

Concernant des levées d'alertes, il est nécessaire d'effectuer une analyse en local du flux ECG, afin de détecter les pathologies cardiaques. Cette approche consomme certes moins de bande passante, mais au détriment d'une forte consommation de ressources en mémoire et en calcul pour effectuer l'analyse du signal.

Pour mesurer les capacités des technologies sans fil actuelles dans des conditions réelles, nous avons décidé d'opter d'abord pour un transfert des flux continus de données physiologiques au lieu d'effectuer une analyse en local de ces données.

Transfert de données compressées ou brutes Tout comme le type de données à transférer (flux ou alertes), utiliser la compression des flux permet de réduire le besoin en débits de production de

Algorithme	Taux de compression	Fréquence d'échantillonnage (Hz)	Résolution (bit)	Commentaires
AZTEC	10.0	500	12	Détection de QRS (fiabilité réduite)
TP	2.0	200	12	Pas de détection de QRS
CORTES	4.8	200	12	Détection de QRS
DPCM + prédiction linéaire	2.5	250	12	Pas de détection de QRS (fiabilité excellente)
DPCM + interpolation + entropie	7.8	500	8	Pas de détection de QRS, Quantification réduite

Table 6 : Caractéristiques des algorithmes de compression spécifiques à ECG.

données, mais nécessite une forte consommation de ressources en mémoire et en calcul.

Suivant les caractéristiques matérielles de nos objets communicants, il est plus facile de supporter des algorithmes à fort taux de compression sur des smartphones que sur des plates-formes de capteurs.

Fréquences d'acquisition et débit de production de données Lors de l'acquisition des données physiologiques, une fréquence d'acquisition est requise pour chaque type de capteur biométrique. Pour allouer les ressources réseaux nécessaires, le débit de production de chaque capteur est proportionnel à la fréquence d'échantillonnage et au nombre de canaux exploités. Chaque canal exploite une zone mémoire du capteur. Cette zone mémoire contient la valeur numérique de l'échantillon fourni par le convertisseur analogique numérique (ADC) du capteur.

Le débit de production pour chaque type de capteur est donné par la formule suivante :

```
Débit de production = Fréq (Hz) * taille canal (octets) * nb canaux
```

Si on prend un accéléromètre tri-axial comme exemple, il nécessite 3 canaux de 2 octets chacun, pour un échantillonnage à 500 Hz, ce qui donne un débit de production 24 kbps.

La table 7 résume de débits de production pour différents types de capteurs physiologiques, ainsi que les nombres de canaux et la plage de fréquences d'échantillonnage [87].

Application Santé	Latence (sec)	Nb canaux (12 bit par dérivation)	Fréquence (Hz)	Débit requis (bps)
électrocardio gramme	< 10	3 - 5 - 12	63 - 1000	1 – 16 kbps
électroencéphalo gramme	< 10	24 - 32	100 - 1000	80 - 120 kbps
électromyo gramme	< 10	12	8000	2 kbps
Température	> 120	1	0.02	0.3 kbps
SpO2	< 10	1	63	< 1 kbps
Co2 concentration	-	-	63	1 kbps
Capsule Endoscope	-	-	90 k-pixel, 2 trames/sec	1000 - 2000 kbps
Accélération	-	1 - 2 - 3	1 - 500	1kbps
Video et Image Medicale	< 1	Standard video	-	< 10 Mbps
Audio / voix	< 1	-	Flux continu	50-100 kbps (voix) 1000 kbps (audio)

Table 7 : Fréquences et de débits de production pour les biocapteurs

Plages de fréquences pour l'ECG Le théorème de Nyquist-Shannon [88] énonce que pour représenter correctement un signal numérisé, la fréquence d'échantillonnage de ce signal doit être égale ou supérieure au double de la fréquence maximale dans ce signal.

Pour obtenir une bonne qualité du signal ECG, les cardiologues et les médecins de sports utilisent des fréquences qui sont de l'ordre de 200 Hz au repos, et de 400 Hz dans un effort. Ceci est une conséquence des formes de courbes P, QRS, T du tracé ECG. En effet, en appliquant le théorème de Nyquist-Shannon, la fréquence maximale du tracé ECG se situe dans la courbe P. Selon le tracé ECG du test d'effort effectué (Figure III.3), la courbe P dure environ 5 ms. En conséquence du théorème Nyquist-Shannon, on doit effectuer un échantillon chaque 2.5 ms au minimum, ce qui donne une fréquence d'échantillonnage minimale de l'ordre de 400 Hz.

Notons que les plates-formes SHIMMER peuvent supporter des fréquences d'échantillonnage pouvant atteindre 1 kHz. En utilisant de telles fréquences, le tracé ECG devrait être suffisamment clair pour une analyse médicale visuelle, voire même algorithmique.

III.3.2 Contraintes relatives au déploiement des stations de collecte

L'objectif d'exploiter les différentes infrastructures réseaux est de démontrer que le schéma de communication opportuniste *(Store Carry and Forward*) s'adapte aux différents *scenarii* de collecte en mobilité, sans pour autant nécessiter une couverture totale du parcours du marathon.

Notons que par analogie avec la supervision médicale classique de coureurs dans un marathon, cette dernière s'effectue seulement par le positionnement des médecins dans des postes de secours pour répondre physiquement aux demandes des coureurs et aux cas urgents.

La distribution des postes de secours s'effectue en général comme suit :

- Un déploiement de 14 postes de secours tout au long du parcours du marathon ;

- Un poste de secours tous les 5 kilomètres durant les 34 premiers kilomètres ;

- Un poste de secours tous les kilomètres à partir du 35^e kilomètre.

La distribution des postes de secours dépend du besoin de l'aide médical des coureurs. En effet, les risques d'apparition d'anomalies cardiaques augmentent souvent après le 35^e km dans un marathon. Notre objectif est de placer de manière stratégique plusieurs stations de base à la place des postes de secours par exemple, ceci afin d'acheminer les données vers le centre de supervision pour permettre un suivi distant, tout en limitant la présence des médecins derrière chaque poste de secours.

Le déploiement des stations de base doit être effectué de manière stratégique et à moindre coût. Grâce à ce déploiement, la communication opportuniste permet de supporter des contacts épisodiques entre les objets communicants que des coureurs et les stations de base.

Les besoins en termes de nombre de stations de base à déployer dépendent surtout des caractéristiques du lien radio utilisé (débit, bande passante...), du nombre de coureurs à suivre et des débits de production de données.

Remarque :

– Un autre paramètre important à considérer dans une course marathon est la vitesse d'un coureur. Cette vitesse varie entre 1.8 m/s pour une faible allure et 3.8 m/s pour une allure de champion [1]. Notons également que le distance parcourue dans un marathon est de 42.192 km. La vitesse et la distance permet de déduire le temps et la distance d'un contact radio entre un coureur et une station de base.

– Selon les cardiologues spécialistes du domaine du marathon [2], la latence de réception de données au niveau du centre de suivi devrait être prise en compte. Cette latence est limitée à 10 minutes au début de la course et à 5 minutes à la fin de la course, où le risque d'apparition d'anomalies cardiaques et élevé.

III.4 Architectures et possibilités de déploiement

Pour tester nos applications médicales mobiles, nous avons réalisé plusieurs expérimentations. Elles consistent à équiper des coureurs avec des objets communicants et à déployer plusieurs sta-

1. http ://entrainement-sportif.fr/estimation-performances-course.htm
2. http://www.ch-stmalo.fr/

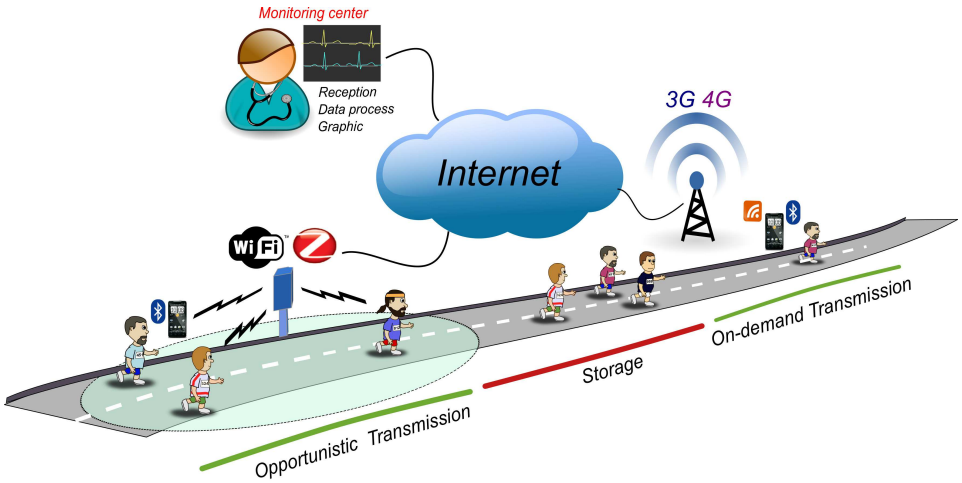


Figure III.5: Collecte de données par différents liens sans fil dans une course

tions de collectes au long du trajet. Chaque station de collecte est connectée à un notebook pour le traitement des données reçues et l'affichage des tracés ECG.

L'objectif de notre travail est d'utiliser, le cas échéant, les réseaux d'infrastructure filaires et cellulaire déployés actuellement (Wi-Fi, ADSL, 3G...). L'utilisation des infrastructures existantes permet ainsi de minimiser les coûts de déploiement. Pour cela, on peut exploiter quelques stations de collecte déjà existantes tels que les *Hotspots* Wi-Fi communautaires. On peut également déployer volontairement quelques stations de collecte non encore existantes actuellement tel que les bornes ZigBee (Figure III.5).

Pour valider l'approche proposée, nous étions assistés par des chercheurs du laboratoire M2S [3] [89] (Mouvement, Sport et Santé) afin de vérifier l'état de santé des coureurs à travers les tracés ECG reçus après la collecte.

III.4.1 Moyens de transmission envisageables

Pour exploiter les technologies de transmission, nous avons effectué certains tests de performance en transmission de nos plates-formes dans des conditions idéales, avant de voir la répercussion de l'utilisation dans des endroits plus contraignants. Ces tests ont été réalisés dans un endroit ouvert et sans obstacles, en utilisant des plates-formes TELOS-B et SHIMMER ainsi qu'un smartphone HTC-WildFire. Ces tests ont consisté à mesurer les portées radio et les débits pour chaque technologie de transmission, afin de faire des estimations pour le déploiement de notre système.

Observations pour ZigBee

Les conditions d'expérimentation pour ZigBee consistent à faire communiquer une plate-forme SHIMMER avec un TELOS-B en milieu ouvert. Dans de telles conditions idéales, nous avons observé environ 200 mètres de couverture (plus ou moins 5 mètres pour chaque coté), sachant que la puissance d'émission varie entre 20 et 30 mW.

Les débits sont théoriquement de 250 kbps. Le débit utile est en réalité de l'ordre des 80 % du débit de transmission (200 kbps). Ceci dit, selon le nombre de plates-formes qui communiquent ainsi

3. http://www.m2slab.com/

que les conditions de tests, le taux de perte de trames augmente rapidement et le débit de transmission se réduit à cause des collisions et des retransmissions (table 2).

Afin de bénéficier d'un usage optimal de la bande passante en ZigBee, nous devons choisir la sous-couche MAC idéale pour le transfert de données physiologiques. La table 2 permet de comparer les résultats observés avec les deux modes de transmission *Beacon-disabled*[4] et *Beacon-Enabled*[5] de la sous couche MAC de IEEE-802.15.4.

Dans cette expérimentation, la station de collecte TELOS-B joue le rôle de coordinateur PAN et les SHIMMER jouent le rôle de plates-formes découvrables. On observe dans la Table 2 un meilleur taux de réception de trames pour le mode *Beacon-Enabled*, et ce grâce aux créneaux temporels GTS dédiés pour chaque plate-forme SHIMMER qui se trouve dans la zone de collecte (Nb coureurs). Grâce aux créneaux GTS, ce mode est le plus adapté pour la transmission de données de haute priorité.

Nb coureurs	Perte de trames (%) Beacon-Disabled - Beacon-Enabled
1	20 - 13
2	35 - 15
3	51 - 16
4	60 - 15

Table 2 : Trafic réseau pour les modes *Beacon-Disabled* et *Beacon-Enabled* de 802.15.4

Plusieurs autres modèles de couches MAC (IEEE-802.15.4) ont été proposés dans la littérature. Ces modèles proposent des optimisations en énergie, en mode de transmission, etc [90, 91]. Cependant aucune implémentation n'a été réalisée pour les objets communicants jusqu'à présent, sauf dans [92] et [93].

Observations pour Bluetooth

La portée du Bluetooth dépend de la classe des deux équipements interconnectés : environ 100 mètres en classe 1, 10 à 20 mètres en classe 2, jusqu'à 3 mètres en classe 3.

Le débit théorique est de 1 Mbps en version 1.0 et 3 Mbps environ en version 2.0 [33]. Cependant, la vitesse du bus USART de la plate-forme SHIMMER reliant le composant d'acquisition (ADC) au composant Bluetooth (WML-C46) est par défaut 115 kbaud (valeur recommandée par le constructeur). Par conséquent, le débit utile diminue de 3 Mbps à 750 kbps [77].

La technique de modulation des sauts de fréquences (frequency hopping) sur 79 canaux lui confère une bonne immunité par rapport aux réseaux WiFi qui utilisent les mêmes plages de fréquences de 2400 à 2483,5 MHz. Cependant la durée d'association entre deux appareils ainsi que le parcours

4. Si le mode *beacon-disabled* est activé, la sous couche MAC du composant ZigBee solicite seulement la période CAP. Cette période nécessite l'utilisation de l'algorithme CSMA/CA sans activation de la partie créneaux dédiés CFP. Les nœuds qui transmettent simultanément leurs données vers une station de base, emploient les mécanismes CCA *(Clear Channel Assessement)* et BE *(Back-Off Exponential)* afin d'éviter les collisions lorsque cela est possible. Ces mécanismes exécutent respectivement l'évaluation du canal radio CCA et la mise en attente du composant radio quand le canal est occupé BE.

5. Si le mode facultatif *beacon-enabled* est activé alors la période CFP est utilisée. Le mode *beacon-enabled* est fortement semblable au mode de transmission TDMA (*Time Division Multiple Access*). Durant cette période, les données sont transmises dans des créneaux GTS (*Guaranteed Time Slots*). La période CFP est sub-divisés en 7 créneaux temporels. Ces créneaux sont attribués aux nœuds choisis lors de la transmission que ce soit pour la transmission t-GTS ou réception r-GTS.

des 79 canaux de Bluetooth prend une dizaine de secondes. Ce temps est suffisamment lent pour les applications nécessitant des courtes durées d'association entre des objets fortement mobiles. Par ailleurs, il est intéressant d'apparier par Bluetooth différents objets communicants pour une durée longue, par exemple afin de former la partie «intra-BAN» d'un réseaux WBAN.

Observations pour Wi-Fi

Pour les réseaux Wi-Fi, nous avons effectué des tests de débits et de portée radio avec la variante IEEE-802.11b. Ces tests consistent à transmettre des rafales de paquets depuis un smartphone vers un serveur connecté à un point d'accès Wi-Fi. Sans mobilité, nous avons observé avec IEEE-802.11b un débit utile de 9 Mbps sur un débit de transmission brut de 11 Mbps.

Les tests de distances de contact ont été également effectués avec IEEE-802.11b dans un environnement ouvert. Nous avons observé une couverture pouvant atteindre 190 (+- 10) mètres par le point d'accès Wi-Fi déployé (c'est-à-dire 100 mètres de portée radio).

Nous avons observé un débit Wi-Fi dynamique lors de la mobilité de l'individu. Ce débit est de l'ordre de 1 Mbps sur les extrémités de la couverture réseau, c'est-à-dire que le coureur se positionne à 100 m du point d'accès. Plus l'individu se rapproche du point d'accès, plus le débit brut augmente jusqu'à atteindre 9 Mbps.

Observations pour les réseaux cellulaires

La couverture radio des réseaux cellulaires varient de 200 mètres pour les pico-cellules de LTE, jusqu'à environ 10 km de portée radio pour les premières générations des réseaux de télécommunication (GSM, GPRS, EDGE), en passant par 2 km pour les micro-cellules de la 3G. Il est difficile d'effectuer des tests de débits réels qui exploitent au maximum ces réseaux d'infrastructure administrés uniquement par des opérateurs téléphoniques. Par contre, on peut se contenter de certaines statistiques fournies par des testeurs de réseaux pour smartphones, comme [6]. Ces statistiques donnent un débit descendant pouvant atteindre une moyenne de 1 Mbps pour la 3G. Sachant que ce qui nous intéresse dans nos expérimentations est le débit montant, dans ce cas, chaque opérateur impose ses limitations selon le coût et la charge du réseau. Dans certains cas le débit montant atteint à peine 100 kbps.

Observation pour certains composants matériels

Dans le développement embarqué, le fait d'avoir été confrontés à l'utilisation des composants radios, SPI bus, serial UART, micro-contrôleur nous a permis de mieux comprendre certains aspects de ces composants, ainsi que les contraintes liées à leur exploitation. En effet, les technologies utilisées lors de nos tests sont bien définies dans leurs spécifications, RFC et rapports techniques. Cependant ces technologies présentent plusieurs contraintes dans leurs performances. Par exemple, nous avons cité dans les performances du Bluetooth le goulot d'étranglement causé par un mauvais paramétrage de bus UART des plates-formes SHIMMER et TELOS-B. La réduction du débit utile est une conséquence de ce goulot d'étranglement.

L'objectif de basse consommation de ressources des réseaux de capteurs en général, ou TELOS-B et SHIMMER en particulier oblige les constructeurs à fournir des configurations minimales des composants. Par défaut, les configurations de composants ne permettent pas une utilisation efficace des ressources. Parmi les configurations importantes en paramétrage des composants on peut citer

6. http://testmyiphone.com/stats

la fréquence du micro-contrôleur, initialement fixée à 4 MHz, cette fréquence peut être augmentée à 8 MHz. La vitesse du bus SPI et le baud-rate du bus UART peuvent également être augmentés, voire même doublés. Cependant les constructeurs de composants déconseillent d'atteindre une configuration maximale des composants, au risque d'une dégradation totale du système.

Ces contraintes obligent le développeur d'applications embarquées à fournir davantage d'efforts afin d'adapter la configuration des composants selon les besoins de l'application. Dans le meilleur des cas, cela consiste uniquement à paramétrer au niveau le plus bas les composants. Dans le pire des cas, il est dans l'obligation de modifier certains objectifs de son application.

III.4.2 Déploiement des stations de collecte

Estimation pour un déploiement en ZigBee

Nous proposons une estimation pour le déploiement de stations de base de type TELOS-B dans la course marathon pour assurer une communication épisodique entre les plates-formes portées par les coureurs et ces stations de base. Pour cela nous faisons d'abord une analyse de l'existant en nous basant sur nos observations, et sur quelques hypothèses.

Pour obtenir un tracé ECG de bonne qualité, la fréquence d'échantillonnage pour capteurs ECG devrait dépasser les 400 Hz. Nous avons opté pour une fréquence de 500 Hz. Sachant que le convertisseur ADC de la plate-forme de capteur produit 12 bit de données par échantillon, et que pour l'ECG nous avons besoin d'au minimum 2 canaux (LALL-RALL), le débit de production en sortie de notre plate-forme est de 12 kbps = 12 (bit) * 2 * 500 (Hz).

Le débit utile en ZigBee correspond à 80 % du débit de transmission brut (250 kbps), ce qui donne une estimation d'environ 200 kbps de débit utile entre une plate-forme SHIMMER et la station de base TELOS-B. Avec un tel débit, la ratio entre le volume de données stockées et de données transférées durant un contact radio ne devrait pas dépasser un facteur de 16 (200 / 12). Ce facteur définit également le nombre de coureurs supportés par une station de base.

Rappelons que le coureur dans un marathon se déplace à une vitesse minimale d'environ 2 m/s. Ce dernier devrait donc parcourir la zone de collecte en 100 s environ.

Selon nos observations faites avec les deux plates-formes SHIMMER et TELOS-B, la couverture radio pour ZigBee peut atteindre les 200 mètres (+- 10 mètres), dans des conditions idéales (sans obstacles). Par conséquent, pour transférer la totalité des données de la course vers le centre de suivi médical, on devrait déployer une station de base tous les 3 kilomètres (16 * 200 = 3200 mètres) pour un seul coureur.

Pour laisser une marge d'erreur dans notre prochaine expérimentation, supposons un déploiement d'une station de base chaque kilomètre. Dans ce cas, le temps de parcours entre deux stations de base est de 500 s. En considérant un débit de production de 12 kbps, la plate-forme de capteur devrait transférer 6 Mb de données stockées vers la station de base. Avec un débit utile de 200 kbps pour ZigBee, il faudrait seulement 30 secondes à un coureur pour transférer les 6 Mb données vers la station de base.

Pour un canal ZigBee, une station de base pourrait donc supporter plus de trois coureurs sur les 100 s (200 mètres) de passage. Ce qui laisse le temps pour la production de nouveaux paquets de données à transférer durant le reste du passage (100 s) avec un débit de 12 kbps.

Estimation pour un déploiement en Wi-Fi

Nous reprenons le même raisonnement que dans ZigBee afin de proposer une estimation sur le nombre de coureurs supportés par une station de collecte Wi-Fi. Une plate-forme de capteurs produit un flux de 12 kbps de signal ECG. Le flux de données est transféré en continu depuis la plate-forme de capteur vers un smartphone à travers Bluetooth. L'objectif cette fois-ci est de réaliser une collecte opportuniste grâce au smartphone et à travers des stations de base Wi-Fi.

Nous avons observé que le protocole Wi-Fi (IEEE-802.11b) supporte un débit utile de 9 Mbps, et une couverture radio d'environ 200 mètres. En considérant un déploiement d'une station de base à chaque kilomètre, une station de collecte Wi-Fi pourrait collecter les 6 Mb de données en une fraction de seconde (6 / 9 = 0.66 sec). Ce qui laisse le temps pour la production de nouveaux paquets de données à transférer durant le reste du passage (environ 100 s).

Avec une fraction de seconde de transfert de données à travers une station de base Wi-Fi, cette dernière pourrait donc supporter plus de 100 coureurs en même temps sur les 100 secondes de passage.

Remarque

– La compression permet de réduire le débit de production des plates-formes de capteurs. Si le taux de compression est de 50%, alors le débit de production passe de 12 à 6 kbps. Avec ce taux de compression, on peut doubler soit le nombre de coureurs supportés par une station de base (par exemple de 16 à 32 coureurs pour ZigBee), soit la distance de déploiement entre deux stations de base (en passant de 1 km à 2 km).

III.4.3 Architectures et protocoles envisageables

a) En aval des stations de collecte

Parmi les moyens actuels pour transférer les données depuis des stations de base vers les centres médicaux, citons les réseaux d'infrastructure IP, par exemple les lignes DSL, des liaisons spécialisées et des réseaux Wi-Fi communautaires. On peut également s'appuyer sur les infrastructures cellulaires GPRS/UMTS/LTE qui proposent des débits de transmission de plus en plus grands. L'inconvénient avec ADSL et les réseaux cellulaires est que les débits ne sont élevés que dans le sens descendants (*Down-Link*), les débits montants (*Up-Link*) occupant seulement une partie réduite du débit total.

Protocoles de la couche transport de données L'utilisation de la pile de protocoles IP est souvent contrôlée par les opérateurs de télécommunication. En effet, certains opérateurs imposent des restrictions de services par filtrage en fonction des numéros de ports TCP et UDP. La majorité des services des deux modes de la couche de transport sont activés pour l'ADSL. Pour la 3G, nous avons effectué nos tests avec l'opérateur FREE, et seuls certains services du mode de transport TCP sont activés pour cet opérateur.

En conséquence, deux versions de collecte de données utilisant la pile de protocoles IP sont envisageables. Une première version s'appuie sur la couche de transport TCP. Dans ce cas, il est nécessaire de gérer des sessions parallèles TCP au niveau du serveur de collecte. Une deuxième version est également envisageable, elle s'appuie sur la couche de transport UDP. Dans ce cas, il est nécessaire d'implémenter des routines supplémentaires afin de gérer la fiabilité de transmission par des accusés de réception.

Contrairement à UDP, l'avantage de TCP est que ce dernier permet une transmission fiable de données. Cette fiabilité est le résultat des mécanismes propres à TCP. Parmi ces mécanismes on peut citer la gestion automatique des accusés de réception, la gestion des *timeout*, l'anticipation afin d'optimiser le trafic de données, etc.

b) En amont des stations de collecte

Mode ad hoc ou mode infrastructure En fonction du type d'objets communicants utilisés et de la technologie radio embarquée, on peut distinguer trois architectures du réseau de collecte, à savoir :

- Le mode infrastructure : il s'appuie sur une communication centralisée, en un saut depuis les objets portés par les coureurs vers la station de collecte. La station de base peut également jouer le rôle d'une passerelle vers des réseaux externes tels que l'ADSL (*hotspot*), le réseau LAN, etc. Le mode *managed* de Wi-Fi implémente le mode infrastructure dans un WLAN. Dans le scénario marathon, ce mode peut représenter le fonctionnement d'une station de base déployée.
- Le mode ad hoc (continu ou discontinu) : dans ce mode, chaque objet se situant sur la portée radio d'un autre peut communiquer directement, sans passer par une station de base. Ce mode de communication est généralement utilisé pour remplacer le mode infrastructure en cas d'absence de ce dernier. La variante *ad hoc* de Wi-Fi implémente également ce mode. Plusieurs protocoles de routage on été réalisés dans le cadre de la communication dans les réseaux *ad hoc* continus (AODV, OSPF...), ou discontinus dans le cadre de la communication opportuniste.
- Le mode hybride : permet d'utiliser les deux modes précédents. Il s'appuie sur des réseaux d'infrastructure pour les stations de base et en avae, et sur une communication ad hoc (MANET continu ou discontinu) en amont des stations de collecte. Dans le scénario marathon, ce mode pourrait apporter une solution pour élargir le périmètre de la collecte.

Protocoles de la couche transport de données Contrairement au mode de transmission imposé parfois par les opérateurs en aval des stations de collecte, nous pouvons utiliser indifféremment TCP ou UDP en amont. En effet, les opérateurs n'interviennent pas dans cette partie du réseau local. Si la technologie de transmission utilisée s'appuie sur la couche réseau IP, la seule contrainte à gérer est l'attribution et le maintien des adresses IP des terminaux de chaque coureur.

Protocoles de découverte de voisinage DHCP (*Dynamic Host Configuration Protocol*) est un protocole d'attribution d'adresses IP dans un réseau. Le même protocole est utilisé par les opérateurs sur leurs réseaux d'accès (ADSL, UMTS) pour permettre après une authentification de s'associer à un réseau. Ce protocole permet d'attribuer et de gérer entre autres des adresses IP statiques et dynamiques après une phase de connexion. Il serait donc intéressant d'intégrer ce protocole dans le processus de découverte des objets communicants portés par des coureurs et traversant la zone de collecte.

Discussion

Nous avons introduit dans ce chapitre notre scénario de référence pour la collecte opportuniste de données physiologiques. Nous avons extrait quelques contraintes médicales et techniques liées à sa réalisation dans des conditions réelles. Afin de déployer l'application médicale qui exécute ce scénario, nous avons effectué une analyse des différentes architectures et moyens à utiliser pour réaliser ce déploiement.

Comme conclusion à cette analyse, nous proposons deux alternatives du scénario pour tester les performances et la fiabilité des liens de collectes. Une première alternative propose une solution de collecte impliquent uniquement l'utilisation des plates-formes de capteurs comme objets communicants et s'appuie sur les liens de collectes en ZigBee. Une seconde alternative propose une solution qui implique en outre des smartphones et s'appuie sur des liens de collectes en Wi-Fi et en 3G.

Dans les chapitres suivants, nous présentons les implémentations des démonstrateurs des solutions de collectes proposées. Nous avons testé ces démonstrateurs à travers différentes expérimentations. Pour cela, des activités sportives (courses) ont été réalisées dans des environnements en extérieur, avec de multiples contraintes (interférences radio, obstacles, saturation du réseau, forte mobilité, etc.). Les résultats d'expérimentation qui nous présentons illustrent les capacités de nos objets communicants à pouvoir supporter les solutions de collecte opportuniste.

Chapitre IV

Expérimentation avec une architecture exploitant des transmissions ZigBee

Sommaire

IV.1 Architecture générale 70
IV.2 Protocole de collecte de données 71
IV.2.1 Production et stockage de données 71
IV.2.2 Transmission de données 72
IV.3 Expérimentation et évaluation 75
IV.3.1 Conditions expérimentales 75
IV.3.2 Interprétation des résultats 76
IV.4 Discussion 78

Introduction

Nous nous intéressons dans ce chapitre à une approche dans laquelle la transmission de données entre coureurs et stations de base placées en bord de route s'effectue à l'aide de liaisons ZigBee. Cette approche présente l'avantage de pouvoir être mise en œuvre à faible coût, puisque les capteurs portés par les coureurs sont dotés de transceivers ZigBee et peuvent donc communiquer directement avec les stations de base.

Nous décrivons dans les grandes lignes le protocole qu'il nous a fallu développer afin d'assurer les communications dans ce contexte. Nous présentons ensuite les résultats d'une campagne d'expérimentation qui a été menée afin d'évaluer la viabilité de cette approche.

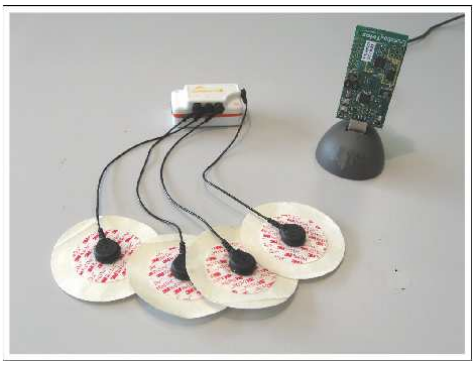


Figure IV.1: Plates-formes sélectionnées (SHIMMER , TELOS-B)

IV.1 Architecture générale

Dans cette partie, nous présentons l'architecture de notre solution reposant sur des transmissions ZigBee. Une application embarquée sur des plates-formes SHIMMER a été développée avec le langage NesC du système TinyOS. La technologie ZigBee (IEEE-802.15.4) semble avoir un avenir prometteur dans les multiples applications médicales mobiles, car elle consomme peu de ressources en énergie (entre 20 et 30 mW pour le transfert d'une trame).

Selon les différents travaux actuels, le mode *beacon-enabled* (s'inspirant du modèle TDMA) est le plus adapté pour transférer des données critiques tout en augmentant les performances du trafic réseau. Son utilisation est donc interessante pour transmettre des données physiologiques, comme dans notre cas.

La figure IV.1 illustre les objets mobiles communicants utilisés durant cette solution, à savoir :

a- Les plates-formes de capteurs (SHIMMER)

Les coureurs sont équipés de capteurs SHIMMER (configuration à 3 *leads*) durant la course afin d'effectuer l'acquisition de leurs paramètres cardiaques (ECG) en flux continu. L'application qui s'exécute sur le capteur a été développé grâce au langage NesC. On verra dans ce qui suit les caractéristiques de ce code.

b- Les stations de base (TELOS-B)

Plusieurs stations de base TELOS-B (Crossbow) sont installées tout au long du parcours de la course afin d'assurer la collecte de données en mode DTN. Rappelons que les plates-formes TELOS-B sont dotés de transceivers ZigBee. Un programme codé en NesC s'exécute sur les TELOS-B pour la coordination au niveau MAC des plates-formes SHIMMER situées dans la zone de collecte. Il permet également d'exécuter les routines de réception des *bundles* (paquets contenant un en-tête et une charge utile de données ECG), et de réémission de ces *bundles* par lien USB vers des ordinateurs portables de type Netbook.

c- Le centre de suivi (Netbook)

Pour simplifier notre expérimentation, nous avons seulement considéré la partie en amont des stations de base. Pour cela, nous avons directement relié les stations de base à des *netbooks* et assuré

la présence de professionnels de la médecine de sport. Ces derniers effectuent le suivi des données reçues directement au niveau du *netbook*.

Il existe plusieurs moyens et outils qui permettent aux professionnels de la santé de visualiser les données reçues. On peut citer de simples les traceurs de courbes tel que Gnuplot [1] qui permettent un tracé rapide de courbes ECG, ou bien des outils et *frameworks* graphiques avancés tels que Labview [2], Raphael [3], Octave [94], etc. L'intégration de ces *frameworks* dans des applications Web ou standards est facile.

IV.2 Protocole de collecte de données

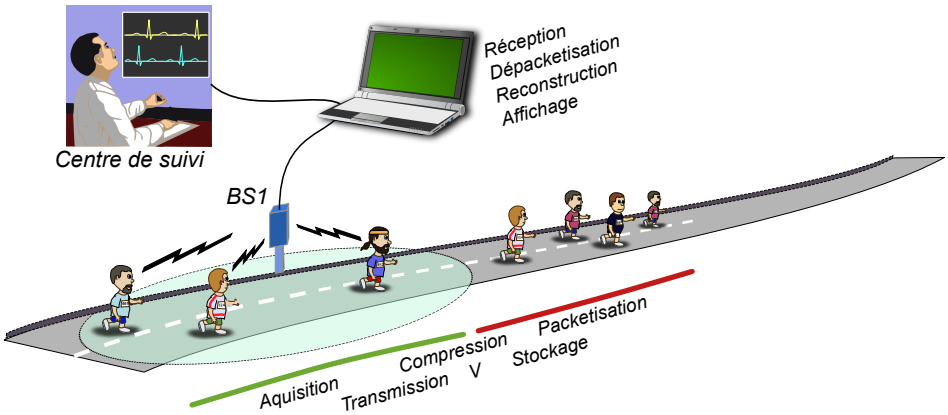


Figure IV.2: Architecture de la solution option ZigBee

IV.2.1 Production et stockage de données

Nous présentons dans cette partie les différentes étapes que subissent les flux de données, dans l'ordre qui suit :

1- Acquisition de données dont les caractéristiques (résolution, fréquence) sont présentées dans la table 8.

2- Compression effectuée à la volée après l'acquisition via un algorithme de compression sans perte DPCM. Cet algorithme s'appuie sur un codage différentiel. Lors de la création des *bundles*, il transforme les données ECG par différences entre les données successives. La différence, négative ou positive, entre les enregistrements LALL et RALL successifs est calculée en se basant sur le premier enregistrement gardé non compressé. Cette différence s'exprime sur 6 bits au lieu de 12 bits, ce qui donne un taux de compression de 50%.

3- Packetisation création de *bundles* compressés et mise en trames. Sachant qu'une trame ZigBee contient une taille de 124 octets, ces *bundles* occupent une charge utile de 80 octets. Le reste des

1. http://www.gnuplot.info/
2. http://biomobius.trilcentre.org
3. http://raphaeljs.com/

Fréquence - Débit	500 Hz - 200 kbps
Résolution	2 canaux ADC (LALL, RALL) à 12 bit chacun
Débit prod / Débit total	12 kbps / 200 kpbs
Ratio données stockées et transmises durant un contact	200 / 12 = 16
Déploiement des TELOS-B	1 station de base tous les 3200 mètres environ
Taille du bundle (paquet en octets)	14 (En-tête TinyOS) + 80 (charge utile) + 34 (compression, timestamps, ID) = 128
MAC	Beacon-Enabled : T (interval de balise) = 5 sec, Période Tcap = 400 ms
Compression	Codage différentielle avec un taux de compression de 50%
Débit (compression)	6 kbps

Table 8 : Paramètrage et configuration de la solution option ZigBee

données de la trame représentent l'en-tête ZigBee et les méta-informations (*timestamps*, compression, identificateur du SHIMMER...).

4- Stockage enregistrement des *bundles* dans la carte mémoire SD du SHIMMER.

IV.2.2 Transmission de données

Le mode *Beacon-enabled* de IEEE-802.15.4 a été utilisé pour la communication entre le SHIMMER et le TELOS-B. Lors du passage d'un coureur auprès d'une station, un maximum de *bundles* (stockés ou en cours de production) doit être transféré depuis le SHIMMER vers le TELOS-B. Par ailleurs, les *bundles* sont transférés suivant l'ordre chronologique décroissant (du plus récent au plus ancien). Ainsi, cet ordre de transfert avantage le suivi des derniers *bundles* produits. La suite du cycle de vie des données est :

5- Transmission Le mode *Beacon-enabled* permet la diffusion périodique de trames balises par les stations de base. Ces trames balises permettent à la station de base de se faire détecter par les SHIMMER portés par les coureurs se trouvant dans la zone de collecte. Nous avons fixé cet interval de temps entre deux balises à 5 secondes (*beacon interframe*). Avec cet interval, les coureurs auront suffisamment de temps pour détecter les trames balises durant le temps de passage dans la zone de collecte (estimé à une centaine de secondes). Cet interval délimite une fenêtre de transmission à partager entre les SHIMMER. Durant cette fenêtre, chaque SHIMMER se voit octroyer un ensemble de créneaux temporels (GTS) pour pouvoir transférer ses *bundles*. Le mode de transfert *Beacon-enabled* permet ainsi d'éviter les collisions qui pourraient résulter d'un transfert simultané de *bundles* entre SHIMMER.

Des mécanismes d'accusés de réception (ACK) au niveau MAC sont employés afin d'assurer la fiabilité de la transmission. Ces mécanismes servent aussi à synchroniser le transfert entres différents *bundles* au sein d'une plate-forme, et à gérer les retransmissions. Une fois qu'un bundle X est trans-

féré, un timer active un *timeout* pour ce *bundle*. Par ailleurs, si aucun accusé de réception n'a été reçu pour le *bundle* X durant ce *timeout*, le protocole transfert de nouveau le même *bundle* X. Ce processus est itératif jusqu'à la réception de l'ACK du *bundle* concerné. Une fois que l'ACK du *bundle* X est reçu, le protocole enchaîne avec le bundle suivant, et ainsi de suite.

Remarque :

La totalité des *bundles* transmis ou non sont stockés dans la mémoire SD (de 2 Go) du SHIMMER. Avec cette capacité de stockage, il n'est pas nécessaire d'employer de stratégies d'optimisation de mémoire dans notre application.

6- Réception des *bundles* Les stations de collecte sont considérées comme des coordinateurs sans fil, elles gèrent la réception des *bundles* des différents SHIMMER traversant leurs zones de collectes. La table 8 indique que chaque *bundle* empaqueté dans une trame 802.15.4 inclut un identifiant de la source (coureur). Sachant que les plates-formes utilisées n'intègrent pas de date système pour se synchroniser, les *timers* sont les seuls moyens pour étiqueter les *bundles.* L'étiquette temporelle (*timestamp*) définit le premier couple LALL, RALL du *bundle*. Cette dernière est insérée dans les méta-informations du *bundle*.

Remarque :

Quand un *bundle* est transféré à une station de base, son étiquette temporelle contient une indication de la durée écoulée entre sa création et son émission (insérée dans les méta-informations du *bundle*). Une fois ce *bundle* reçu au niveau du serveur, la date exacte de la création du *bundle* est calculée pour le premier tuple LALL, RALL. Ceci est effectué à l'aide de l'heure système locale de la station de base, et de cette étiquette (*timestamp*).

7- Reconstruction Le processus de décompression est exécuté une fois le *bundle* reçu. Les enregistrements LALL et RALL sont recalculés en se basant sur le premier enregistrement gardé non compressé dans les méta-informations, ainsi que sur la différence entre les valeurs successives (LALL, RALL) du signal ECG.

A partir de la date de création du *bundle* et de la fréquence d'échantillonnage, on peut calculer la date exacte de chaque tuple LALL, RALL du *bundle*. Ainsi, une fois que tous les triplés «*timestamp*, LALL, RALL» sont recalculés, il ne reste qu'à visualiser chaque triplet grâce aux outils standards de tracés graphiques.

8- Visualisation La figure IV.3 montre un extrait du tracé ECG qui a été collecté à partir d'un des capteurs volontaires pour la course. L'abscisse représente la datation et l'ordonnée représente le voltage qui exprime les deux dérivations (LALL, RALL). Bien que le flux de données soit selon les avis des cardiologues exploitable, nous pensons qu'il aurait été intéressant de filtrer le signal pour une meilleure qualité.

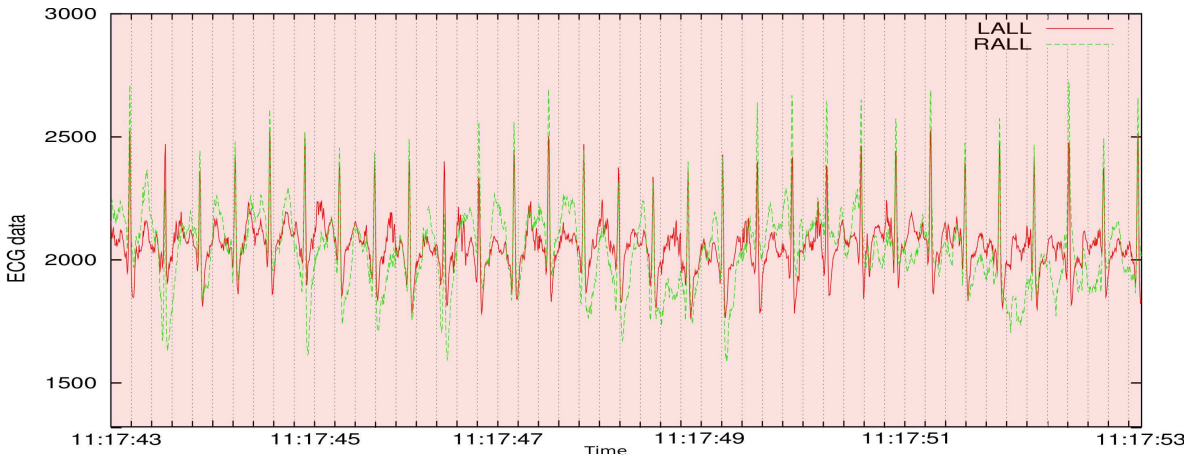
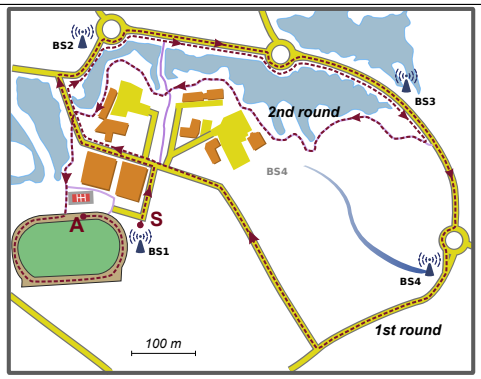


Figure IV.3: Exemple de tracé ECG d'un coureur durant la course.

IV.3 Expérimentation et évaluation

IV.3.1 Conditions expérimentales

L'objectif de notre expérimentation était de réaliser une course à petite échelle. Pour cela, nous avons déployé notre système lors des olympiades Rennes-Atalante qui se sont tenues sur le campus de Ker Lann le 3 octobre 2011. Dans une course de 3.9 km, trois volontaires ont été équipés de plates-formes SHIMMER avec capteurs ECG. Quatre stations de base ZigBee bâties sur un couple TELOS-B et un ordinateur portable ont été déployées tous les 500 m le long du parcours (BS1..BS4, Figure IV.4).



(a) Circuit de la course Rennes-Atalante (Bruz, France)

(b) Volontaire équipé d'une plate-forme Shimmer

(c) Déploiement d'une station de collecte ZigBee

(d) Passage de coureurs et réception de données par lien ZigBee

Figure IV.4 : Expérimentation de la solution "option ZigBee"

Suivant l'estimation effectuée pour un déploiement en ZigBee dans le chapitre III, si on effectue une course avec 3 coureurs, et avec un déploiement d'une station de base chaque kilomètre, et une compression de 50%, nous devrions collecter en théorie 100 % des données produites par les plates-formes. Ainsi, les résultats de l'expérimentation vont nous confirmer ou infirmer cette estimation.

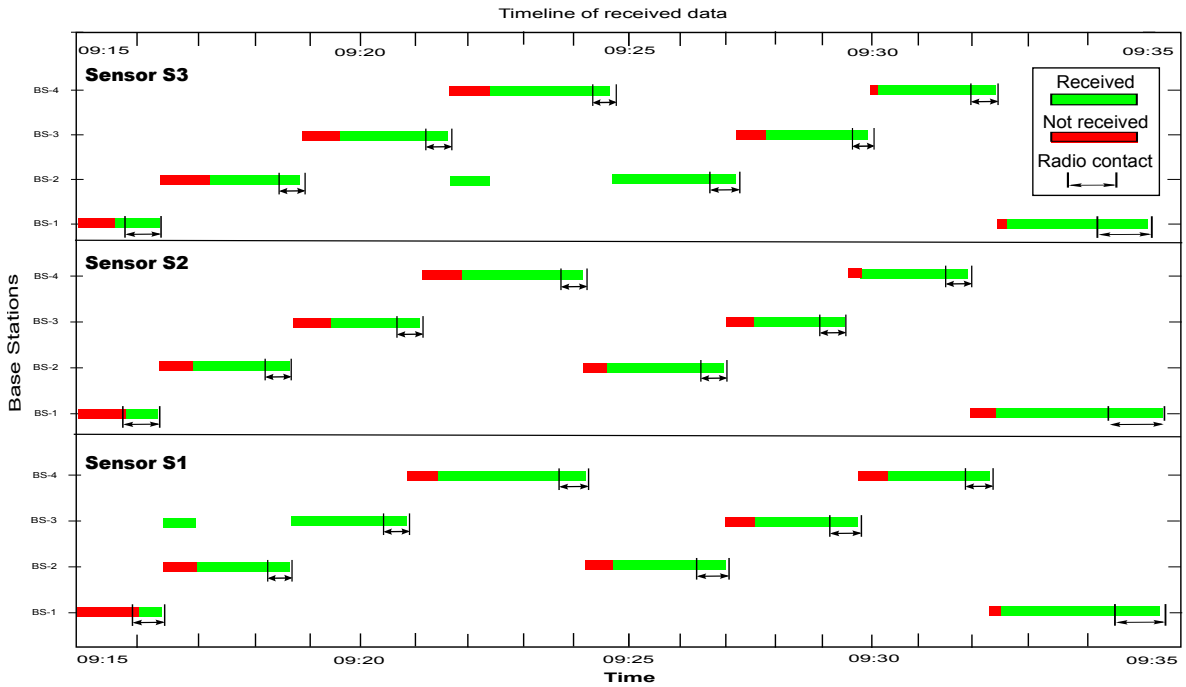


Figure IV.4

Figure IV.5 Chronologie des contacts radio et de transmission de données

IV.3.2 Interprétation des résultats

Dans l'expérimetation de Rennes-Atalante, les trois coureurs ont couvert les 3,9 km en environ 22 minutes. Chaque capteur a produit 2,5 Mo de données ECG. Notre première motivation était d'observer si les *bundles* de données produits par chaque capteur pouvait effectivement être transmis lors des contacts radio entre les capteurs et les stations de base.

La figure IV.5 illustre la chronologie des transmissions de *bundles* entre les trois capteurs (de S1 à S3) et les quatre stations de base (de BS-1 à BS-4). En outre, la figure montre la durée des contacts radio lorsque chaque capteur traverse la zone d'une station de base (flèches), et le nombre de *bundles* transférés à cette station durant ce contact.

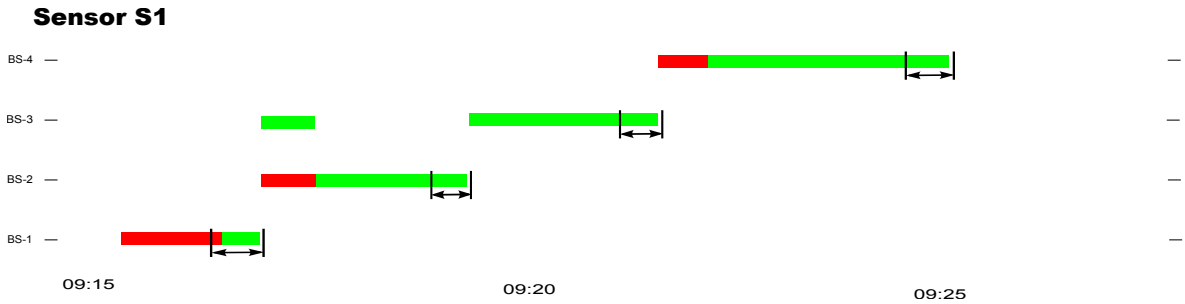


Figure IV.5 (1) Chronologie des contacts radio et de transmission de données

Ainsi, dans la partie Figure IV.5 (1) un contact radio a été établi entre S1 et BS-1 entre 09h15m55s et 09h16m22s. On constate que durant ce contact de 27 secondes, seulement une faible quantité de

données a été transférée à partir de S1 vers la borne BS-1. Aucune des données acquises durant ce contact n'a été transmise à la borne BS-1. Environ deux minutes plus tard, S1 a établi un contact radio avec BS-2. Pendant ce contact, 82% des données produites ont été transférées.

Le contact suivant a été établi entre S1 et BS-3. Durant ce contact, S1 a réussi à transférer sur BS-3 toutes les données qu'il avait produites depuis son contact avec BS-2. En outre, S1 a notamment réussi a transférer 17% des données qu'il avait omis de transmettre à BS-2.

	Réception (S-1 S-2 S-3)	Durée de contact	Distance de contact
BS-1	75% 74% 77%	30 sec	89m
BS-2	78% 76% 74%	17 sec	50m
BS-3	79% 76% 77%	16 sec	47m
BS-4	78% 84% 86%	16 sec	47m
Moyenne	78% 77% 79%	19 sec	58m

Table 10 : Moyennes des données transférées et durées de contact pendant la course

Comme la table 10 le résume, les durées de contact radio ont varié entre 11 secondes et 48 secondes. La moyenne du contact radio est de 19 secondes. Ce qui donne une distance moyenne de 58 mètres et une vitesse moyenne de course d'environ 3 m/s. À travers ces contacts radio, les capteurs ont réussi à transférer 79% de données aux stations de base. Les 21% des donnée restantes n'ont pas été perdues, car la totalité des données ont été stockées sur les cartes micro-SD des plates-formes SHIMMER. Les capteurs sont récupérés à la fin de la course pour un éventuel suivi de l'historique ECG des coureurs.

Les distances de contact mesurées lors des premiers tests expriment bien le meilleur cas d'utilisation, c-à-d 200 m (+- 10 m). Les observations durant l'expérimentation donnent comme résultat un facteur de presque un demi (87 m / 200) dans les meilleurs des cas. Nous avons également observé que cela est essentiellement dû à la faible propagation radio ZigBee causée par la présence des coureurs. En effet, puisque la plate-forme SHIMMER est placée sur le torse du coureur, ce dernier entrave la communication une fois que la station de base se trouve derrière son dos. Le même cas est notamment observé lors du regroupement de plusieurs coureurs dans le trajet. Par conséquent, la propagation radio est fortement diminuée. Ce qui explique une importante réduction des *bundles* transférés au début de la course (Figure IV.4). Notons que nous avons équipé seulement 3 coureurs pour l'expérimentation parmi une trentaine qui ont participé à cette course.

Nous avons observé durant l'expérimentation que les débits observés (50 kbps) étaient nettement inférieurs aux débits estimés (200 kbps). Ce phénomène est essentiellement causé par les goulots d'étranglements des composants des plates-formes SHIMMER et TELOS-B (Bus UART et SPI). Passer à des équipements de types *dongles* ZigBee comme stations réceptrices pourrait être une solution au goulot d'étranglements. Contrairement à TELOS-B le circuit électronique du *dongle* ZigBee se compose principalement d'une liaison en série USB et d'un chip radio en ZigBee.

IV.4 Discussion

Nous avons décrit dans ce chapitre notre première solution de collecte opportuniste et nous l'avons testé dans une épreuve sportive. Cette première contribution implique seulement l'utilisation de plates-formes de capteurs, en l'occurrence SHIMMER et TELOS-B. La collecte opportuniste est assurée par un lien ZigBee utilisant le mode *Beacon-Enabled* de IEEE-802.15.4. Ce mode est le plus adapté pour le transfert de données de haute priorité et confirme donc les résultats de certains travaux actuels dans le domaine des réseaux de capteurs pour la santé. Le choix de ZigBee comme technologie de transmission se justifie par son faible coût et sa faible consommation en énergie. Son intégration dans les objets communicants en général et dans les plates-formes de capteurs en particulier est de plus en plus fréquente.

Les résultats d'expérimentation ont confirmé que la communication opportuniste permet d'effectuer un suivi de manière satisfaisante, et à faible coût, sans compromettre l'intégrité ni la valeur des données collectées. Cependant, ces résultats révèlent également la limite des plates-formes de capteurs en ressources de calcul et en transmission avec la technologie ZigBee.

Passage à l'échelle et estimation du coût de la solution

Pour estimer le coût de la solution, si l'on considère la moyenne des distances de contacts observés (58 mètres) et avec un débit de 50 kbps, et comme un marathon couvre 42,195 km, on devrait déployer alors 200 transceivers ZigBee (50 kbps / 12 kbps * 58 mètres) le long du parcours pour collecter la totalité des données d'un coureur.

Le coût d'une station de collecte composée d'un *dongle* ZigBee est de 20 Euros (au lieu des TELOS-B). Pour estimer le coût total de cette solution, nous rajoutons le nombre de plates-formes de capteurs à fournir dans le marathon. Par exemple, si on veut équiper une centaine de coureurs, le coût total du matériel est de l'ordre de 24 k€. Ceci inclut les plates-formes SHIMMER dont le coût est environ de 200 € par plate-forme.

Remédier aux contraintes des composants matériels

Les perspectives concernant cette solution peuvent se décliner sous différentes formes. Pour superviser des milliers de coureurs qui parcourent 42 km, des extensions matérielles sont nécessaires afin de pallier les problèmes de couverture réseau et de faibles débits de transmission observés pour ZigBee. Une des extensions consiste à multiplier le nombre de transceivers ZigBee à déployer dans un point de collecte, à travers l'utilisation de différents canaux ZigBee. En effet ZigBee permet d'exploiter 16 canaux distincts. Des améliorations logicielles et protocolaires sont également possibles pour augmenter les performance du système de collecte. Nous allons développer ce type d'extensions dans les chapitres suivants.

Une autre solution matérielle pour notre scénario est envisageable afin de fournir d'avantage de ressources en calcul et en transmission. Dans ce cadre, nous présentons dans le chapitre suivant notre deuxième solution plus avantageuse en termes de calcul et de transmission pour les applications médicales mobiles. La collecte opportuniste est assurée cette fois-ci par des liens Wi-Fi et UMTS, et ce grâce à l'inclusion des smartphones dans la chaîne de transmission.

Chapitre V

Expérimentation avec une architecture exploitant des transmissions Wi-Fi

Sommaire

V.1 Architecture générale 80
V.2 Protocole de collecte de données 81
V.2.1 Production et stockage de données 81
V.2.2 Transmission de données 86
V.3 Expérimentation et évaluation 90
V.3.1 Conditions expérimentales 90
V.3.2 Interprétation des résultats 91
V.4 Discussion 93

Introduction

Les résultats présentés dans le chapitre précédent ont montré qu'une approche impliquant des transmissions ZigBee entre capteurs et stations de base placées en bord de route n'est pas viable, et se traduit notamment par des pertes de données lors des contacts radio.

Dans ce chapitre nous considérons donc une approche alternative, qui met en jeu des transmissions Wi-Fi entre coureurs et stations de base. Les capteurs SHIMMER utilisés dans notre projet n'étant pas dotés de transceivers Wi-Fi, un nouvel équipement doit être porté par chaque coureur afin de jouer le rôle de relais entre le capteur et les stations. Ce nouvel équipement est un smartphone, qui reçoit les données du capteur via un lien Bluetooth et les traite avant de les renvoyer via Wi-Fi vers les stations de base.

Nous décrivons dans les grandes lignes les protocoles qu'il nous a fallu développer afin d'assurer dans ce contexte les communications sur les liens Bluetooth et Wi-Fi . Nous présentons ensuite les résultats d'une campagne d'expérimentation qui a été menée afin d'évaluer la viabilité de cette nouvelle approche.

V.1 Architecture générale

a- Plates-formes SHIMMER et smartphones

Dans cette solution, chaque plate-forme SHIMMER est associée à un smartphone HTC-Wildfire (figure V), auquel elle est appariée par Bluetooth. Une application embarquée est chargée sur chaque objet communicant. Outre le firmware qui s'exécute sur chaque plate-forme SHIMMER (voir annexe), nous avons développé une application Android en Java destinée aux smartphones [1]. Cette application reprend les mêmes fonctionnalités de la solution ZigBee.

b- Stations de base Wi-Fi

Pour assurer la collecte opportunistes de données, la solution se base par défaut sur les infrastructures Wi-Fi, et sur la 3G à la demande. L'accès à ces réseaux d'infrastructure s'effectue grâce à l'intégration des smartphones dans la chaîne de transmission.

Par conséquent, afin d'assurer le transfert des *bundle*s stockés dans la mémoire du smartphone, nous avons défini deux modes de collecte. Le premier mode utilise à la demande les réseaux cellulaires EDGE/UMTS pour le transfert des *bundles* vers le serveur distant. Le deuxième mode exploite les infrastructures Wi-Fi. Ces infrastructures sont soit déployées spécifiquement pour les besoins de tests, ou bien en exploitant des *Hotspots* Wi-Fi communautaires.

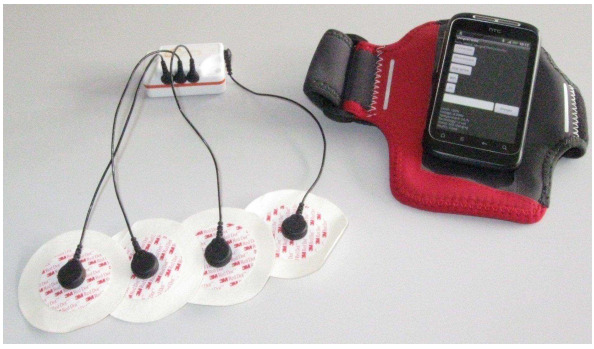


Figure V : Objets communicants pour la solution "option Wi-Fi"

c- Centre de suivi

Puisque cette solution s'appuie sur la couche réseau IP, elle se déploie facilement sur Internet. Contrairement à la première solution, il serait donc plus facile de propager les données collectées sur la partie aval du réseau (derrière les points d'accès). Cependant pour simplifier le déploiement du système dans nos expérimentations, le centre de suivi est représenté par de simples *netbooks* utilisés par les médecins pour effectuer le suivi, et ce pour le mode infrastructure Wi-Fi. Pour le mode infrastructure 3G, le centre de suivi est représenté par un serveur distant relié à Internet et se situant dans une DMZ.

1. Notre intérêt s'est porté sur le système Android, sur une plate-forme de type HTC-Wildfire. Pour le développement d'applications sous Android, plusieurs versions de SDK (*System Development Kit*) sont disponibles. La dernière version du SDK (4.0) permet de supporter en même temps un développement sur smartphones et tablettes tactiles.

V.2 Protocole de collecte de données

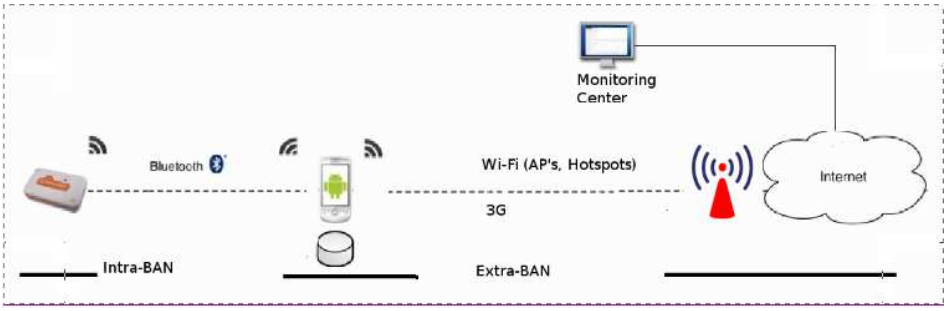


Figure V.1: Architecture de la solution “option Wi-Fi”

La figure V.1 illustre l’architecture de la solution Wi-Fi. Par analogie avec plates-formes WBAN, le smartphone représente le BAN-HEAD. La partie de communication en intra-BAN est représentée par un lien Bluetooth entre la plate-forme SHIMMER et le smartphone, alors que la partie de communication en extra-BAN est représentée par un lien Wi-Fi ou 3G avec les stations de base. Notons que pour les communications en intra-BAN et extra-BAN, les liens en pointillés expriment une tolérance aux discontinuités du réseau.

V.2.1 Production et stockage de données

1) Acquisition de données par les plates-formes SHIMMER Pour généraliser notre approche dans un réseau WBAN, nous avons délégué le contrôle des plates-formes SHIMMER à l’application du smartphone. Le code NesC qui s’exécute au niveau d’une plate-forme SHIMMER doit répondre aux ordres provenant de l’application du smartphone, et ce à travers les étapes suivantes :

- Après le démarrage de la plate-forme SHIMMER, le micro-code active le module Bluetooth.
- Le module Bluetooth du SHIMMER, configuré en mode découvrable et esclave, est en attente d’association.
- Une fois que les deux objets sont associés, le démarrage de l’acquisition de données est possible (bouton start acquisition de l’application Android).
- Possibilité de configuration de la fréquence d’acquisition du SHIMMER sélectionnée par l’application Android.
- Une fois que l’ordre de lancement de l’acquisition de données est reçu, le SHIMMER transfère le flux de données en continu (à travers le canal Bluetooth ACL / RFCOMM).

Le résumé du code NesC est présenté en partie annexe de ce mémoire (module SimpleECGc).

2) Application Java Android L’application Java que nous avons réalisée sous Android permet au smartphone de détecter dans son voisinage les plates-formes SHIMMER, de s’associer avec ces plates-formes, puis d’établir un canal ACL avec chacune d’entre elles pour transmettre un flux RFCOMM. À travers ce flux, on peut contrôler chaque plate-forme de capteur, la configurer par des commandes simples, et lancer l’acquisition de données. Le reste des fonctions de l’application Java pour Android, telles que la mise en *bundles* et la partie communication DTN, est illustré dans le diagramme suivant :

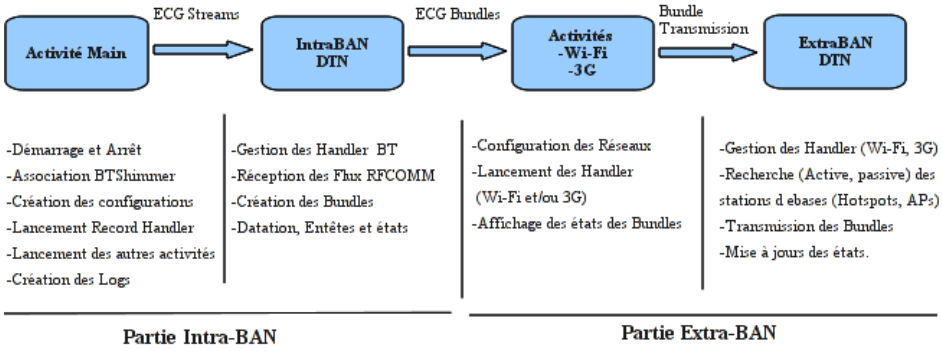


Figure V.2: Diagramme de transition des flux ECG

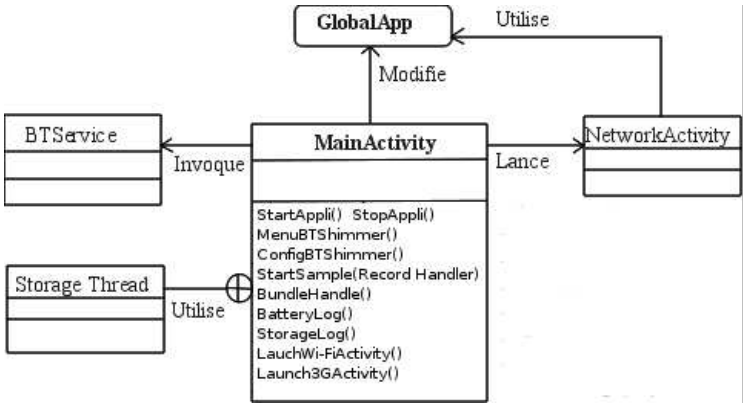


Figure V.3: Diagramme de classes de l'application Java Android

3) Activité Main L'activité [2] principale (Figure V.3) est le centre de gestion de notre application Android. Elle permet le déclenchement des services de liaison Bluetooth (*BTService*), le stockage des *bundle*s, ainsi que le lancement des activités *NetworkActivity* pour assurer la transmission opportuniste des *bundles* de données.

Une classe commune appelée *GlobalApp* relie les différentes activités et services de l'application. Cette classe contient un objet liste des *bundles* à gérer et à mettre à jour. Cette liste contient quatre champs qui caractérisent les *bundles* : 'état du *bundle*', 'timestamp', 'ID-capteur', 'fréquence'. Cette classe contient également des méthodes d'ajout, de modification et de suppression des *bundles* dans la liste.

2. Sous Android, une activité est une interface utilisateur visuelle qu'un programme Java exécute. Une activité se compose de plusieurs vues, telles que les boutons, les champs textes, les *scroll bars*, les menus, les combo-box, etc. Ces vues représentent les interactions des activités avec l'utilisateur. Quand un utilisateur clique sur un bouton (pour se connecter au réseau Wi-Fi par exemple), la méthode Java que l'activité correspondante s'exécute (par exemple association au point d'accès, obtention d'adresse IP...).

4) Le service Bluetooth Le service [3] Bluetooth est un moyen efficace pour maintenir une connectivité permanente et sécurisée entre différents appareils sous Android. L'organigramme présenté dans la Figure V.4 décrit les algorithmes d'association et de transfert de flux entre la plate-forme SHIMMER et l'application du smartphone. Notons que la réassociation lors d'une perte de connexion Bluetooth est possible. Cette réassociation s'effectue sans perte de donnée, car le SHIMMER permet de basculer vers le stockage une fois que le lien Bluetooth est inactif.

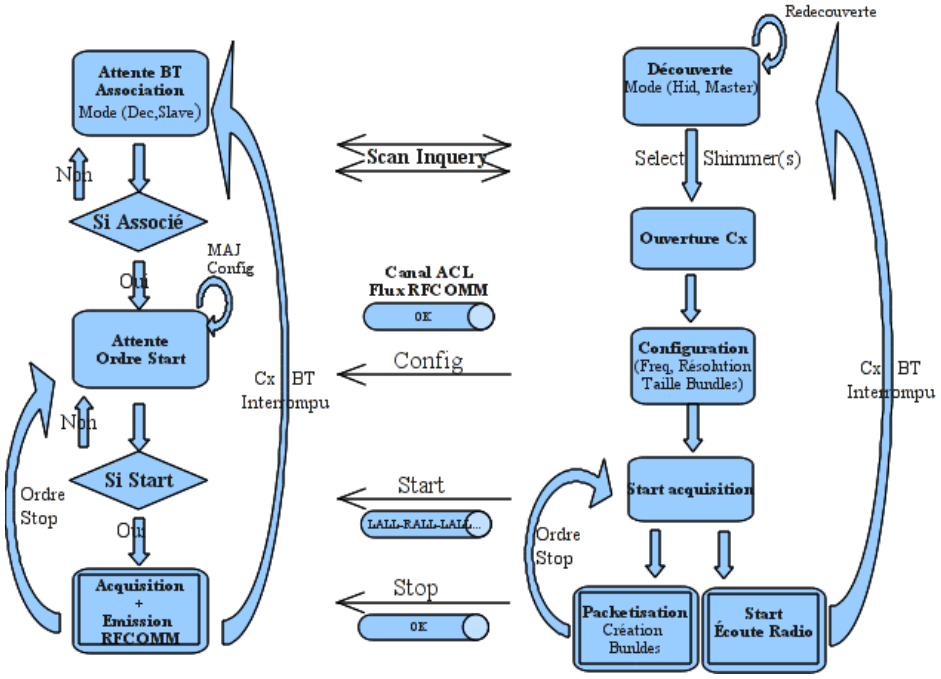


Figure V.4: Gestion du service Bluetooth, SHIMMER (à gauche) et smartphone (à droite)

La classe *BTService* de notre application est responsable de la configuration et du lancement d'une connexion Bluetooth avec la plate-forme SHIMMER sélectionnée. Une fois que le scan du voisinage réseau est réalisé, *BTService* établit un canal ACL sur un flux RFCOMM entre la plate-forme SHIMMER sélectionnée (à travers un menu) et le smartphone.

Une fois que les deux appareils sont associés, l'application du smartphone permet de configurer la fréquence d'échantillonnage, la résolution au niveau de la plate-forme SHIMMER, ainsi que la taille des *bundles,* avant de lancer l'acquisition et la production des *bundles*.

L'implémentation de ce service Bluetooth est représentée par l'ensemble de classes du diagramme présenté dans la figure V.5.

3. Sous Android, un service est un composant qui s'exécute en tâche de fond, sans interface utilisateur. Il peut être créé localement et ne supporte pas l'invocation par d'autres applications externes. Les services sont lancés par une activité, à travers des *Threads* Java. Un exemple typique d'utilisation de service est le transfert de données via différents types réseaux (3G, Wi-Fi ou Bluetooth). Ce type de service réside en mémoire en attendant son invocation.

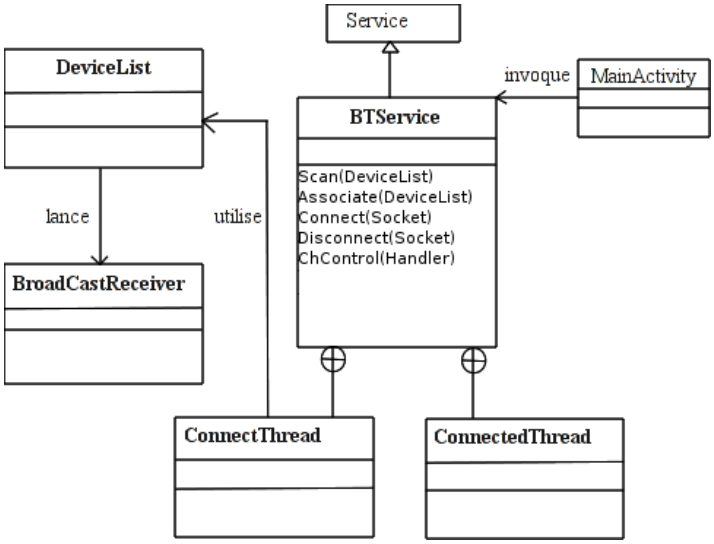


Figure V.5: Diagramme de classes du service Bluetooth

Une caractéristique importante des services sous Android est qu'ils continuent à fonctionner en tâche de fond, même si l'application est en attente de messages. Comme *BTService* doit pouvoir gérer en continu une connexion Bluetooth, il est donc intéressant d'implémenter cette partie comme un service.

L'activité principale *MainActivity* démarre le *BTService* dès le lancement de l'application. Pour cela, cette activité appelle la méthode *MenuBTShimmer*() en fournissant un *Intent* contenant les états nécessaires pour Bluetooth. Après une recherche active à travers un menu, l'activité principale récupère l'identifiant de la plate-forme SHIMMER sélectionnée, à l'aide de la classe *DeviceList*. Le thread *ConnectThread* reçoit comme paramètre l'*Intent* et l'adresse la plate-forme SHIMMER sélectionnée afin de lancer un *BroadcastReceiver*[4]. Ce dernier exécute cet *Intent* et établit une connexion Bluetooth avec la plate-forme SHIMMER.

Le *thread ConnectedThread* gère la liaison avec la plate-forme à travers le flux RFCOMM. Il permet l'envoi de commandes, et redirige les données vers l'application principale pour le stockage et la transmission.

5) Production des *Bundle*s Chaque *bundle* est constitué d'un en-tête et d'une charge utile. L'en-tête comprend l'identifiant de la plate-forme et un horodatage. La charge utile est simplement constituée d'un tableau d'octets qui contient la suite des valeurs LALL, RALL acquises capteur ECG.

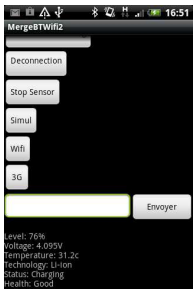
Le flux de données récupéré par *BtService* est passé à l'objet principal, pour la mise en *bundle,* grâce à un *thread* lancé pour le stockage. Selon la configuration du paramètre «*Bundle-Size*», si le volume de données prévu est atteint, le thread stocke le *bundle* dans la SD-card du smartphone tout en créant un nouveau *bundle*.

4. Dans Android, les *Broadcast receivers* sont des composants qui réceptionnent et notifient des événements appelés «*Broadcasts*». Ces broadcasts permettent d'effectuer une programmation événementielle. Ils sont constitués d'un ensemble d'annonces telles que le changement d'état d'un réseau Wi-Fi ou de la 3G. Ces états déclenchent des notifications sur la connexion, déconnexion, disponiblité et non disponibilité de ces réseaux. On peut envisager le transfert sur Wi-Fi ou 3G de flux de données si la notification "disponible" est annoncée, sinon stocker ce flux dans le smartphone si une occurrence de la notification "déconnecté" ou "non disponible" apparaît.

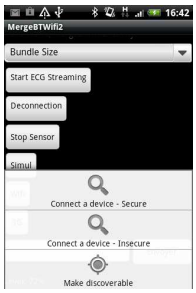
Calcul de la taille d'un *bundle* L'application propose plusieurs tailles de *bundle*s possibles à travers ses menus. L'application propose à travers ses menus soit des tailles par volumes de données, ou bien des tailles déduites de la fréquence et de la durée d'acquisition.

Exemple de calcul de taille : si l'acquisition de données s'effectue dans deux canaux à 12 bit et pour un échantillonnage 200 Hz, alors la plate-forme produit un flux continu de données à 4,8 kbps. En supposant qu'un *bundle* est produit toutes les 20 secondes, ce dernier contient dans ce cas un volume de 12 ko.

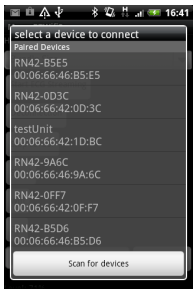
6) Interfaces graphiques pour la partie association Bluetooth Les figures V.5 représentent différentes étapes dans le processus les interfaces graphiques de la procédure d'association d'une smartphone avec une plate-forme SHIMMER par l'activité principale, ainsi que la configuration de la taille du *bundle*.



(c) Interface Main Activity

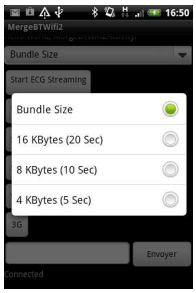


(d) Menu Recherche appareils BT



(e) Liste des capteurs SHIMMER

(f) Connection à un SHIMMER



(g) Configuration de Bundle-Size

Figure V.5 : Interfaces graphiques pour la partie Intra-BAN

V.2.2 Transmission de données

1) Attribution des adresses IP Nous avons installé une infrastructure Wi-Fi pour la collecte de données que nous avons appelé "COMOBIOS". Un serveur DHCP (*Dynamic Host Configuration Protocol*) est installé derrière chaque point d'accès Wi-Fi. Pour des raisons de sécurité nous avons associé dans la configuration DHCP une adresse IP statique pour chaque smartphone.

2) Découverte des points d'accès Comme dans ZigBee, la méthode la plus simple de découverte des stations de base consiste à effectuer une écoute passive de trames balises provenant de ces dernières. Cette méthode est employée par défaut dans l'objet *WiFi-Manager* de l'activité *WiFi-Activity*.

Notre application supporte également la méthode de recherche active du voisinage réseau. Cette dernière à pour avantage de tolérer un changement rapide de point d'accès *(handover*) quand l'individu est mobile. Contrairement à la recherche passive, c'est à l'application mobile d'envoyer des requêtes pour rechercher des points d'accès Wi-Fi [5]. L'utilisation de cette méthode s'avère très utile dans les zones urbaines pour rechercher des *hotspot* Wi-Fi communautaires.

3) Authentification et confidentialité des données Plusieurs méthodes pour s'authentifier aux points d'accès sont utilisées. Pour un déploiement volontaire des points d'accès Wi-Fi, nous sécurisons l'accès au réseau COMOBIOS grâce à la procédure WPA (*Wireless Protected Access*).

Pour l'authentification aux *hotspots* Wi-Fi communautaires, notre application Android supporte également une autre méthode proposée par les opérateurs de télécommunication afin de fournir leurs services ADSL. Cette méthode s'appuie sur des portails HTTPS captifs. Lors du passage d'un coureur auprès d'un *hotspot* Wi-Fi communautaire, l'application envoie une requête HTTPS vers le portail pour s'authentifier. Cette requête contient les informations de l'utilisateur (login et mot de passe) pour pouvoir accéder à ce type de réseau d'infrastructure.

5. La méthode de recherche active s'appuie sur les services d'une autre application appelée Wi2ME [95], afin mesurer la qualité du signal pour un meilleur choix de points d'accès se trouvant dans la zone.

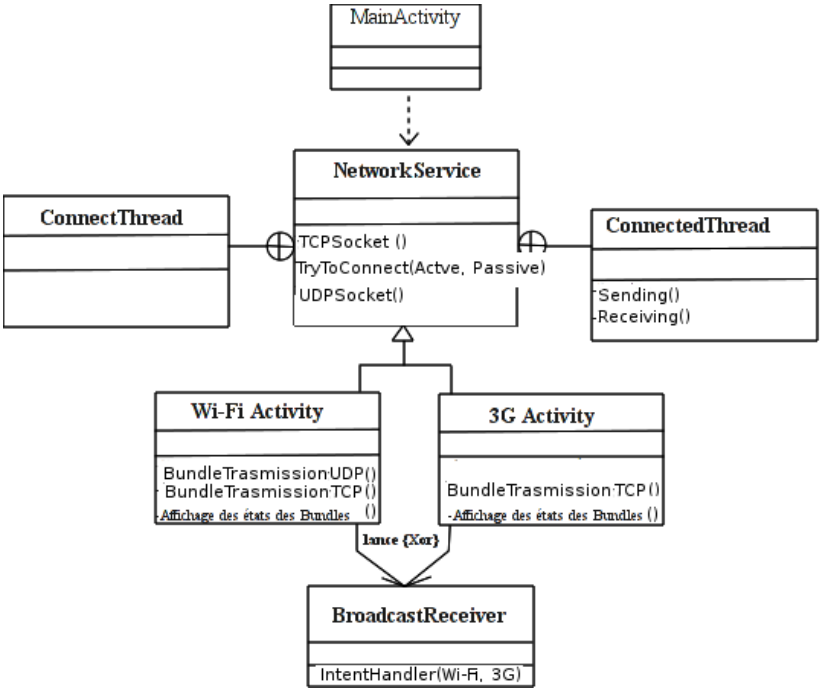


Figure V.6: Diagramme de classe de la partie extra-BAN

4) Activité Network L'activité principale lance à la demande les deux activités réseaux Wi-Fi et UMTS à travers les boutons respectifs. Ces deux activités sont héritées de la classe *NetworkService* (Figure V.6). Ce service permet d'initialiser, de configurer et de lancer une connexion aux réseaux UMTS et Wi-Fi sous Android. Une fois connecté à l'un ou l'autre type de réseau, un *Intent* est créé dans chaque activité, qui contient les états de connectivité à prendre en considération. Cet *Intent* est passé en paramètre à un *BroadcastReceiver* pour gérer des notifications sur l'état actuel du réseau. Ces notifications prennent les valeurs *"Disconnected, Connecting, Disconnecting, Connected*".

5) Transmission des *bundles* Grâce aux notifications des activités *Network* (Wi-Fi Activity, 3G Activity) retournées par les *BroadcastReceivers*, une écoute (passive ou active) est établie les types de réseaux sélectionnés durant la configuration. Si l'un des réseaux est détecté, une notification «*Connecting*» est lancée par le système. Après authentification auprès de la station de base du réseau, une adresse IP est attribuée au smartphone (statique pour le Wi-Fi, dynamique pour l'UMTS). Une fois que le smartphone est associé à cette station de base, la classe *ConnectedThread* lance deux *threads*. Le premier permet de transmettre les *bundle*s stockés par la méthode *Sending*, le deuxième permet de recevoir les accusés réception émis par la station de base, via la méthode *Receiving*.

Remarque :

Après transfert d'un *bundle,* son état dans la liste des *bundles* passe de "*Nsent*" (état non envoyé) à *"Sent-Nacked*" (état envoyé sans réception d'ACK). Si un accusé de réception est reçu, alors l'état du *bundle* est mis à jour vers *"Sent-Acked"* (état envoyé avec réception d'ACK), sinon il sera retransmis après un *Timeout* fixé à 2 secondes (Figure V.7).

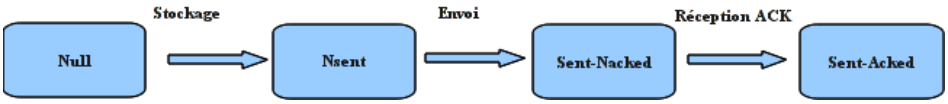


Figure V.7: Les états de transitions d'un *bundle*

6) Réception des bundles :

a) Réseaux WLAN Au niveau de la station réceptrice (centre de suivi) un *SocketListener* s'exécute pour assurer la réception des *bundle*s et le renvoi des accusés de réception. Pour accéder à cette station, et selon le type de réseau utilisé (Wi-Fi ou UMTS), notre solution s'adapte aux différents modes de transport IP. Elle propose :

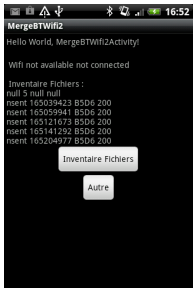
1- Une variante pour un déploiement volontaire de points d'accès Wi-Fi, utilise UDP comme protocole de transport. Cette variante a nécessité un développement spécifique pour la gestion des accusés de réception dans *WiFiActivity*.

2- Une variante pour l'exploitation de *hotspots* communautaires, supportent les réseaux d'opérateurs (Free, Orange, SFR) et au réseau *EDUROAM*. Après échec de transfert sur certains ports UDP testés pour l'opérateur FREE, nous avons choisi TCP comme protocole de transfert de *bundles* supporté par chaque opérateur, pour des raisons de sécurité et de performance. Une gestion de sessions TCP parallèles dans l'implémentation de cette variante est nécessaire dans ce cas au niveau de la station réceptrice pour assurer la réception multiple de *bundles*.

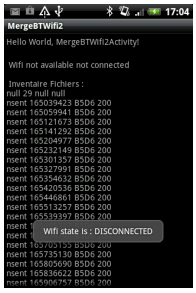
b) Réseaux UMTS Une troisième variante de notre solution pour les réseaux UMTS a été réalisée. Elle supporte également les contraintes imposées par les opérateurs de télécommunication et nécessite une gestion de transmission en TCP (après échec de transfert sur certains ports UDP). Dans cette solution, un programme *Socketlistener* qui fait l'écoute sur un port TCP s'exécute sur la station réceptrice distante. Ce programme d'écoute permet notamment la gestion des sessions TCP parallèles.

7) Interfaces graphiques pour la partie réseau Dans les figures suivantes, on peut observer la procédure d'association Wi-Fi du smartphone avec un des points d'accès Wi-Fi (par l'activité principale), puis la configuration et le transfert de *bundles* (Figure V.8).

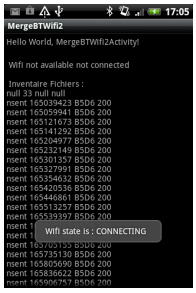
(h) Interface Main Activity



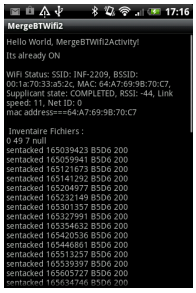
(i) Inventaire de *bundles*



(j) Notification d'une absence de réseau



(k) Notification d'une connexion



(l) Authentification et transfert de *bundles*

Figure V.8 : Interfaces graphiques pour la partie extra-BAN

8) Visualisation des tracés ECG Pour la visualisation des courbes ECG, nous avons développé une interface graphique Java simple qui permet d'afficher la liste des *bundles* reçus pour chaque coureur, classés selon l'ordre chronologique inverse. Pour chaque *bundle* sélectionné, un tracé ECG est affiché dans une fenêtre Gnuplot pour permettre le suivi médical du coureur correspondant (Figure V.9).

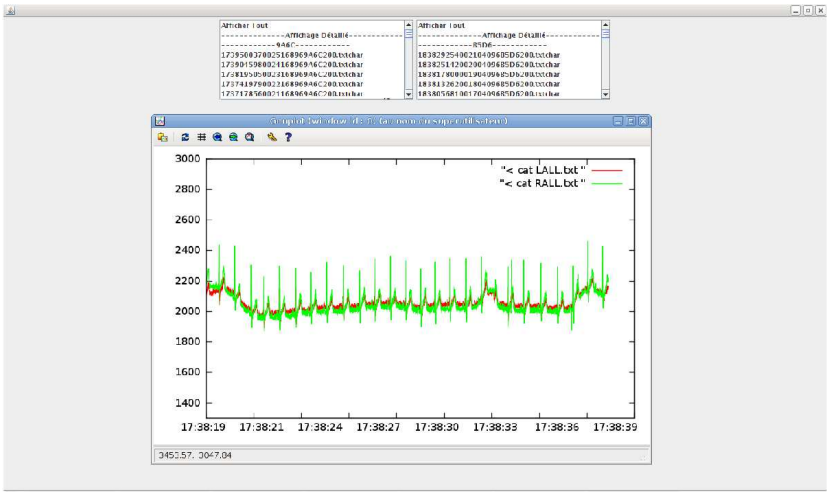
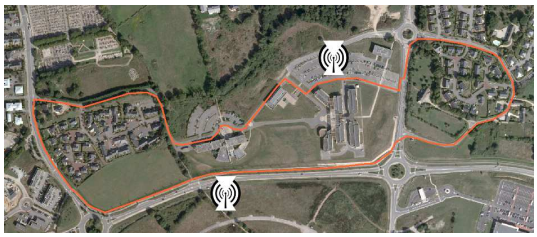


Figure V.9: Interface graphique pour la visualisation de bundles (20 s de tracé).

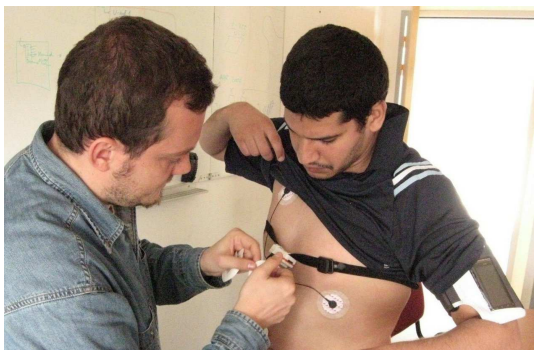
V.3 Expérimentation et évaluation

V.3.1 Conditions expérimentales

Nous avons réalisé notre deuxième campagne d'expérimentation lors d'une course organisée sur le campus de Tohannic (Vannes, France). Durant cette expérimentation, trois volontaires ont été équipés de plates-formes SHIMMER munies de capteurs ECG, ainsi que de smartphones portés dans des brassards. Deux points d'accès Wi-Fi ont été installés, à 2 km d'écart, sur un trajet en boucle de 4 km (Figure V.10).



(a) Circuit de la course Tohannic (Vannes, France)



(b) Volontaire équipé d'un ensemble Shimmer + Smartphone

(c) Point d'accès Wi-Fi déployé sur un rebord de fenêtre

(d) Passage d'un coureur dans la zone de collecte en Wi-Fi

Figure V.10 : Expérimentation de la solution option Wi-Fi

D'après l'estimation faite pour un déploiement en Wi-Fi dans le chapitre III, si nous nous limitons à trois coureurs, nous devrions en théorie obtenir 100 % de données produites en déployant une station de collecte Wi-Fi chaque kilomètre. Nous pensons obtenir le même résultat avec un déploiement d'une station de collecte Wi-Fi chaque deux kilomètres. Les résultat de l'expérimentation vont confirmer ou infirmer cette hypothèse.

V.3.2 Interprétation des résultats

Lors de cette expérience, les coureurs ont parcouru 4 km en une trentaine de minutes. Chaque plate-forme de capteur a produit environ 90 *bundles* pendant cette durée. Le volume total de données produites est de 1.5 Mo par coureur, la fréquence d'échantillonnage étant de 200 Hz.

Contrairement à la solution ZigBee, nous avons cette fois-ci confirmé dans l'expérimentation notre estimation en termes de réception de données (Figure V.11).

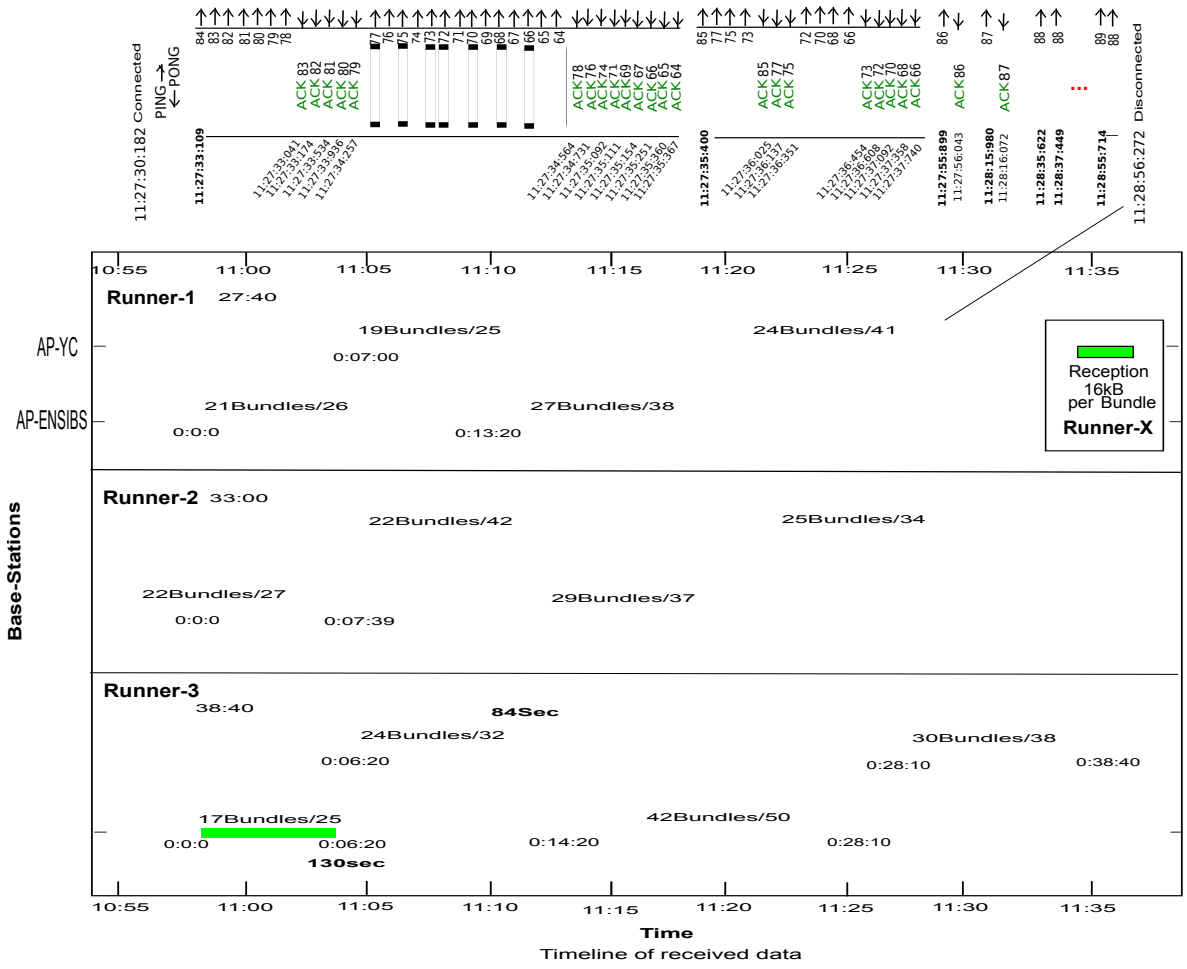


Figure V.11: Historique des *bundles* transférés durant la course

La figure V.11 présente l'historique de réception des *bundles* produits par les plates-formes. La partie en haut de cette figure illustre le trafic de *bundles* transmis, et ce après le passage du coureur numéro 1 auprès de la station de base AP-YC de 11h27m30sec à 11h28m56sec. Certains défauts d'accusés de réception ont causé des retransmissions, illustrées en bâtonnets contenant des extrémités noires. Une fois que l'événement «*connected*» du smartphone a été notifié, un test d'émission par *bundles* vides Ping/Pong est effectué pour vérifier l'état du lien. Le test étant positif dans notre cas, un transfert dans des segments UDP de *bundles* numérotés par ordre décroissant (du plus récent au plus ancien) est établi de manière séquentielle. Une fois qu'un *bundle* a atteint le serveur du centre de suivi, son accusé de réception ACK est émis par ce dernier à destination du smartphone ayant produit ce *bundl*e.

Une fois que la réception d'ACK s'est bien déroulée, le smartphone passe au *bundle* suivant. Dans

le cas contraire, un *timer* lance un *timeout* de 2 secondes lors de la première émission pour réémettre encore une fois le même *bundlexx*. De tels défauts d'accusés de réception sont essentiellement causés par les contraintes d'environnement, telles que le bruit et les obstacles qui entravent la transmission radio.

Remarques :

1- Nous avons utilisé une technique d'émission anticipée dans la couche de transport UDP. Cette technique, inspirée de TCP, permet de proposer une solution pour transmettre le plus de *bundles* possible. Elle nécessite un envoi anticipé d'une série de *bundles*, avant que les *bundles* déjà émis n'aient été acquittés.

2- Nous observons qu'à la fin de la transmission, et après transfert de tous les *bundles* du cache, des tentatives d'émission de nouveaux *bundles* num: 87, 88, 89 sont effectuées avant que l'événement *disconnected* soit notifié par le smartphone à 11h28m56sec.

V.4 Discussion

Nous avons présenté notre deuxième solution pour collecte de données opportuniste, qui s'appuie sur l'utilisation de liens Wi-Fi. Nous avons cette fois-ci confirmé via l'expérimentation notre estimation en termes de réception de données. Dans une course de 4 km, et avec 3 coureurs, nous avons obtenu la totalité des données produites par les capteurs, et ce en déployant seulement une station de base tous les 2 km.

Les résultats de l'expérimentation confirment donc que le protocole de collecte opportuniste peut en effet tolérer la connectivité épisodique en Wi-Fi. Ce protocole a pu supporter les conditions de déploiement et la forte mobilité des coureurs.

Passage à l'échelle et estimation du coût de la solution

Pour le passage à l'échelle, déployer une station Wi-Fi chaque kilomètre permet de couvrir une centaine de coureurs (Chap 3 : estimation pour Wi-Fi) parcourant 42 kilomètres. On aura donc besoin d'une cinquantaine de stations de base pour collecter la totalité des paramètres ECG au niveau du centre de suivi dans un marathon.

Pour estimer le coût de la solution, le prix d'un point d'accès Wi-Fi est de l'ordre de 50 €. Le prix d'un smartphone est de l'ordre de 200 €. En outre, le prix des plates-formes SHIMMER est de l'ordre de 200 €. Ainsi, le coût total de la solution, pour une centaine de coureurs peut donc varier dans une fourchette de 20.250 € à 40.250 €. Pour minimiser les coûts, il s'agit seulement d'installer l'application Android sur les smartphones déjà fournis par les coureurs pour les besoins de la course. Il est vrai qu'actuellement de tels terminaux mobiles sont de plus en plus répandus dans la vie quotidienne des individus.

Possibilités de distribution des points de collecte

Pour effectuer une collecte totale de données d'une centaine de coureurs avec des infrastructures Wi-Fi au cours d'un marathon, la distribution d'une cinquantaine de stations de collecte peut dépendre de plusieurs besoins, à savoir :

- Une distribution régulière de stations de base : Cette distribution permet un rafraîchissement continu des données physiologiques au niveau du centre de suivi. Dans ce cas, on devrait seulement déployer les 50 stations de collecte Wi-Fi à distances égales, c'est-à-dire une station de collecte chaque kilomètre du parcours du marathon. L'inconvénient avec ce type de déploiement est qu'il ne supporte pas la concentration des coureurs dans une course. En effet, une forte concentration de coureurs se trouve dans les 10 premiers kilomètres de la course. À partir de cette distance, ce type de déploiement permettra aux stations de base de mieux gérer le nombre de coureurs.
- Une distribution suivant la concentration des coureurs : Dans ce cas, on déploie de manière concentrée un nombre important de stations de collecte au début de la course, et ce qui reste des 50 stations sur le reste du parcours. L'inconvénient avec ce déploiement se résume par le risque d'apparition d'anomalies cardiaques, qui est plus important en fin de course.
- Une distribution suivant l'état de santé des coureurs : Cette distribution privilégie l'urgence médicale et la détection anticipée d'anomalies cardiaques au niveau du centre de suivi. En effet, selon les spécialistes du marathon, le risque d'apparition d'anomalies cardiaques est plus important à partir du 35^e kilomètre. Il serait donc intéressant de concentrer la distribution des stations de collecte Wi-Fi dans les dix derniers kilomètres de la course.

– Une distribution hybride : Pour répondre aux différents besoins, on peut envisager d'effectuer une distribution hybride des points d'accès Wi-Fi, c'est-à-dire essentiellement dans les premiers kilomètres de la course pour supporter la charge des coureurs, ainsi que dans les derniers kilomètres pour satisfaire kes besoins médicaux.

Remarques

– Selon le type de distribution choisie, répondre aux besoins médicaux en termes de rafraîchissement de données est primordial. Il faudrait respecter au plus 10 min d'intervalle de rafraîchissement de données au début de la course et 5 min d'intervalle de rafraîchissement de données à la fin de la course. Ce qui correspond à des distances moyennes de 900 mètres et 1800 mètres respectivement, en considérant une vitesse moyenne de course de 3 mètres par seconde.
– Par analogie avec la solution ZigBee, si on utilise la compression de données dans notre application mobile, la compression de données permet d'augmenter soit le nombre de coureurs suivis pendant une course (et donc permet un meilleur passage à l'échelle), soit la distance de déploiement de stations de collecte (et donc réduit le coût de déploiement).

Chapitre VI

Bilan et perspectives

Sommaire

VI.1 Comparaison des deux solutions considérées 97
VI.1.1 Consommation en ressources et autonomie 97
VI.1.2 Coût de déploiement sur une épreuve de marathon 97
VI.2 Améliorations possibles 98
VI.2.1 Améliorations envisageables pour l'architecture basée sur ZigBee 98
VI.2.2 Améliorations envisageables pour l'architecture basée sur Wi-Fi 100
VI.2.3 Améliorations envisageables pour les deux architectures 102
VI.3 Vers une collecte de données biométriques dans la vie quotidienne 105
VI.3.1 Motivation 105
VI.3.2 Exemple : utilisation de hotspots Wi-Fi communautaires pour la collecte de données biométriques 105
VI.4 Discussion 109

Introduction

Dans les deux chapitres précédents nous avons présenté les résultats de deux approches différentes visant à assurer la transmission de données entre capteurs et stations de base au cours d'une épreuve de type marathon. Cette transmission s'effectuait via des liens ZigBee dans la première approche, et via des liens Wi-Fi dans la seconde.

Nous dressons dans ce chapitre un bilan comparatif des résultats obtenus avec chacune de ces approches, et proposons quelques améliorations possibles pour l'une et l'autre, tant du point de vue logiciel que de l'architecture matérielle.

Nous montrons également comment les techniques mises en jeu pour collecter des données physiologiques sur des marathoniens peuvent être reprises afin d'assurer, toujours à des fins de suivi médical de sujets mobiles, la collecte de données dans des conditions fort différentes du marathon. Nous illustrons cette démarche en présentant des résultats obtenus en supervisant l'activité cardiaque d'individus au cours de leur activité quotidienne, la transmission de données reposant cette fois sur les hotspots de réseaux Wi-Fi communautaires.

VI.1 Comparaison des deux solutions considérées

Les résultats présentés dans le chapitre 4 ont montré qu'une approche impliquant des transmissions ZigBee entre capteurs et stations de base placées en bord de route n'est pas viable, et se traduit notamment par des pertes de données lors des contacts radio. Dans la deuxième solution, qui s'appuie sur des liens Wi-Fi, nous avons en revanche obtenu la totalité des données produites pas les capteurs.

VI.1.1 Consommation en ressources et autonomie

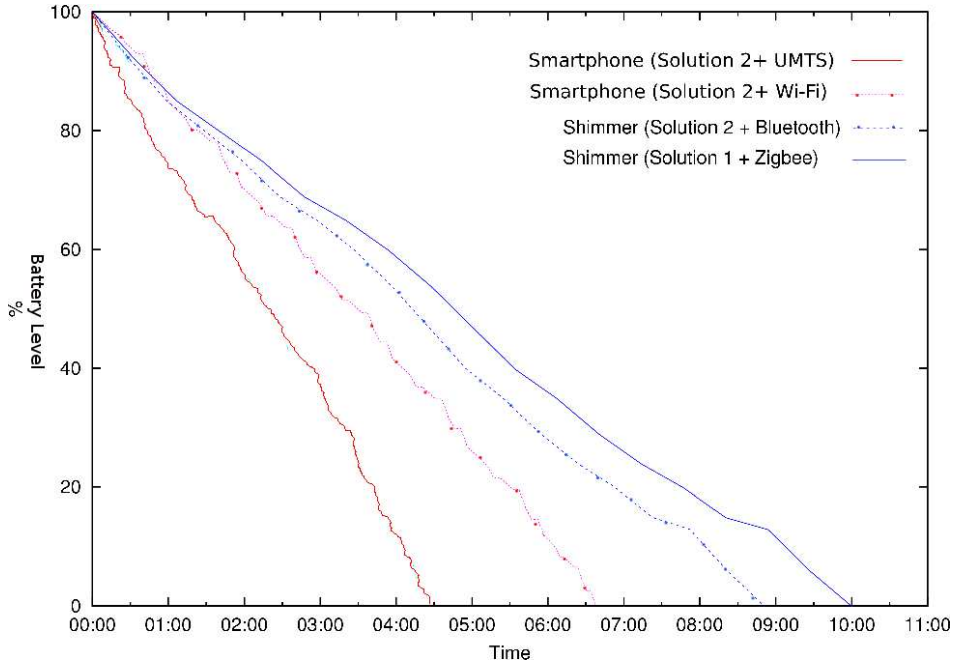


Figure VI.1: Illustration du niveau de batterie consommé pour les deux solutions

En ce qui concerne la consommation en ressources, les caractéristiques des composants matériels du SHIMMER ont montré leurs avantages. L'autonomie de la batterie observée dans la première solution a dépassé les 10 heures. Ce temps est largement suffisant pour la durée d'un marathon. Par contre, le firmware embarqué dans les SHIMMER consomme la capacité totale des mémoires (45 ko en flash et 10 ko de RAM).

Pour la solution Wi-Fi, on constate que l'autonomie de la batterie du smartphone se situe entre 4h30 et 6h30 selon le type de réseau utilisée Wi-Fi, 3G (Figure VI.1). L'application Android implémentant la solution Wi-Fi occupe seulement 120 ko dans la mémoire du smartphone.

VI.1.2 Coût de déploiement sur une épreuve de marathon

La solution ZigBee a collecté 78% de données produites en considérant seulement 3 coureurs, avec un taux de compression de 50% du signal ECG. Nous avons estimé pour cette solution un coût de l'ordre de 20 k€ pour équiper une centaine de coureurs dans un marathon et déployer 200 stations de collecte TELOS-B.

La solution Wi-Fi a montré une nette amélioration en termes de volume de données reçu, et ce grâce aux ressources en calcul et en communication largement supérieures à la première solution, et

ce avec la réception de la totalité des bundles produits en Wi-Fi. Cette solution présente toutefois une certaine limite en termes d'autonomie d'énergie. Selon nos observations, elle couvre à peine la durée d'un marathon, avec une moyenne de cinq heures d'autonomie, avec l'utilisation du Wi-Fi et de la 3G.

Nous avons estimé pour cette solution un coût entre 20 k€ et 40 k€, et ce pour équiper une centaine de coureurs et déployer une cinquantaine de points d'accès Wi-Fi. Ces coûts ne prennent pas en considération l'utilisation de la 3G et le serveur de collecte (centre de suivi).

VI.2 Améliorations possibles

VI.2.1 Améliorations envisageables pour l'architecture basée sur ZigBee

L'expérience de collecte en ZigBee a révélé les limites de la technologie radio IEEE-802.15.4, utilisée dans des conditions réelles pour une collecte à large échelle. En effet, les résultats montrent que les couverture sont variables (moyenne de 58 mètres). En outre, ces résultats montrent également des débits de données insuffisants pour assurer le passage à l'échelle dans un marathon. Malgré cela, cette technologie possède un avenir prometteur dans les applications embarquées. En effet, le mode *beacon-enabled* a montré son importance dans les différents travaux actuels pour le transfert des données de haute priorité.

L'un des avantages du mode *beacon-enabled* est que l'on peut établir les priorités entre des objets se situant dans la zone de collecte. Ces priorités permettent de sélectionner un sous-ensemble d'objets communicants afin de mieux contrôler, voire de réduire le trafic de données dans le réseau.

Dans la littérature, on exprime un fort intérêt pour le mode *beacon-enabled* de IEEE-802.15.4. Par exemple, des améliorations au niveau de la sous-couche MAC de ce mode ont été proposées dans [96, 97] pour des applications médicales. En outre, la technologie IEEE-802.15.4 et son mode *beacon-enabled* sont inclus dans les travaux de standardisation des réseaux WBAN [98].

A Réduction de la demande de données

Les perspectives à envisager avec cette solution consistent à profiter de l'avantage qu'offre le mode *beacon-enabled* de IEEE-802.15.4. Pour établir des priorités dans la sélection, des informations de contrôle peuvent être échangées dans les trame CAP. Pour cela, plusieurs critères de sélection des coureurs peuvent être définis du côté des stations de base. Ces critères sont pris en compte lors de chaque cycle d'intervalle de trames (*beacon interval*).

Nous présentons certains critères qui peuvent aider à prendre des décisions pour la réduction des données, à savoir :

- Un critère de santé : implique d'échanger des informations sur l'état de santé des coureurs. Ceci nécessite une analyse locale du flux ECG (analyse de courbes QRS et détection de pathologies). Dans ce cas, le système bascule d'une collecte de flux continus vers une collecte avec levée d'alertes. Une haute priorité de transfert en flux continus peut être attribuée aux capteurs relevant des levées d'alertes (début d'anomalies cardiaques), et un mode de stockage est activé pour les autres coureurs.
- Un critère de ressources matérielles : implique l'échange de l'état des ressources du capteur (mémoire utilisée, niveau de batterie, etc). Tout comme le critère précédent, une haute priorité peut être attribuée aux capteurs ayant consommé le plus de ressources afin d'épuiser leurs *bundles,* avant qu'ils ne soient plus opérationnels.

– Une combinaison de critères de santé et de ressources peut être considérée afin de contrôler la charge du réseau. Pour cela, des priorités peuvent être définies entre les deux critères précédents. Par exemple, une haute priorité peut être attribuée au critère de santé, et une priorité moindre au critère de ressources matérielles.

B Topologie réseau et technologie sans fil

En amont des stations de base Pour exploiter les 16 canaux du standard IEEE-802.15.4 dans la partie en amont des stations de base, on peut en déployer plusieurs dans un même point de collecte. Ceci nécessite que les stations de base soient coordonnées. Sachant que chaque station de base occupe un canal, et que les canaux ZigBee sont disjoints, cette méthode multiplie en théorie le débit utile par 16. Le mode de multiplexage dans ce cas passe du TDMA (*en Beacon-Enabled*) au FDMA (*Frequency Division Multiple Access*).

Toujours dans l'optique d'améliorer les débits radio et la couverture réseau, il existe une technique appelée MIMO (*Multiple Input Multiple Output*). Cette dernière s'appuie sur plusieurs antennes et peut utiliser plusieurs canaux simultanément. Cependant cette technique n'a toujours pas été incluse dans les composants compatibles avec ZigBee/IEEE-802.15.4.

En aval des stations de base Concernant la partie en aval des stations de base, plusieurs solutions sont envisageables pour la remontée des *bundle*s depuis les stations de base ZigBee vers le centre de suivi médical à travers les infrastructures IP. Dans ce cadre, on peut citer quelques solutions, à savoir :

1 Encapsulation des trames ZigBee dans IP Appelée également *tunnelling*, cette technique est très utilisée dans les réseaux actuellement. Elle permet de solliciter un autre type de réseau sans pour autant implémenter sa pile de protocoles. Il s'agit dans notre cas d'encapsuler les trames ZigBee contenant les *bundle*s dans des sessions TCP ou des flux de datagrammes UDP avant le transfert. Lors de la réception des données au niveau du centre d'analyse, le processus inverse est réalisé afin de récupérer l'état initial des trames ZigBee.

Cette technique permet de faire remonter rapidement des trames ZigBee vers le centre de suivi qui s'appuie sur un réseau IP (ADSL par exemple).

2 Intégration d'une solution 6LowPAN Le standard 6LowPAN [99] permet d'intégrer la couche réseau IP dans ZigBee. Ce standard qui est aujourd'hui opérationnel emploie la version IPv6 d'Internet. Cependant, plusieurs problématiques liées à IPv6 sont toujours au stade de la recherche. Parmi les travaux, on peut citer la compression des en-têtes IP, le routage de paquets en IPv6 et surtout les contraintes en consommation d'énergie. Sachant que l'on doit maintenir une taille de trame de 128 octets sous ZigBee et qu'une adresse IPv6 compressée tient sur 40 octets, il ne reste donc que 33 octets à attribuer aux données contrairement aux 80 octets de notre solution ZigBee (voir figureVI.2).

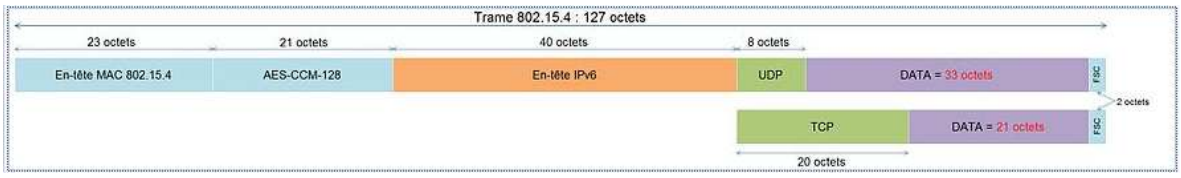


Figure VI.2: Représentation d'une trame de données 6lowPAN [99]

VI.2.2 Améliorations envisageables pour l'architecture basée sur Wi-Fi

L'autonomie de notre application impliquant le Wi-Fi et la 3G est de 5h30. Par ailleurs, la durée d'un marathon de 42 km varie entre 2h07 et 6h30 [1]. Si on active l'option 3G durant toute la course, l'autonomie de batterie ne dépassera pas les 5 heures. Cependant en utilisant le Wi-Fi seulement, l'application mobile peut atteindre jusqu'à 6 heures de temps d'exécution. Ces temps d'exécution sont suffisants pour assurer la durée totale d'un marathon.

Pour considérer en même temps l'urgence médicale et la consommation en énergie, on peut envisager un mode de communication hybride utilisant le Wi-Fi et la 3G. Ceci peut s'effectuer selon plusieurs modes, à savoir :

- La plus simple des solutions serait de laisser le contrôle total au coureur pour activer et désactiver le réseau de collecte souhaité afin de gagner en temps d'exécution. Par exemple, il peut activer la 3G durant un début de malaise, ou après le 35^e kilomètre du marathon (risques d'apparition d'anomalies cardiaques). Ce contrôle pourrait également être délégué aux spécialistes médicaux depuis les centres d'analyses. Par exemple, ces derniers peuvent contrôler l'utilisation de l'application mobile grâce aux SMS.

- Une variante de la solution consiste à activer un basculement par l'application entre les deux infrastructures réseaux 3G et Wi-Fi. Si la durée de la recherche (active / passive) des points d'accès Wi-Fi a atteint une limite maximale (fixé par exemple à 10 minutes), alors l'application bascule automatiquement vers la 3G pour transférer les *bundles* stockés. Ce basculement s'effectue soit à l'aide des routines internes de l'application, ou bien après la détection de pathologies suite à une analyse du signal ECG.

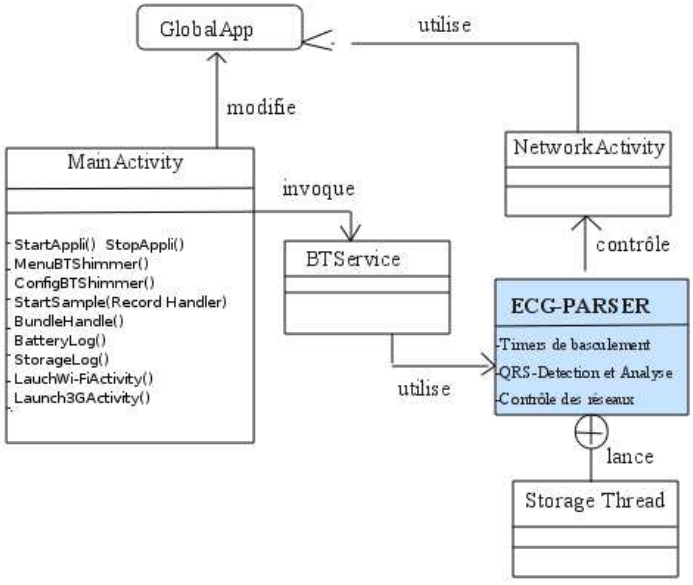


Figure VI.3: Diagramme de classes intégrant le module ECG-PARSER

1. http ://entrainement-sportif.fr/estimation-performances-course.htm

Les extensions nécessaires de notre architecture logicielle sont présentées dans le diagramme de classes de la figure VI.3. Le nouveau schéma applicatif se base sur une classe *ECG-PARSER* qui effectue l'analyse des flux ECG et qui prend le contrôle de l'activité *Network* afin de gérer l'accès aux infrastructures réseaux nécessaires en fonction des besoins (Figure VI.3).

VI.2.3 Améliorations envisageables pour les deux architectures

Gestion de la bande passante

L'estimation du nombre de points d'accès à déployer en Wi-Fi (environ 50) ou en ZigBee (environ 200) est purement théorique. Cette estimation peut être revue à la hausse lorsqu'un point d'accès est susceptible de gérer plus d'une centaine de coureurs en même temps. Dans ce cas, les risques de collisions, donc de retransmissions, augmentent rapidement. En effet, le trafic réseau augmente considérablement quand il s'agit de gérer des rafales de *bundles* transmis simultanément par chaque coureur dans la même zone de collecte.

Par conséquent, on peut envisager une meilleure gestion du trafic réseau autour d'une station de base par l'exploitation des différents canaux radios. Pour cela, la variante IEEE-802.11b du Wi-Fi propose 11 canaux radio et ZigBee en propose 16 canaux. Suivant le besoin de distribution des stations de base, il faudrait veiller à ce que deux stations de base proches se coordonnent et n'utilisent pas les mêmes canaux.

Dans la version IEEE-802.11n, les spécifications proposent une meilleure modulation radio qui peut atteindre des débits de signalisation de 600 Mbps, et ce grâce à l'intégration de la technologie MIMO.

Extension du périmètre de collecte

Pour étendre le périmètre géographique de collecte autour d'une station de base, on peut envisager l'utilisation du mode hybride. C'est-à-dire MANET continu, voire MANET discontinu, entre les coureurs afin d'acheminer les *bundles* vers la station de base la plus proche (à travers le mode infrastructure).

Dans ce cadre, plusieurs protocoles de dissémination et de routage en MANET évoqués dans le chapitre I peuvent être employés pour étendre cette collecte. On peut également envisager l'utilisation des intergiciels pour la communication en MANET discontinu (DoDWAN, HAGGLE, etc.).

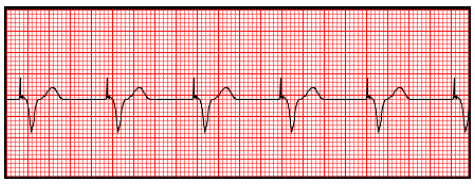
L'intégration de cette collecte en mode hybride dans la solution ZigBee peut engendrer une dégradation du système de collecte. Cette dégradation est causée par les limites en ressources matérielles des plates-formes utilisées, par exemple pour gérer la dissémination d'un nombre important de *bundles* provenant des coureurs voisins.

Quant à la technologie des terminaux mobiles, le système Android n'autorise pas l'utilisation du mode ad hoc en Wi-Fi. Le meilleur moyen pour activer ce mode dans ce cas est de rooter ce système, avec les dégradations que cela peut entraîner sur la sécurité sur système Android. Dans le meilleur des cas, il est à signaler également la saturation du réseau dans la zone de collecte et la consommation en énergie pour gérer des milliers de smartphones qui communiquent en mode hybride.

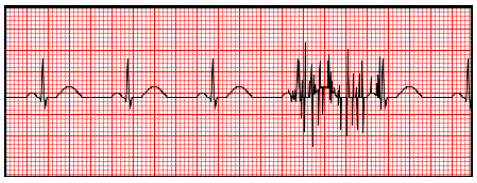
Analyse locale et traitement du signal ECG

Nos deux solutions permettent seulement de traiter un signal ECG brut, et ce à travers les différentes phases d'acquisition, de compression, de stockage, de collecte et d'affichage. Une autre approche intéressante à envisager serait d'effectuer une analyse locale de ce signal, et une détection automatique d'anomalies cardiaques au niveau de nos objets communicants. En effet, cette approche permettrait une meilleure gestion de ressources (surtout en transmission) et un basculement depuis un mode de collecte de flux continus vers un mode d'analyse local et de levée d'alertes. Cette perspective a déjà été discutée dans la solution ZigBee pour minimiser l'exploitation de la bande passante.

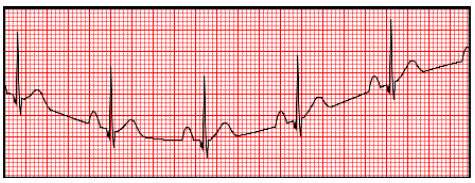
Pour permettre une analyse du flux ECG, on doit d'abord passer par une procédure de filtrage du signal. Ce filtrage permet la réduction des bruits causés par différents artéfacts. Ces artéfacts, que nous avons observés lors de la réception des *bundles*, empêchent parfois une analyse visuelle ou algorithmique claire du tracé obtenu. La figure 6.2.3 illustre les différents artéfacts à filtrer pour obtenir un tracé d'une meilleure qualité.



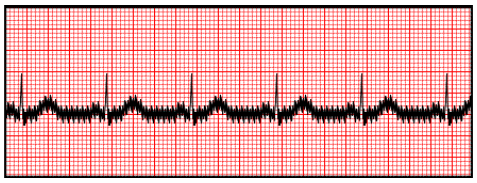
(e) Altération causée par un PaceMaker



(f) Interférences dues à la tension musculaire



(g) Altération causée par les mouvements de câbles reliant le capteur aux électrodes



(h) Interférence dues à la présence de circuits électrique

Figure 6.2.3 : Différents artéfacts à considérer durant la phase de filtrage [100]

Après passage du signal ECG à travers ces filtres, on peut passer à l'étape d'analyse du signal, et ce à travers le processus de délinéation. Ce processus d'analyse du signal permet une détection d'anomalies cardiaques et/ou une compression du flux ECG. Dans ce cadre, plusieurs travaux ont été évoqués dans le chapitre III.

Le traitement complet du signal ECG est à considérer dans les perspectives de l'approche de collecte opportuniste (boite *Store Carry and Forward* de la figure VI.4). Ces traitements peuvent s'exécuter que ce soit lors de la réception de données (au niveau d'un centre médical), ou bien au niveau des objects communicants SHIMMER et/ou smartphone (paragraphe 6.2.2). Les différentes étapes possibles sont illustrées dans la figure VI.4.

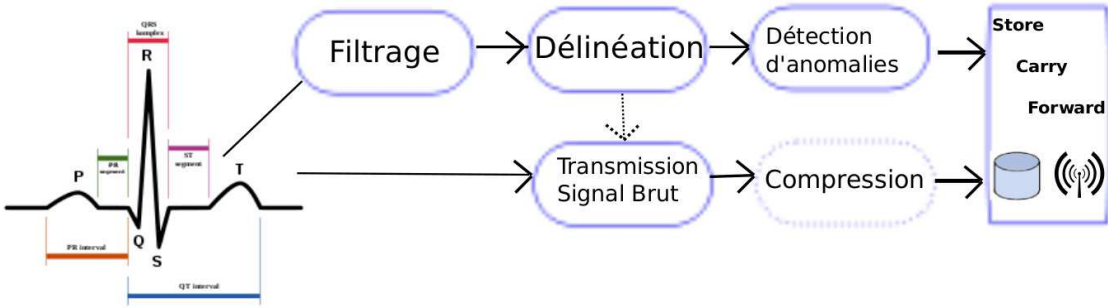


Figure VI.4: Séquence de traitement du signal ECG pour les deux solutions

Compression avancée de données

Pour la compression, on pourrait envisager l'utilisation d'algorithmes plus élaborés, dont certains ont été évoqués dans le chaptre III. Il est difficile d'effectuer des changements algorithmiques importants dans notre première solution, car les architectures des plates-formes de capteurs actuelles présentent en effet un manque en ressources. Les futures générations de plates-formes connaîtront certainement des améliorations importantes dans leurs composants matériels.

VI.3 Vers une collecte de données biométriques dans la vie quotidienne

VI.3.1 Motivation

Dans cette dernière partie du chapitre, nous évoquerons les améliorations des fonctionnalités de nos solutions, ainsi que les différents scénarios médicaux pouvant bénéficier d'un schéma de collecte opportuniste.

Le scénario médical qui consiste à collecter des données physiologiques en mode DTN et à superviser les paramètres cardiaques des coureurs lors d'un marathon est considéré comme difficile en raison des défis techniques imposés par ce scénario. L'objectif de cette contribution est de proposer une projection de l'approche opportuniste dans le domaine de la télé-santé en mobilité à travers d'autres scénarios moins difficiles.

La généralisation de cette approche pourrait s'exprimer selon plusieurs exemples de scénarios médicaux, à savoir :

- Dans le domaine de la médecine du sport :

On pourrait envisager d'appliquer l'approche de collecte opportuniste dans d'autres disciplines de compétition, telles que les sports nautiques, le cyclisme, etc. En effet, dans le domaine du cyclisme par exemple, il est envisageable d'utiliser nos solutions en déployant des stations de base mobiles dans les voitures de secours, les voitures d'entraîneurs, etc., minimisant ainsi les coûts de déploiement.

- Dans le suivi de personnes en difficulté physique (blessés, sujets fragiles, etc.) :

Ces types de scénarios sont classiques dans le domaine de M-health et de télémédecine mais ne prennent pas en considération l'aspect de la collecte opportuniste. On pourrait envisager une remontée plus rapide des données physiologiques avec les solutions proposées. Ces dernières peuvent permettre une supervision de personnes à distance tels que les individus fragiles isolés dans leurs domiciles pour la rééducation, les ambulanciers pour la collecte du premier diagnostic des blessés avant l'arrivée aux urgences, etc.

- Une extension vers une solution WBAN :

Le but est l'intégration de plusieurs plates-formes de capteurs santé (accéléromètres, GSR...) qui se coordonnent afin de former un réseau de capteurs d'envergure corporelle. En effet, l'objectif est d'exploiter plusieurs *scenarii* médicaux à travers d'autres technologies, modes de transmission, types de biocapteurs et de flux de données, etc. Les standards WBAN se caractérisent également par d'autres mécanismes, tels que l'authentification (RADIUS, EAP, CAS...), le chiffrement des données critiques (WEP, WPA, AES...), etc.

VI.3.2 Exemple : utilisation de hotspots Wi-Fi communautaires pour la collecte de données biométriques

Ce scénario consiste à effectuer une collecte de données en mode DTN pour des individus ou patients se déplaçant dans une zone urbaine. Cette fois-ci, la collecte est assurée en exploitant des points d'accès Wi-Fi communautaires. Ils consistent en des infrastructures réseaux utilisant des technologies de type IEEE-802.11, pour construire des grappes de réseaux, à l'échelle de villes. Ces réseaux sont utilisés pour être reliés à Internet, en particulier quand des individus possèdent et partagent des accès par ADSL.

Plusieurs infrastructures Wi-Fi communautaires sont actuellement déployées dans les domiciles, gares, endroits publics, universités, etc. Il serait donc judicieux d'exploiter les points d'accès Wi-Fi de ces réseaux pendant le déplacement des individus pour assurer la collecte de données en mode DTN.

Le scénario médical qui utilise cette variante de collecte en Wi-Fi peut s'avérer utile dans plusieurs cas de suivi quotidien des individus, par exemple durant les achats, les promenades, dans les entreprises, les chantiers, les écoles, les hôpitaux, etc.

A) Production et stockage de données : fonctionnalités similaires

Dans le scénario médical que nous avons proposé, notre application reprend les mêmes fonctionnalités de la partie production de données présentées dans la solution Wi-Fi (voir section 5.2.1), à savoir :

1- Association du smartphone au SHIMMER,
2- Configuration et acquisition,
3- Transfert de flux Bluetooth,
4- Création des *bundles* et stockage.

B) Transmission de données : fonctionnalités spécifiques

Quelques fonctionnalités supplémentaires propres au réseau d'infrastructure communautaire Wi-Fi sont rajoutées dans la partie transmission de données.

5- Configuration des points d'accès Une liste d'opérateurs téléphoniques et réseaux académiques est fournie à l'application, avec les caractéristiques des comptes d'accès pour chaque réseau communautaire SFR, FREE, ORANGE, EDUROAM, etc.

6- Découverte de points d'accès Une recherche active des points d'accès est effectuée par le smartphone à travers le service de l'application Android Wi2ME [2].

7- Authentification Pendant le déplacement de l'individu, dès qu'un *hotspot* de la liste d'opérateurs est découvert, l'application s'authentifie grâce au compte d'accès fourni à travers sa configuration. Cette authentification s'effectue via un portail HTTPS captif. Pour cela, notre application transfère une requête HTML sécurisée par protocole SSL au point d'accès. Cette requête contient les informations d'authentification (*login*, *password*) de l'utilisateur. Ce transfert est effectué grâce à la méthode «*post*» du protocole HTTPS.

8- Gestion de la bande passante Une fois que l'authentification est établie avec succès et que la phase d'association au réseau est réussie, le transfert de *bundles* s'effectue via la couche de transport TCP.

Un client TCP lance une tentative d'établissement d'une session TCP avec le serveur. Si elle échoue, une nouvelle tentative est établie après un *timeout*. Une fois que la session TCP est établie avec le serveur, les *threads sending* et *receiving (*voir section 5.2.1*)* s'occupent du transfert des *bundle*s

2. L'application Android Wi2ME [95] permet d'activer ce service de recherche active dans les réseaux Wi-Fi communautaires. Cette application permet de faire une découverte des points d'accès Wi-Fi, et de générer des connexions TCP pour mesurer la performance de tels accès réseaux.

de manière séquentielle, du plus récent au plus ancien. Chaque *bundle* est envoyé via la session TCP, sachant que la couche de transport TCP gère automatiquement les accusés de réception.

Quand une connexion Wi-Fi est interrompue de manière inattendue, la session TCP est close unilatéralement après un *timeout*. Cela est effectué malgré que certains *bundles* transmis sont en attente d'être acquittés. Dans ce cas, si l'accusé de réception du dernier *bundle* n'est pas reçu, son état est toujours «*SentNacked*». Dès la réouverture d'une nouvelle session avec le serveur, les *bundles* créés récemment ainsi que le dernier non transféré sont transmis par la même routine du programme.

Remarque:

Nous avons rajouté une fonctionnalité de sauvegarde de coordonnées GPS du smartphone dans notre application. Cette fonctionnalité permet de garder la trace des positions de l'individu durant son déplacement et d'enregistrer les lieux où les événements *connected* et *disconnected* ont été notifiés.

C) Expérimentation et évaluation

Afin de valider cette variante de collecte opportuniste en Wi-Fi, nous l'avons testée à travers un scénario médical. Ce scénario consiste à équiper un individu d'une plate-forme SHIMMER et d'un smartphone. Cet individu se déplace librement au centre ville de Saint-Avé, France. Dès son passage auprès d'un *hotspot* communautaire, le smartphone s'authentifie et s'associe au réseau, puis transfère les *bundles* créés. La figure VI.5 illustre le circuit du trajet effectué par l'individu ainsi que les *hotspots* croisé durant son déplacement. Nous avons repris la configuration de la solution Wi-Fi (échantillonnage à 200 Hz et taille de *bundle*s 16 kB, etc.), en rajoutant les fonctionnalités spécifiques à ce scénario en extra-BAN (recherche active Wi2ME, GPS et couche de transport TCP). Nous avons configuré notre application pour un accès aux réseaux opérateurs français FREE et SFR.

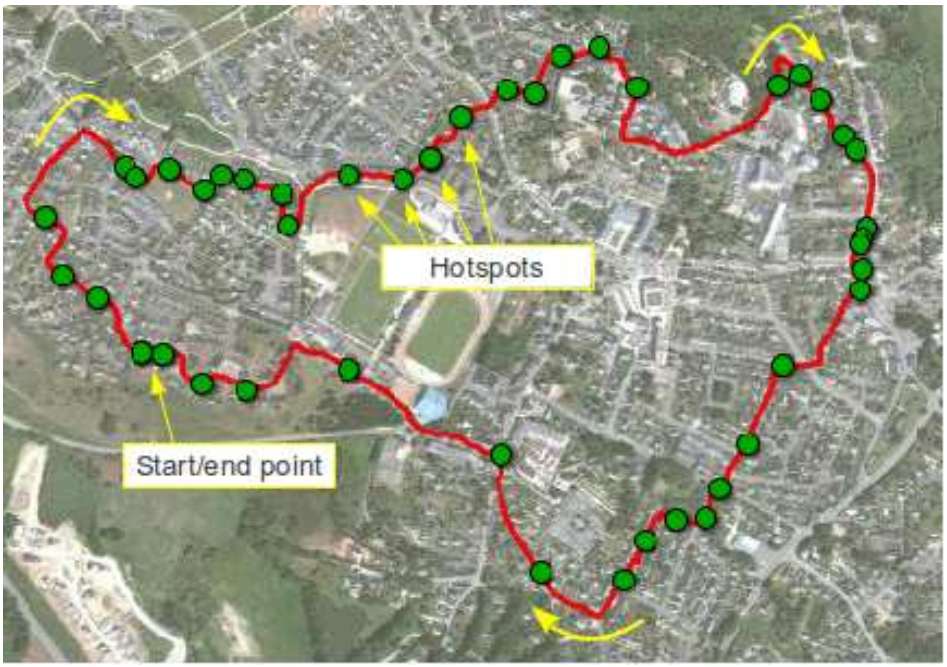


Figure VI.5: Vue aérienne du circuit de l'expérimentation (Saint Avé)

Interprétation des résultats

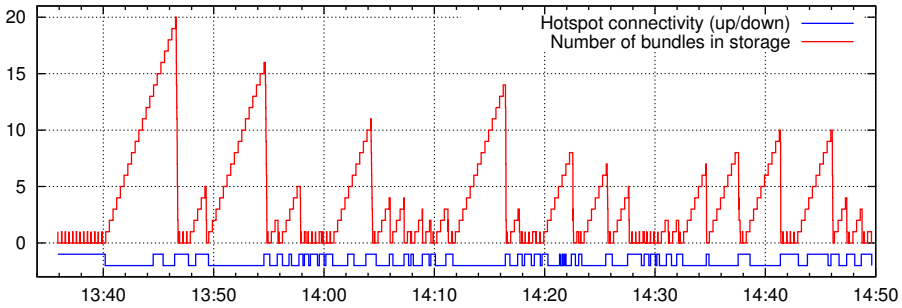


Figure VI.6: Historique des contacts radio et de production / transmission des *bundle*s

Cette expérimentation a duré 74 minutes, pour un trajet de 4.6 km. Dans l'intervalle, 45 points d'accès ont été utilisés par l'application pour le transfert de données (figure VI.5). La figure VI.6 illustre l'historique des contacts radio, ainsi que les connexions avec les points d'accès. Par exemple, à 13h35 les deux objets communicants SHIMMER et smartphone ont été connectés. Le capteur a immédiatement commencé l'acquisition de l'ECG du sujet, tandis que le smartphone s'est connecté au premier point d'accès Wi-Fi (*hotspot* le plus accessible durant cette période). Les *bundles* produits ont donc été transmis en temps réel au serveur distant. À 13h40 le sujet est sorti de son domicile, le smartphone s'est déconnecté du *hotspot*, et a commencé à stocker les *bundles*. À 13h44, le smartphone s'est connecté à un second *hotspot*, mais n'a réussi à transférer aucun *bundle*. À 13h46 le smartphone s'est connecté à un troisième *hotspot*, et cette fois-ci, il a réussi à transférer à travers ce *hotspot les* 20 *bundle*s stockés dans son cache. Comme la connexion avec ce point d'accès a été maintenue pendant presque une minute, le smartphone a réussi à transférer quelques *bundle*s créés en temps réel avant que la connexion soit interrompue.

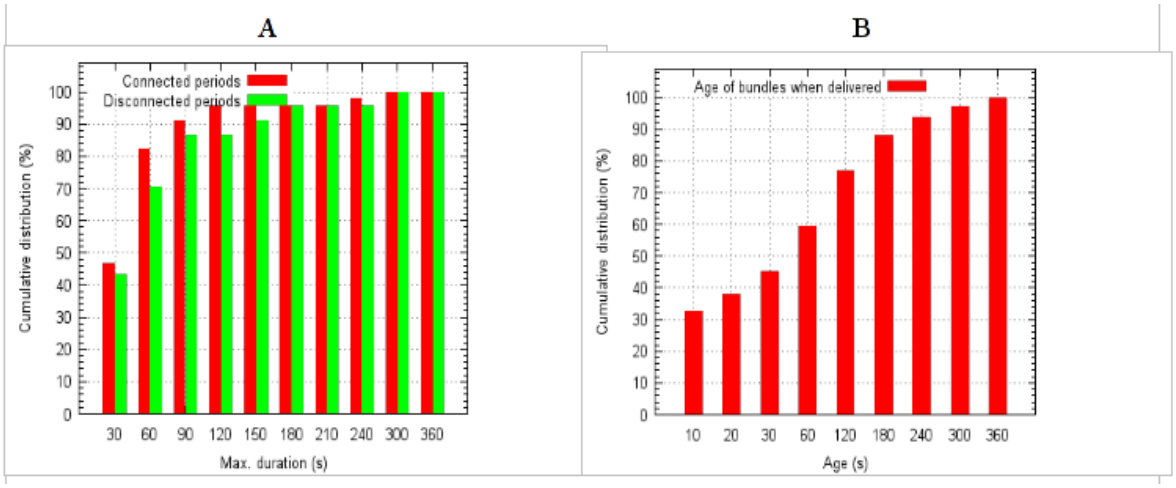


Figure VI.7: Distribution cumulative (A) des périodes de connectivité des *hotspots, et* (B) de l'âge des *bundle*s pendant la réception

La figure VI.7 illustre la distribution cumulative des durées des périodes pendant lesquelles le smartphone s'est trouvé dans les états connecté et déconnecté. On peut remarquer que 80% des

connexions ont duré moins d'une minute, ce qui est cohérent avec le fait que le sujet était mobile et marchait dans la rue à un rythme régulier. De même, on peut observer que plus de 90% des périodes déconnectées ont duré moins de 2,5 minutes. Lors de cette évaluation, la plupart des *bundles* ont atteint le serveur en moins d'une minute, et aucun *bundle* n'a dépassé 6 minutes d'attente avant son transfert.

En conclusion, les résultats de l'expérimentation confirment une présence importante des *hotspots* Wi-Fi communautaires dans des zones résidentielles. Les opérateurs téléphoniques s'attendent dans le futur à une augmentation importante de cette distribution et envisagent notamment l'intégration de points de collectes en ZigBee très prochainement (par exemple, ORANGE livebox Pro V3 [3]).

VI.4 Discussion

La troisième solution que nous avons étudiée dans ce chapitre représente une variante de la solution Wi-Fi. Elle permet d'effectuer un suivi quotidien et en continu de paramètres cardiaques d'individus mobiles. Cette solution est en effet moins contraignante. Exploiter les points d'accès Wi-Fi communautaires déployés permet d'étendre le périmètre de collecte pour la solution de collecte opportuniste basée sur le Wi-Fi. Avec ce type de réseau d'infrastructure, il est possible de transférer des données physiologiques vers des centres d'analyses distants, en minimisant le coût de déploiement. En effet, les observations des résultats de l'expérimentation montrent une densité importante de déploiement de ces infrastructures dans des endroits résidentiels. Ceci sera également valable pour les technologies de transmission de type ZigBee, UWB, etc. En effet, dans un avenir proche, ces technologie seront de plus en plus intégrées dans plusieurs objets communicants (smartphones, points d'accès, *homebox*...).

3. http://www.orange.fr/Livebox

Conclusion générale

La plupart des travaux concernant la télé-santé en mobilité proposent d'effectuer la collecte de données médicales selon deux approches. La première consiste à stocker les données directement sur le dispositif de capture, puis de récupérer ces données afin d'assurer le suivi médical *a posteriori*. La seconde approche repose sur l'hypothèse d'une connectivité permanente du système de capture, permettant la transmission immédiate des données, et par conséquent, un suivi en temps réel. Plusieurs contraintes font que cette dernière hypothèse est très difficile à satisfaire si l'on s'appuie sur les technologies de transmission sans fil actuelles (ZigBee, Bluetooth, Wi-Fi, 3G, etc.) : le manque de fiabilité des transmissions ferait courir un risque réel de perte de données, ce qui est évidemment inacceptable dans le domaine médical.

L'idée que nous défendons dans cette thèse est que le passage à des solutions de communication à connectivité intermittente (DTN) est possible pour assurer un suivi en continu. À cette fin, nous avons introduit plusieurs solutions techniques permettant une collecte opportuniste des données. En utilisant ces solutions, nous avons testé et validé un scénario médical générique – le marathon – et cherché à répondre à ses besoins en ressources – capacités de calcul, de transmission et consommation d'énergie – déterminés par les objets mobiles utilisés pour la collecte et la transmission des données. Le scénario médical étudié consiste à superviser l'activité cardiaque de coureurs pendant une épreuve de marathon à partir de la collecte du flux ECG complet d'un coureur pendant l'épreuve. Ce scénario a été choisi en raison des difficultés qu'il présente et des défis techniques qu'il oblige à relever.

Pour réaliser nos expérimentations, nous avons fait appel à des objets mobiles communicants (capteurs, dispositifs de mémorisation, de traitement et de communications) disponibles *sur étagère* et nous avons montré qu'ils peuvent répondre aux besoins de ce scénario dans des conditions de déploiement réelles. Les réseaux d'infrastructure sans fil que nous avons utilisés ont également satisfait les besoins du scénario étudié.

Pour réaliser la collecte des données de coureurs à pied, nous avons déployé un système de communication faisant appel à plusieurs stations de réception des données, les données étant captées et transmises par des objets communicants portés par les coureurs.

Une première variante de ce système s'appuie sur le protocole ZigBee. Cette variante présente l'avantage de pouvoir être mise en œuvre à faible coût. Les résultats d'expérimentation ont toutefois montré que cette variante n'est pas viable, et ce en raison des pertes de données observées lors des contacts radio entre les objets communicants portés par les coureurs et les stations de collecte.

Une deuxième variante du système de collecte s'appuie sur des liens Wi-Fi. L'expérimentation de cette variante a présenté de meilleurs résultats en termes de volume de données collectées, de capacité de calcul et de transmission. Pour satisfaire le besoin du scénario étudié en terme de production de données, la technologie Wi-Fi se caractérise par de meilleurs débits de transmission et comparée à ZigBee, et ce en dépit d'une forte consommation en énergie.

Au total, les résultats des expérimentations ont permis de démontrer que l'approche opportuniste garantit bien l'intégrité des données. D'une part, cette approche permet de s'accommoder de l'absence de connectivité de bout-en-bout potentiellement créée par la mobilité des individus, et ce grâce à son schéma de communication «*Store Carry and Forward*». D'autre part, cette approche peut être utilisée en exploitant des technologies sans fil actuellement déployées ou disponibles dans un futur proche (ZigBee, UWB, LTE, etc.). Cette possibilité assure que les solutions que nous avons proposées pourront être déployées sur des réseaux accessibles, évitant ainsi la mise en place, coûteuse, de solutions spécifiques.

Le passage à l'échelle et la forte consommation de ressources, en particulier, l'énergie utilisée pour la transmission des données, peuvent dégrader les performances d'un tel système de collecte. Mais on remarquera que les communications opportunistes permettent également de palier à ce manque de ressources. En ce sens, nous avons proposé certaines améliorations des fonctionnalités pour améliorer les performances du système de collecte. D'une part ces améliorations peuvent concerner les données produites telles que les routines de compression et de l'analyse du signal. D'autre part des améliorations de l'architecture et de la topologie du réseau de collecte sont également envisageables. Dans ce cadre, on peut utiliser plusieurs protocoles réseaux MANET dans le but d'étendre le périmètre du suivi, et techniques radio pour améliorer capacité en transmission par exemple.

Les objets mobiles communicants, de plus en plus miniaturisés et performants, offriront davantage de ressources – puissance de calcul, performances énergétiques – compte tenu des progrès technologiques. En outre, de nouveaux réseaux d'infrastructures seront déployés très prochainement et accessibles à ces objets communicants (plates-formes de capteurs, smartphones, points d'accès public, etc.), à l'image de ZigBee, LTE, UWB, Wi-Fi (IEEE-802.11n), etc. Ce déploiement permettra d'assurer une distribution de plus en plus dense de stations de collecte potentielles, que ce soit dans des zones résidentielles ou isolées, et il offrira un grand nombre de choix en termes de technologies de transmission.

Pour proposer une généralisation de l'approche de collecte opportuniste dans la télé-santé en mobilité, les techniques mises en jeu pour collecter des données physiologiques sur des marathoniens ont été reprises à travers un autre scénario médical. Ce scénario, moins contraignant, consiste a superviser l'activité cardiaque d'individus au cours de leur activité quotidienne, la transmission de données reposant cette fois sur les hotspots des réseaux Wi-Fi communautaires. Les résultats obtenus lors de l'expérimentation réalisée pour ce scénario ont confirmé que la distribution de ce type de réseau est, dès maintenant, très dense dans des zones résidentielles, au moins en France, ce qui rend plausible une telle approche.

Les perspectives ouvertes par la collecte opportuniste de données dans la télé-santé en mobilité sont nombreuses. Elles sont liées pour partie aux progrès prévisibles dans les technologies sans fil, les dispositifs de réseaux corporels (WBAN) en plein essor, le déploiement de protocoles opportunistes dans des systèmes standard. On peut envisager l'utilisation de techniques de compression des données, ce qui permettra de trouver des équilibres nouveaux entre traitement local des données – lorsque la connectivité n'est pas assurée – et communications. Les futures applications de la télé-santé en mobilité exploitant l'approche de la collecte opportuniste pourront ainsi faire appel à différentes méthode de gestion des ressources en faisant appel à une palette de technologies élargie. Quand aux différents scénarios médicaux envisageables à travers cette approche, nous en avons proposé certains qui permettent une bonne introduction de cette approche dans le domaine de la télé-santé en mobilité. Mais de notre point de vue, nous n'en sommes qu'au début de l'exploration.

Annexe

Algorithme NesC s'exécutant sous la plate-forme SHIMMER

```
SimpleECGC {
uses {    // Interfaces utilisées
interface Boot;
interface Bluetooth;
interface shimmerAnalogSetup;
interface Timer<TMilli> as SampleTimer;
...
interface Msp430DmaChannel as DMA0;
}}

implementation {  // Implémentation du module SimpleECGC
uint16_t sbuf0[60], sbuf1[60];    // Init des Buffers
uint16_t sample_freq = 2; //500Hz // Init de la Fréquence

void init() {
call BluetoothInit.init();  // Init du module Bluetooth
...
call shimmerAnalogSetup.addECGInputs(); // Init du module ECG
call shimmerAnalogSetup.finishADCSetup(sbuf0);
}

// Boot de la plate-forme SHIMMER
event void Boot.booted() {init();  call BTStdControl.start();}

task void sendSensorData() { // Appel la méthode de COM.send()
  if(current_buffer == 1)
   call Bluetooth.write((uint8_t *)sbuf0, 120);
  else
   call Bluetooth.write((uint8_t *)sbuf1, 120);
}

task void startSensing() {  // Activation de l'acquisition
  call SampleTimer.startPeriodic(sample_freq);
}
```

```
task void stopSensing() {    // Arret de l'acquisition
  call SampleTimer.stop();
  call shimmerAnalogSetup.stopConversion();
}

// événement Plate-forme associée et connectée
async event void Bluetooth.connectionMade(uint8_t status) {
 post startSensing();     // Canal ACL et RFCOMM établis
}
- - - - - - - - - - - - - - - - - Suite - - - - - - - - - - - - - - - - -
// événement Plate-forme déconnectée
async event void Bluetooth.connectionClosed(){
// Gérer la partie DTN (Store Carry And Forward) sous Bluetooth
}

event void Bluetooth.dataAvailable(uint8_t data){ //COM.receive
// Réception des ordres du smartphone: Fréquences, résolution..
            }

// échantillonage à travers le Timer
event void SampleTimer.fired(){
         call shimmerAnalogSetup.triggerConversion();}

// Acquisition et bufferization des tuples de l'ECG
async event void DMA0.transferDone(error_t success) {
 if(current_buffer == 0){
  call DMA0.repeatTransfer(ADC12MEM0_, sbuf1, NBR_ADC_CHANS);
  current_buffer = 1;
   }
 else {
  call DMA0.repeatTransfer(ADC12MEM0_, sbuf0, NBR_ADC_CHANS);
  current_buffer = 0;
   }
  post sendSensorData();  // Transfert des tuples de données ECG
}
}}
```

Module Configuration (Binding)

```
configuration SimpleECGAppC { }

implementation {
components MainC, SimpleECGC;
   SimpleAccelC -> MainC.Boot;
   components new TimerMilliC() as SampleTimer;
   SimpleAccelC.SampleTimer -> SampleTimer;
```

```
    components RovingNetworksC;
    SimpleAccelC.Bluetooth -> RovingNetworksC;
    components AccelC;
    SimpleAccelC.Accel -> AccelC;
    components shimmerAnalogSetupC, Msp430DmaC;
    SimpleAccelC.shimmerAnalogSetup -> shimmerAnalogSetupC;
    SimpleAccelC.DMA0               -> Msp430DmaC.Channel0;
}
```

Bibliographie

[1] Y. T. Zhang (Eic), C. C. Y. Poon, and E. MacPherson, "Editorial Note on Health Informatics," *Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on*, vol. 13, pp. 281 –283, may 2009.

[2] G. Stephens and G. Woods, "An Initial Investigation into the role of Health Informatics in the Context of Global Health," in *Computer-Based Medical Systems, 2005. Proceedings. 18th IEEE Symposium on*, pp. 214–219, 2005.

[3] M. Jordanova and F. Lievens, "Global Telemedicine and eHealth (A synopsis)," in *E-Health and Bioengineering Conference (EHB), 2011*, pp. 1–6, 2011.

[4] R. Istepanian, N. Philip, X. H. Wang, and S. Laxminarayan, "Non-telephone Healthcare : The Role of 4G and Emerging Mobile Systems for Future m-Health Systems," 2011.

[5] J. Li, N. Moore, S. Akter, S. Bleisten, and P. Ray, "MHealth for Influenza Pandemic Surveillance in Developing Countries," in *System Sciences (HICSS), 2010 43rd Hawaii International Conference on*, pp. 1 –9, jan. 2010.

[6] J. Black, F. Koch, L. Sonenberg, R. Scheepers, A. Khandoker, E. Charry, B. Walker, and N. Soe, "Mobile Solutions for Front-line Health Workers in Developing Countries," in *e-Health Networking, Applications and Services, 2009. Healthcom 2009. 11th International Conference on*, pp. 89 –93, dec. 2009.

[7] J. l. Les jardins, P. Lamadelaine, B. dorizzi, and guerrier, *La Biometrie Techniques et Usages*. Ed. Techniques de l'ngénieur, 2004.

[8] D. Patra, S. Ray, J. Mukhopadhyay, B. Majumdar, and A. Majumdar, "Achieving E-health Care in a Distributed EHR system," in *e-Health Networking, Applications and Services, 2009. Healthcom 2009. 11th International Conference on*, pp. 101 –107, dec. 2009.

[9] P. Marcheschi, A. Mazzarisi, S. Dalmiani, and A. Benassi, "ECG Standards for the Interoperability in patient Electronic Health Records in Italy," in *Computers in Cardiology, 2006*, pp. 549–552, IEEE, 2006.

[10] "IEEE Draft Standard for Health informatics - Personal health device communication - Device specialization - Basic Electrocardiograph(ECG) (1 to 3-lead ECG)," *IEEE P11073-10406/D11, July 2011*, pp. 1–73, 2011.

[11] J. Noueihed, R. Diemer, S. Biala, and S. Chakraborty, "Comparing Bluetooth HDP and SPP for Mobile Health Devices," in *International Conference on Body Sensor Networks*, (Singapore), 2010.

[12] C. Lee, J. Kim, H. S. Lee, and J. Kim, "Physical Layer Designs for WBAN Systems in IEEE 802.15.6 Proposals," in *Communications and Information Technology, 2009. ISCIT 2009. 9th International Symposium on*, pp. 841–844, sept. 2009.

[13] P. Laguna, N. Thakor, P. Caminal, R. Jane, H.-R. Yoon, A. Bayes de Luna, V. Marti, and J. Guindo, "New algorithm for QT Interval Analysis in 24-hour Holter ECG : Performance and Applications," 1990.

[14] M. Avraam, M. Horodinca, P. Letier, and A. Preumont, "Portable Smart Wrist Rehabilitation Device Driven by Rotational MR-fluid Brake Actuator for Telemedecine Applications," in *Intelligent Robots and Systems, 2008. IROS 2008. IEEE/RSJ International Conference on*, pp. 1441 –1446, sept. 2008.

[15] M. Kusserow, O. Amft, and G. Troster, "Psychophysiological Body Activation Characteristics in Daily Routines," in *Wearable Computers, 2009. ISWC '09. International Symposium on*, pp. 155 –156, sept. 2009.

[16] B. Dardelet, "Breaking the wall : The Rise of Telemedicine as the New Collaborative Interface," in *Systems Sciences, 1999. HICSS-32. Proceedings of the 32nd Annual Hawaii International Conference on*, vol. Track4, p. 12 pp., 1999.

[17] J. Villarruel and B. Corona, "Proposal for a Remote Surgery System Based on Wireless Communications, Electromyography and Robotics," in *Electronics, Robotics and Automotive Mechanics Conference, 2008. CERMA '08*, pp. 93 –98, 30 2008-oct. 3 2008.

[18] R. Fensli, E. Gunnarson, and T. Gundersen, "A wearable ECG-recording system for Continuous Arrhythmia Monitoring in a Wireless Tele-home-care Situation," in *Computer-Based Medical Systems, 2005. Proceedings. 18th IEEE Symposium on*, pp. 407–412, june 2005.

[19] G. Blumrosen, N. Avisdris, R. Kupfer, and B. Rubinsky, "C-SMART : Efficient seamless cellular phone based patient monitoring system," in *World of Wireless, Mobile and Multimedia Networks (WoWMoM), 2011 IEEE International Symposium on a*, pp. 1–6, 2011.

[20] D. Konstantas, V. Jones, and R. Herzog, "MobiHealth Innovative 2.5-3G Mobile Services and Applications for Healthcare," in *Proceedings of the Eleventh Information Society Technologies (IST) Mobile and Wireless Telecom*, pp. 43–52, 2002.

[21] M. Tsiknakis, D. G. Katehakis, and S. C. Orphanoudakis, "A Health Information Infrastructure Enabling Secure Access to the Life-long Multimedia Electronic Health Record," in *CARS*, pp. 289–294, 2004.

[22] N. Oliver and F. Flores-Mangas, "HealthGear : Automatic Sleep Apnea Detection and Monitoring with a Mobile Phone," vol. 2, pp. 1–9, 2007.

[23] E. Jovanov, K. Frith, F. Anderson, M. Milosevic, and M. Shrove, "Real-time Monitoring of Occupational Stress of Nurses," in *Engineering in Medicine and Biology Society,EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE*, pp. 3640 –3643, 30 2011-sept. 3 2011.

[24] R. Littman-Quinn, A. Chandra, A. Schwartz, A. Chang, F. Fadlelmola, S. Ghose, K. Armstrong, L. Bewlay, K. Digovich, A. Seymour, and C. Kovarik, "MHealth Applications for Clinical Education, Decision Making, and Patient Adherence in Botswana," in *IST-Africa Conference Proceedings, 2011*, pp. 1 –8, may 2011.

[25] A. Burns, B. Greene, M. McGrath, T. O'Shea, B. Kuris, S. Ayer, F. Stroiescu, and V. Cionca, "SHIMMER : A Wireless Sensor Platform for Noninvasive Biomedical Research," *IEEE Sensors Journal*, no. 9, pp. 1527–1534, 2010.

[26] Shimmer, "www.shimmer-research.com."

[27] G. Oikonomou and I. Phillips, "Experiences from Porting the Contiki Operating System to a Popular Hardware Platform," june 2011.

[28] R. Inam, J. Maki-Turja, M. Sjodin, S. Ashjaei, and S. Afshar, "Support for hierarchical scheduling in FreeRTOS," in *Emerging Technologies Factory Automation (ETFA), 2011 IEEE 16th Conference on*, pp. 1 –10, sept. 2011.

[29] S. Madden, P. Levis, J. Polastre, R. Szewczyk, K. Whitehouse, A. Woo, D. Gay, M. Welsh, E. Brewer, , and D. Culler, "Ambient Intelligence, chapter TinyOS : An Operating System for Sensor Networks http ://www.tinyos.net/ ," pp. 115–148, March 2005.

[30] IEEE802.15.4-2006, "Part 15.4 : Wireless medium access control (MAC) and physical layer (PHY) specifications for low-rate wireless personal area networks (WPANs). Standard, IEEE.."

[31] J. Li, X. Zhu, N. Tang, and J. Sui, "Study on ZigBee Network Architecture and Routing Algorithm," july 2010.

[32] "WBAN IEEE 802.15 WPANTM Task Group 6 Body Area Network http ://www.ieee802.org/15/pub/TG6.html ."

[33] R. Rashid and R. Yusoff, "Bluetooth Performance Analysis in Personal Area Network (PAN)," sept. 2006.

[34] " Le groupe de travail 802.11 est responsable des standards de WLAN http ://grouper.ieee.org/groups/802/index.html."

[35] M. Hanson, H. Powell, A. Barth, K. Ringgenberg, B. Calhoun, J. Aylor, and J. Lach, "Body Area Sensor Networks : Challenges and Opportunities," *Computer*, vol. 42, pp. 58 –65, jan. 2009.

[36] M. Pan, C. Tsai, and Y. Tseng, "Emergency Guiding and Monitoring Applications in Indoor 3D Environments by Wireless Sensor Networks," *Int. J. Sen. Netw.*, vol. 1, pp. 2–10, Sept. 2006.

[37] A. Mainwaring, D. Culler, J. Polastre, R. Szewczyk, and J. Anderson, "Wireless Sensor Networks for Habitat Monitoring," in *Proceedings of the 1st ACM international workshop on Wireless sensor networks and applications*, WSNA '02, (New York, NY, USA), pp. 88–97, ACM, 2002.

[38] N. D and N. B, "DV Based Positioning in Ad hoc Networks," *In Journal of Telecommunication Systems*, no. 9, pp. 1527 –1534, 2003.

[39] K. Lorincz, D. J. Malan, T. R. F. F. Jones, A. Nawoj, A. Clavel, V. Shnayder, G. Mainland, M. Welsh, and S. Moulton, "Sensor Networks for Emergency Response : Challenges and Opportunities," 2004.

[40] K. Lorincz, B. rong Chen, G. W. Challen, A. R. Chowdhury, S. Patel, P. Bonato, and M. Welsh, "Mercury : A Wearable Sensor Network Platform for High-fidelity Motion Analysis," sept. 2009.

[41] D. Konstantas, V. M. Jones, and R. Herzog, "MobiHealth-Innovative 2.5/3G Mobile Services and Applications for Health Care." http ://eprints.eemcs.utwente.nl/8670/, June 2002.

[42] MITRIL, "http ://biomobius.trilcentre.org."

[43] F. Aiello, F. L. Bellifemine, G. Fortino, S. Galzarano, and R. Gravina, "An Agent-based Signal Processing In-node Environment for Real-time Human Activity Monitoring Based on Wireless Body Sensor Networks," 2011.

[44] G. Chelius, C. Braillon, M. Pasquier, N. Horvais, R. Pissard-Gibollet, B. Espiau, and C. Azevedo Coste, "A Wearable Sensor Network for Gait Analysis : A 6-Day Experiment of Running Through the Desert," *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 16.

[45] L. Johannesen, "Assessment of ECG quality on an Android Platform," in *Computing in Cardiology, 2011*, pp. 433 –436, sept. 2011.

[46] W.-J. Yi, W. Jia, and J. Saniie, "Mobile Sensor Data Collector Using Android Smartphone," in *Circuits and Systems (MWSCAS), 2012 IEEE 55th International Midwest Symposium on*, pp. 956 –959, aug. 2012.

[47] A. F. Cardenas, R. K. Pon, and R. B. Cameron, "Management of Streaming Body Sensor Data for Medical Information Systems," in *METMBS*, pp. 186–191, 2003.

[48] P. Kugler, D. Schuldhaus, U. Jensen, and B. Eskofier, "Mobile Recording System for Sport Applications," in *Proceedings of the 8th International Symposium on Computer Science in Sport* (Y. Jiang and H. Zhang, eds.), (Liverpool), pp. 67–70, 2011.

[49] K. Kong, C. Ng, and K. Ong, "Web-based Monitoring of Real-time ECG data," in *Computers in Cardiology 2000*, pp. 189 –192, 2000.

[50] Z. Babovic, A. Crnjin, G. Racocevic, M. Stankovic, Z. Peric, I. Cirkovic, I. Damjanovic, and V. Milutinovic, "Prosense Reaseach Activities in Belgrad," in *NSTCN*, pp. 100–105, 2009.

[51] S. C and D. F, "The dymo routing protocol in vanet scenarios," in *Vehicular Technology Conference, 2007. VTC-2007 Fall. 2007 IEEE 66th*, pp. 16–20, 2007.

[52] J. Liu and F. min Li, "An Improvement Of AODV Protocol Based on Reliable Delivery in Mobile Ad Hoc Networks," in *Information Assurance and Security, 2009. IAS '09. Fifth International Conference on*, vol. 1, pp. 507–510, aug. 2009.

[53] C. Adjih, E. Baccelli, and P. Jacquet, "Link State Routing in Wireless Ad-hoc Networks," in *Military Communications Conference, 2003. MILCOM '03. 2003 IEEE*, vol. 2, pp. 1274 – 1279 Vol.2, oct. 2003.

[54] P. Sinha, S. Krishnamurthy, and S. Dao, "Scalable Unidirectional Routing with Zone Routing Protocol (ZRP) Extensions for Mobile Ad-hoc Networks," in *Wireless Communications and Networking Confernce, 2000. WCNC. 2000 IEEE*, vol. 3, pp. 1329 –1339 vol.3, 2000.

[55] S. Burleigh, A. Hooke, L. Torgerson, K. Fall, V. Cerf, B. Durst, K. Scott, and H. Weiss, "Delay-Tolerant Networking : an Approach to Interplanetary Internet," *Communications Magazine, IEEE*, vol. 41, pp. 128 – 136, june 2003.

[56] R. C. Shah, S. Roy, S. Jain, and W. Brunette, "Data MULEs : Modeling a Three-Tier Architecture for Sparse Sensoe Networks," in *Proceedings of IEEE SNPA Workshop*, 2003.

[57] M. Riordan and D. Grigoras, "Data Mule Service for Mobile Ad-Hoc Networks," in *Parallel and Distributed Computing (ISPDC), 2012 11th International Symposium on*, pp. 227 –234, june 2012.

[58] F.-J. Wu, C.-F. Huang, and Y.-C. Tseng, "Data Gathering by Mobile Mules in a Spatially Separated Wireless Sensor Network," in *Mobile Data Management : Systems, Services and Middleware, 2009. MDM '09. Tenth International Conference on*, pp. 293 –298, may 2009.

[59] A. Vahdat and D. Becker, "Epidemic Routing for Partially Connected Ad Hoc Networks," tech. rep., Duke University, April 2000.

[60] A. Lindgren, A. Doria, and O. Schelen, "Probabilistic Routing in Intermittently Connected Networks," in *Proceedings of the The First International Workshop on Service Assurance with Partial and Intermittent Resources (SAPIR 2004)*, (Fortaleza, Brazil), August 2004.

[61] M. Musolesi and C. Mascolo, "CAR : Context-Aware Adaptive Routing for Delay-Tolerant Mobile Networks," *IEEE Transactions on Mobile Computing*, vol. 8, pp. 246–260, 2009.

[62] Y. Maheo, N. Le Sommer, P. Launay, F. Guidec, and M. Dragone, "Beyond Opportunistic Networking Protocols : a Disruption-Tolerant Application Suite for Disconnected MANETs," in *4th Extreme Conference on Communication (ExtremeCom'12)*, (Zurich, Switzerland), pp. 1–6, ACM, March 2012.

[63] J. Su, J. Scott, P. Hui, J. Crowcroft, E. de Lara, C. Diot, A. Goel, M. Lim, and E. Upton, "Haggle : Seamless Networking for Mobile Applications," 2007.

[64] S.-Y. Wang, "Distributed interplanetary Delay/Disruption Tolerant Network (DTN) Monitor and Control system," in *Aerospace Conference, 2012 IEEE*, pp. 1 –9, march 2012.

[65] P. Mekbungwan, A. Tunpan, L. Borlido, N. Khaitiyakun, and K. Kanchanasut, "A DTN routing on OLSR for VANET : A Preliminary Road Experiment," in *Global Information Infrastructure Symposium (GIIS), 2011*, pp. 1 –6, aug. 2011.

[66] H. Ochiai, H. Ishizuka, Y. Kawakami, and H. Esaki, "A DTN-Based Sensor Data Gathering for Agricultural Applications," *Sensors Journal, IEEE*, vol. 11, pp. 2861 –2868, nov. 2011.

[67] M. Al-Siyabi, H. Cruickshank, Z. Sun, and P. Cornice, "Fair Admission Control Model for Aircrafts Bundles data Transmission for Delay Tolerant Networks," in *Advanced satellite multimedia systems conference (asma) and the 11th signal processing for space communications workshop (spsc), 2010 5th*, pp. 54 –61, sept. 2010.

[68] D. Merani, A. Berni, J. Potter, and R. Martins, "An Underwater Convergence Layer for Disruption Tolerant Networking," in *Internet Communications (BCFIC Riga), 2011 Baltic Congress on Future*, pp. 103 –108, feb. 2011.

[69] DTNRG, " http ://irtf.org/dtnrg ."

[70] M. Ho and K. Fall, "Poster : Delay Tolerant Networking for Sensor Networks," in *First IEEE Conference on Sensor and Ad Hoc Communications and Networks (SECON 2004)*, pp. 1–13, IEEE CS, 2004.

[71] J. Philo, O. Hidekazu, W. Yong, M. Margaret, P. Lishiuan, and R. Daniel, "Energy Efficient Computing for Wildlife Tracking Design Tradeoffs and Early Experiences with ZebraNet," in *ASPLOS-x*, (San JosÃ©), August 2002.

[72] B. Pasztor, M. Musolesi, and C. Mascolo, "Opportunistic Mobile Sensor Data Collection with SCAR," in *In Proc. IEEE Int'l Conf. on Mobile Adhoc and Sensor Systems (MASS07)*, pp. 1–22, IEEE Press, 2007.

[73] J. Scholl, L. Lambrinos, and A. Lindgren, "Rural Telemedicine Networks Using Storeand-Forward Voice-over-IP," in *Medical informatics in a united and healthy : The XXIInd International Congress of the european Federation for Medical Informatics*, pp. 448–452, 2009.

[74] S. Syed-Abdul, J. Scholl, P. Lee, W.-S. Jian, D.-M. Liou, and Y.-C. Li, "Study on the Potential for Delay Tolerant Networks by Health Workers in Low Resource Settings," *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 0, no. 0, pp. 99–107, 2011.

[75] E. Tayama, D. B. Olsen, Y. Ohashi, R. Benkowski, D. Morley, G. P. Noon, Y. Nosé, and M. E. DeBakey, "The DeBakey ventricular assist device : current status in 1997," *Artificial organs*, vol. 23, no. 12, pp. 1113–1116, 1999.

[76] "The electrocardiogram - looking at the heart of electricity http ://nobelprize.org/educational/medicine/ecg/ecg-readmore.html, last visited 30th oct. 2011.."

[77] "ShimmerTechnicalReport - Shimmer USER MANUAL Revision 2R.C SHIMMER : Sensing Health with intelligence, Modularity, Mobility and Experimental Reusability. Revision 2R.c. REALTIME TECHNOLOGIES LTD. 2008-2010."

[78] E. D. Stevens and D. Randall, "Changes in Blood Pressure, Heart Rate and Breathing Rate During Moderate Swimming Activity in Rainbow Trout," *Journal of Experimental Biology*, vol. 46, no. 2, pp. 307–315, 1967.

[79] F. J. Rincón, L. Gutiérrez, M. Jiménez, V. Díaz, N. Khaled, D. Atienza, M. Sanchez-Elez, J. Recas, and G. D. Micheli, "Implementation of an Automated ECG-based Diagnosis Algorithm for a Wireless Body Sensor Plataform," in *BIODEVICES*, pp. 88–96, 2009.

[80] G. Madzarov and D. Dordevic, "Heartbeat Tracking Application for Mobile Devices - Arrhythmia Recognition Module," pp. 21–24, 2010.

[81] N. Boichat, N. Khaled, F. J. Rincn, and D. Atienza, "Wavelet-Based ECG Delineation on a Wearable Embedded Sensor Platform," in *2009 Sixth International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN09)*, pp. 256–261, IEEE CS, 2009.

[82] R. Jafari, H. Noshadi, S. Ghiasi, and M. Sarrafzadeh, "Adaptive Electrocardiogram Feature Extraction on Distributed Embedded Systems," *Parallel and Distributed Systems, IEEE Transactions on*, vol. 17, pp. 797 –807, aug. 2006.

[83] J. P. Abenstein and W. J. Tompkins, "A New Data-Reduction Algorithm for Real-Time ECG Analysis ," in *IEEEBI*, 1978.

[84] J. R. Cox, F. M. Nolle, H. A. Fozzard, and G. C. Oliver, "AZTEC, a Preprocessing Program for Real-Time ECG Rhythm Analysis," in *IEEEBI*, 1968.

[85] U. a. E. P. Ruttimann and H. V. ;, "Compression of the ECG by Prediction or Interpolation and Entropy Encoding," in *IEEEBI*, 1979.

[86] M. Hossein, K. Nadia, and V. Pierre, "Real-Time Compressed Sensing-Based Electrocardiogram Compression on Energy Constrained Wireless Body Sensors," in *The IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS2011)*, pp. 1–4, IEEE CS, 2011.

[87] B. Chen and D. Pompili, "Transmission of Patient Vital Signs Using Wireless Body Area Networks," *MONET*, vol. 16, no. 6, pp. 663–682, 2011.

[88] Q. Ao, J.-H. Peng, and N.-K. Nair, "Assessing Ampling for Prony Analysis and Kalman Filter in Monitoring Electromechanical Oscillations," in *Universities Power Engineering Conference (AUPEC), 2011 21st Australasian*, pp. 1–6, sept. 2011.

[89] "http ://www.m2slab.com/."

[90] Y. Wu, J. Stankovic, T. He, and S. Lin, "Realistic and Efficient Multi-Channel Communications in Wireless Sensor Networks," in *INFOCOM 2008. The 27th Conference on Computer Communications. IEEE*, pp. 1193 –1201, april 2008.

[91] G. Zhou, C. Huang, T. Yan, T. He, J. A. Stankovic, and T. F. Abdelzaher, "MMSN : Multi-Frequency Media Access Control for Wireless Sensor Networks," in *INFOCOM 2006. 25th IEEE International Conference on Computer Communications. Proceedings*, pp. 1 –13, april 2006.

[92] J. Hauer, "TKN15.4 : an IEEE 802.15.4 MAC implementation for TinyOS 2," tech. rep., Technical Report TKN-08-003, Telecommunication Networks Group, Technical University Berlin, March 2009.

[93] A. Cunha, A. Koubaa, R. Severino, and M. Alves, "Open-ZB : an Open-source Implementation of the IEEE 802.15.4/ZigBee Protocol Stack on TinyOS," in *Mobile Adhoc and Sensor Systems, 2007. MASS 2007. IEEE Internatonal Conference on*, pp. 1 –12, oct. 2007.

[94] A. Hodel, R. Tenison, D. Clem, and J. Ingram, "The Octave Control Systems Toolbox : a MATLABTM-like CACSD Environment," in *Computer-Aided Control System Design, 1996., Proceedings of the 1996 IEEE International Symposium on*, pp. 386 –391, sep 1996.

[95] G. Castignani, A. Martin Lampropulos, A. Blanc, and N. Montavont, "Wi2Me : A Mobile Sensing Platform for Wireless Heterogeneous Networks," in *IEEE International Workshop on Sensing, Networking, and Computing with Smartphones (ICDCS 2012)*, (Macau, China), June 2012.

[96] T. Paso, J. Makela, and J. Iinatti, "Enhancing the IEEE 802.15.4 MAC with Dynamic GTS Allocation for Medical Applications," in *Wireless Personal Multimedia Communications (WPMC), 2011 14th International Symposium on*, pp. 1–5, oct. 2011.

[97] H. Su and X. Zhang, "Battery-dynamics Driven TDMA MAC Protocols for Wireless Body-Area Monitoring Networks in Healthcare Applications," *Selected Areas in Communications, IEEE Journal on*, vol. 27, pp. 424 –434, may 2009.

[98] V. Niemela, M. Hamalainen, and J. Iinatti, "Improved Usage of Time Slots of the IEEE 802.15.4a UWB System Model," in *Wireless Personal Multimedia Communications (WPMC), 2011 14th International Symposium on*, pp. 1–5, oct. 2011.

[99] G. Mulligan, "The 6LoWPAN Architecture," in *Proceedings of the 4th workshop on Embedded networked sensors*, EmNets07, (New York, NY, USA), pp. 78–82, ACM, 2007.

[100] E. Aramendi, J. Ruiz, S. Ruiz de Gauna, U. Irusta, A. Lazkano, and J. Gutierrez, "A Simple Effective Filtering Method for Removing CPR Caused Artefacts From Surface ECG signals," in *Computers in Cardiology, 2005*, pp. 547–550, 2005.

Table des figures

II.1 Plate-forme SunSpot (Site SunSpotWorld) 25
II.2 Plate-forme TELOS-B (Site Xbow) 26
II.3 Plate-forme SHIMMER (SHIMMER [26]) 27
II.4 Caractéristiques de la super-trame MAC de IEEE-802.15.4 29
II.5 Représentation d'un WBAN (IEEE-802.11.6 [32]) 30
II.6 Architecture de la pile de protocoles IEEE-802.15.1 32
II.7 Les couches du standard IEEE 11073 pour Bluetooth 33
II.8 Caractéristiques en termes de portée et de débits pour IEEE [34] 40
II.9 Consommation en ressources des composants matériels 41
II.10 Consommation en ressources des capteurs physiologiques 41
II.11 Illustration du schéma de communication opportuniste, *store carry and forward*. . . . 45
II.12 Projet PackBOT implémentant l'approche opportuniste, réf (DTNRG [69]) 47

III.1 Collecte opportuniste de paramètres cardiaques de coureurs. 52
III.2 Représentation du signal ECG en trois dérivations [76]. 55
III.3 Tracé ECG enregistré lors d'un test d'effort. 55
III.4 Algorithme de compression AZTEC[83] 58
III.5 Collecte de données par différents liens sans fil dans une course 62

IV.1 Plates-formes sélectionnées (SHIMMER , TELOS-B) 70
IV.2 Architecture de la solution option ZigBee 71
IV.3 Exemple de tracé ECG d'un coureur durant la course. 74
IV.4 76

V.1 Architecture de la solution "option Wi-Fi" 81
V.2 Diagramme de transition des flux ECG 82
V.3 Diagramme de classes de l'application Java Android 82
V.4 Gestion du service Bluetooth, SHIMMER (à gauche) et smartphone (à droite) 83
V.5 Diagramme de classes du service Bluetooth 84
V.6 Diagramme de classe de la partie extra-BAN 87
V.7 Les états de transitions d'un *bundle* 88

VI.1 Illustration du niveau de batterie consommé pour les deux solutions 97
VI.2 Représentation d'une trame de données 6lowPAN [99] 99
VI.3 Diagramme de classes intégrant le module ECG-PARSER 100
VI.4 Séquence de traitement du signal ECG pour les deux solutions 103
VI.5 Vue aérienne du circuit de l'expérimentation (Saint Avé) 107

VI.6 Historique des contacts radio et de production / transmission des *bundle*s 108
VI.7 Distribution cumulative (A) des périodes de connectivité des *hotspots, et* (B) de l'âge des *bundle*s pendant la réception 108