PolyPublie
Polytechnique Montréal

POLYTECHNIQUE MONTRÉAL
UNIVERSITÉ D'INGÉNIERIE

Titre: Title:	Plateforme multicapteurs pour le monitorage du positionnement géographique et des signaux comportementaux
Auteur: Author:	Axelle Chevallier
Date:	2013
Type:	Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis
Référence: Citation:	Chevallier, A. (2013). Plateforme multicapteurs pour le monitorage du positionnement géographique et des signaux comportementaux [Master's thesis, École Polytechnique de Montréal]. PolyPublie. https://publications.polymtl.ca/1120/

Document en libre accès dans PolyPublie
Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: PolyPublie URL:	https://publications.polymtl.ca/1120/
Directeurs de recherche: Advisors:	Mohamad Sawan, & Yan Kestens
Programme: Program:	Génie biomédical

Ce fichier a été téléchargé à partir de PolyPublie, le dépôt institutionnel de Polytechnique Montréal
This file has been downloaded from PolyPublie, the institutional repository of Polytechnique Montréal

https://publications.polymtl.ca

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

PLATEFORME MULTI-CAPTEURS POUR LE MONITORAGE DU POSITIONNEMENT GÉOGRAPHIQUE ET DES SIGNAUX COMPORTEMENTAUX

AXELLE CHEVALLIER

INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MEMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION

DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES

(GÉNIE BIOMÉDICAL)

AVRIL 2013

© Axelle Chevallier, 2013.

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé:

PLATEFORME MULTI-CAPTEURS POUR LE MONITORAGE DU POSITIONNEMENT GÉOGRAPHIQUE ET DES SIGNAUX COMPORTEMENTAUX

présenté par : CHEVALLIER Axelle

en vue de l'obtention du diplôme de : Maîtrise ès sciences appliquées

a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

M. DAVID Jean-Pierre, Ph. D., président

M. SAWAN Mohamad, Ph. D., membre et directeur de recherche

M. KESTENS Yan, Ph. D., membre et codirecteur de recherche

M. BOYER François-Raymond, Ph. D., membre

DÉDICACE

A Sébastien Vigne

REMERCIEMENTS

Je voudrais tout d'abord remercier mon directeur de recherche le Dr Mohamad Sawan ainsi que mon co-directeur de recherche le Dr Yan Kestens pour m'avoir permis de rejoindre leur équipe et de travailler sur un projet intéressant et stimulant. Je remercie également le Dr Jean-Pierre David et le Dr François Raymond Boyer d'avoir accepté de faire partie de mon jury de maîtrise. Je remercie aussi les IRSC pour leur soutien financier

Mes remerciements suivants s'adressent à Joseph Lacerte et Laurent Mouden pour leur aide inestimable et leurs conseils avisés. Je remercie également tout le personnel du département de génie électrique et de l'institut de génie biomédical.

Pour leurs idées pertinentes je remercie Benoît Thierry et Joseph Gariépy du Centre de Recherche du Centre Hospitalier de l'université de Montréal. Je remercie également Christelle Clary et Camille Perchoux pour l'atmosphère agréable qu'elles ont apporté dans le bureau du CRCHUM. Pour ces mêmes raisons, je remercie également Jérôme Le Lan, Guillaume Simard et Nicolas Laflamme-Mayer du local M-5306 de Polytechnique. Un merci tout particulier à Fayçal Mounaïm pour les discussions intéressantes que nous avons eu sur nos projets professionnels respectifs.

Je tiens ensuite à remercier mes parents, Claude et Claudine et mon frère Grégoire pour leur soutien outre-Altlantique. Je remercie tout particulièrement mes amis d'ici et de France pour leurs encouragements et support : Jennifer Deslandes, Perrine Fauconnier, Alexandre Jumeline, Christophe Pagano, Jean-Baptiste Chossat, Houssem Achouri, Mathilde Vandecasteele, Lydie De Oliveira et Adrien Tchang-Minh. Enfin « last but not least » je tiens à remercier du fond du cœur mon compagnon, Sébastien Vigne, pour l'amour, l'écoute et le soutien face aux obstacles qu'il m'a apporté jour après jour pendant toute la durée de cette maîtrise.

RÉSUMÉ

De nos jours, de nombreuses maladies chroniques touchent les populations et semblent en augmentation. Parmi elles on peut citer les maladies cardio-vasculaires et le diabète. L'obésité, considérée à la fois comme une maladie et un facteur de risque d'autres maladies, est également un problème de santé publique. Pour étudier les causes et l'impact de ces maladies, de nombreuses études cherchent à récupérer des données sur certains paramètres physiologiques des personnes, mais aussi des informations sur l'environnement où elles se situent. La question est de savoir dans quelle mesure l'environnement et le mode de vie ont un impact sur l'émergence et l'accroissement de ces maladies.

Afin de réaliser ces études, des outils plus ou moins spécialisés sont utilisés pour mesurer et récupérer les données. Divers appareils du commerce peuvent être utilisés, augmentant ainsi le nombre de modules qu'un participant à l'étude doit porter. La démocratisation des téléphones portables intelligents, contenant de plus en plus de capteurs différents, pourrait permettre de réduire le fardeau généré pour les participants. Malheureusement, des problèmes de durée de vie de pile et d'imprécision des mesures sont constatés. Ainsi, de plus en plus d'équipes de recherche se tournent vers la conception et le développement des outils dont ils ont besoin et qui n'existent pas à ce jour sur le marché.

Ce mémoire présente donc la participation à la conception et au développement d'un tel appareil, permettant de recueillir la position géographique et certains paramètres physiologiques, tout en étant portable, peu encombrant et ayant une autonomie de pile de plus de 12 heures. Afin de parvenir à cette autonomie et pour l'améliorer le plus possible, des optimisations de gestion de pile sont effectuées. Le principe est de déterminer à quels moments certaines données ne sont pas indispensables permettant d'éteindre ou mettre en veille les modules les générant.

Pour vérifier l'impact des algorithmes de gestion de pile, des tests sont effectués. Deux unités sont portées simultanément par un participant. Une des unités comprend un programme de référence où toutes les données sont récupérées en tout temps. L'autre unité comprend un programme avec les stratégies de gestion de pile. Les courbes de décharge de pile sont ensuite comparées et l'amélioration de la durée de vie de pile est largement démontrée.

ABSTRACT

Nowadays, people are more and more touched by chronic diseases. Diabetes and cardiovascular diseases are of the number. Obesity, considered both as a disease and a risk factor for other illnesses, is also a public health problem. In order to study the causes and consequences of these diseases, a large number of studies are conducted to examine the patients. These studies' goals are to get data on some physiological parameters and on the environment in which the patients live. One of the big questions is to know how and how much does the environment and the way of living affect the emergence and increase of these diseases.

In order to be able to do these studies, more and more sophisticated tools are used to measure and get the relevant data. Commercial devices can be used, increasing the number of devices the participant of the study has to wear. The new capabilities of smart phones, bearing a lot of different sensors, could help reduce the burden of the participants. However a lot of problems concerning the battery lifetime and the lack of precision of some data have been observed. This is the main reason why more and more research groups start to develop themselves custom systems in order to fulfill their needs.

This thesis present the participation to the design and development of such custom system that can get both the geographic position and physiologic data on a patient, while being portable, not cumbersome and being able to work continuously for more than 12 hours. In order to be able to work that long, optimizations have been made in the battery management. A strategy is to determine when, during the study, some data are not useful and to shut down the corresponding modules in the device, thus allowing to preserve the battery much longer.

In order to verify the impact of the different smart battery management algorithms a few tests have been conducted. Two units are simultaneously wears by a user, one of them without battery management but still recording all the data, and the other with a smart battery algorithm. Battery discharge curves are shown and compared and a significant increase in the battery lifetime is demonstrated by using the algorithms.

TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE III

REMERCIEMENTS IV

RÉSUMÉ V

ABSTRACT VI

TABLE DES MATIÈRES VII

LISTE DES TABLEAUX X

LISTE DES FIGURES XI

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS XIII

LISTE DES ANNEXES XV

CHAPITRE 1 INTRODUCTION 1

1.1 Objectif général du projet 1

1.2 Organisation du mémoire 3

CHAPITRE 2 MISE EN CONTEXTE 4

2.1 Des maladies avec des enjeux de société 4

2.1.1 Obésité, maladies cardio-vasculaires et diabète 4

2.1.2 Hypothèses actuelles sur les causes de ces maladies 6

2.2 Examiner les personnes 7

2.2.1 Étudier les modes de vie 8

2.2.2 Étudier l'environnement des personnes 9

2.2.3 Examiner les personnes dans un contexte clinique 11

CHAPITRE 3 REVUE DE LITTÉRATURE 13

3.1 Architecture générale des systèmes multi-capteurs 13

3.1.1 Mesures avec des capteurs physiologiques 13

3.1.2 Récupération des données des capteurs physiologiques 14
3.2 Des systèmes multi-capteurs utilisant des outils du commerce 16
3.2.1 Contexte des travaux publiés 16
3.2.2 Les unités d'acquisition 17
3.2.3 Les unités de stockage 21
3.2.4 Les unités de traitement 23
3.2.5 Limitations et enjeux 25
3.3 Des systèmes multi-capteurs personnalisés 27
3.3.1 Un système de détection de chutes 28
3.3.2 Une plateforme mobile de détection 29
3.3.3 Une architecture modulaire 30
3.3.4 Une plateforme modulaire dotée d'un GPS 33
3.3.5 Limitations et enjeux 34
CHAPITRE 4 RÉALISATION DU MULTI-CAPTEURS 37
4.1 Choix des composants 37
4.1.1 Module GPS 37
4.1.2 Antenne GPS 38
4.1.3 Accéléromètre 38
4.1.4 Module GPRS 39
4.1.5 Module ANT+ 39
4.1.6 Microcontrôleur 40
4.1.7 Pile 41
4.1.8 Architecture matérielle 42
4.2 Premier prototype 42

4.3 Deuxième prototype 44
4.3.1 Réalisation 44
4.3.2 Architecture logicielle 46
4.3.3 Tests de validation du fonctionnement 49
CHAPITRE 5 ALGORITHMES DE GESTION DE PILE 51
5.1 Ajustement en fonction de l'utilisation 51
5.2 Ajustement en fonction du positionnement géographique 55
5.3 Différents modes de fonctionnement 60
CHAPITRE 6 RESULTATS ET DISCUSSION 62
6.1 Résultats des tests unitaires 62
6.1.1 Tests unitaire du GPS 62
6.1.2 Tests unitaires de l'accéléromètre 63
6.1.3 Tests unitaires de la détection des seuils d'activité et d'inactivité 64
6.1.4 Tests unitaires de la détection des lieux d'activité 68
6.2 Résultats des tests sur l'algorithme de gestion de la pile 69
6.2.1 Décharge de pile avec la détection d'activité et d'inactivité 69
6.2.2 Décharge de pile avec la détection des lieux d'activité 70
6.3 Discussion 72
CHAPITRE 7 CONCLUSION ET PERSPECTIVES 76
BIBLIOGRAPHIE 78
ANNEXES 83

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 3-1 Comparaison des systèmes multi-capteurs existants 36

Tableau 4-1 Comparaison de différents microcontrôleurs.....40

Tableau 6-1 Comparaison de la durée de vie de la pile avec une solution existante 75

LISTE DES FIGURES

Figure 2-1 Taux de surpoids dans les pays de l'OCDE (Martin 2010) 5

Figure 3-1 Nombre d'articles sur le sujet des capteurs biomédicaux (Web of Knowledge) 14

Figure 3-2 Architecture générale des systèmes de mesure des personnes 15

Figure 3-3 Nombre d'articles sur la mesure avec des capteurs dans le domaine de la santé (Web of Knowledge) 15

Figure 3-4 Schéma bloc du système (Yuan-Hsiang et al. 2004) 18

Figure 3-5 Photographie du système de l'étude MUSIC (Anand et al. 2011) 19

Figure 3-6 Schéma bloc de l'étude (Chi-Huang et al. 2012) 20

Figure 3-7 Schéma bloc de l'étude de (Johansson et al. 2011) 21

Figure 3-8 Schéma bloc du système de l'étude MIMOSA (Quero et al. 2007) 23

Figure 3-9 Schéma bloc et photographie du système de détection de chute (Campo et al. 2008) .28

Figure 3-10 Photographie de la plateforme MSP (Choudhury et al. 2008) 30

Figure 3-11 Schéma bloc de la carte mère du système SHIMMER (Burns et al. 2010) 31

Figure 3-12 Schéma bloc du système de l'université de Sherbrooke (Boissy et al. 2011) 34

Figure 4-1: Architecture matérielle de la plateforme multi-capteurs proposée 42

Figure 4-2 Photographie de la première version 43

Figure 4-3 Photographie de la seconde version du prototype 45

Figure 4-4 Schéma d’interaction de la plateforme développée 46

Figure 4-5 Architecture logicielle de la deuxième version 47

Figure 5-1 Déclenchement des interruptions d'activité sans le mode "link" 52

Figure 5-2 Détection des seuils d'activité et d'inactivité 54

Figure 5-3 Illustration de détection des lieux d'activité 56

Figure 5-4 Fonctionnement de l'algorithme de gestion de la pile avec les lieux d'activités 60

Figure 5-5 Différents modes de la plateforme multi-capteurs 61

Figure 6-1 Résultat du test unitaire du GPS 62

Figure 6-2 Résultat du test unitaire de l'accéléromètre 64

Figure 6-3 Déroulement du test de la détection des seuils d'activité et d'inactivité 65

Figure 6-4 Résultat du choix du seuil d'inactivité 66

Figure 6-5 Résultat du choix du seuil d'activité 67

Figure 6-6 Détection des entrées/sorties d’un lieu d'activité 68

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

ADC	Analog/digital converter
ARM	Advanced RISC Machine
ECG	Electrocardiogramme
EMG	Electromyogramme
GPS	Global positioning system
GPRS	General packet radio service
IMC	Indice de masse corporelle
IRSC	Instituts de recherches en santé du Canada
I2C	Inter integrated circuit
LSB	Least significant bit
MCU	Microcontroller unit
MEMS	Microelectromechanical system
MET	Metabolic equivalent of task
NMEA	National Marine Electronics Association
OMS	Organisation mondiale de la santé
PDA	Personal data assistant
RAM	Random acces memory
RISC	Reduced instruction set computer
SD	Secure Digital
SIM	Subscriber Identity Module
SPI	Serial peripheral interface
TTFF	Time To First Fix
TWI	Two Wire Interface

UART	Universal asynchronous receiver transmitter
UMTS	Universal mobile telecommunication system
WLAN	Wireless Local Area Network

LISTE DES ANNEXES

ANNEXE 1 – Schéma électrique de la plateforme

ANNEXE 2 – Code du programme principal implémenté sur la plateforme multi-capteurs

CHAPITRE 1 INTRODUCTION

De nos jours, la santé des populations est de plus en plus au cœur des débats politiques et sociaux. Avec l'augmentation des maladies cardio-vasculaires, ou des maladies chroniques telles que l'obésité et le diabète, il devient de plus en plus important de diminuer les coûts de santé qui leur sont reliés. Pour cela, la meilleure solution reste de prévenir ces maladies et donc de déterminer quelles sont les causes/évènements/environnements à l'origine de leur apparition. On pourrait également en apprendre davantage sur ces maladies afin de les prévenir et/ou les traiter plus efficacement. Le vieillissement de la population pose aussi de nombreux problèmes, notamment le maintien à domicile des personnes âgées. Il y a un manque de moyens afin de permettre aux gens de rester autonome le plus longtemps possible et de pouvoir intervenir dès qu'un problème a lieu (chute par exemple).

De nombreuses équipes de recherche se sont intéressées à ces problématiques. Cependant, les systèmes réalisés ont une autonomie de batterie relativement faible ne permettant pas de collecter des mesures sur une journée complète. De surcroit les appareils commerciaux disponibles n'adressent pas les besoins des chercheurs, il y a donc un besoin d'outils de mesure des personnes.

1.1 Objectif général du projet

Le problème majeur des systèmes multi-capteurs actuels est la consommation de la pile. Les architectures personnalisées, c'est-à-dire qui ont été réalisées par les équipes de recherche elles-mêmes, sont celles qui présentent un temps de fonctionnement le plus élevé. Mais peu d'entre-elles proposent une transmission des données à distance, ce qui limite la quantité de données qu'il est possible d'enregistrer.

Il n'existe pas, à l'heure actuelle, d'outils sur le marché réunissant toutes les caractéristiques nécessaires aux études épidémiologiques et sur la santé des populations. L'objectif général de ce projet est donc de proposer une architecture multi-capteurs de mesure et de transmission des données à distance étant la moins énergivore possible. L'architecture multi-capteurs doit permettre :

- de mesurer le positionnement géographique

- de déterminer l'activité physique
- de pouvoir arrimer différents capteurs physiologiques, dépendamment des besoins de l'étude considérée (par exemple pouvoir utiliser un cardio-fréquencemètre ou un capteur de glucose en temps réel)
- de pouvoir enregistrer les données reçues
- d'envoyer toutes les données mesurées sur un serveur à distance quel que soit l'endroit où se trouve la personne

La plateforme multi-capteurs devra être de taille minimale (pas plus grande qu'un téléphone portable, idéalement plus petite) et sera portée à la ceinture.

Une fois la plateforme multi-capteurs réalisée, sa durée de fonctionnement doit être la plus optimisée possible. Pour cela des algorithmes de gestion de pile doivent servir à réduire la consommation en courant de l'appareil pour que la pile dure plus longtemps.

La réalisation de la plateforme multi-capteurs s'inscrit dans un projet de plus grande envergure subventionné par les Instituts de recherches en santé du Canada (IRSC) pour la mise en place d'une plateforme multi-capteurs pour l'étude des interactions que les personnes ont avec leur environnement et les conséquences sur la santé . L'appareil multi-capteurs est actuellement utilisé dans le cadre d'une étude sur l'activité physique et le diabète à Montréal, et sera utilisée dans une étude internationale sur la mobilité et le vieillissement en santé à Montréal, Paris et Luxembourg. Finalement, des applications cliniques sont envisagées, notamment en collaboration avec l'hopital Ste-Justine dans le cadre d'une intervention portant sur les habitudes de vie chez les enfants avec facteurs de risque cardiométaboliques.

Dans un premier temps, je développerai donc une partie du logiciel d'un premier prototype de la plateforme multi-capteurs (notamment le décodage des données GPS et l'adaptation d'une librairie de lecture et écriture sur une carte SD) puis je réaliserai au niveau matériel et logiciel une deuxième version de la plateforme multi-capteurs. Dans un deuxième temps je réaliserai une optimisation de la gestion de batterie avec la conception et le développement d'algorithmes de gestion de batterie. Ces algorithmes utiliseront les informations recueillies par la plateforme multi-capteurs pour adapter son comportement et par conséquent sa consommation d'énergie. A ce jour, à notre connaissance, il n'y a pas d'équipes de recherche qui utilise les données

récupérées sur les personnes pour effectuer une rétroaction sur le comportement de l'appareil de mesure, et donc sur sa consommation d'énergie.

1.2 Organisation du mémoire

L'objectif de ce projet est donc dans un premier temps de participer à la conception et à la réalisation d'une architecture modulaire, possédant un certain nombre de capteurs et de modules, capable de transmettre des données à distance vers un serveur. Dans un second temps, l'objectif du projet est de mettre en place les algorithmes de gestion de pile pour optimiser le fonctionnement de l'unité et étendre ainsi sa durée de fonctionnement.

Le chapitre 2, positionne le projet dans le contexte actuel des études de la santé des populations afin de mieux cerner les besoins des chercheurs de ce domaine. Le chapitre 3, présente quant à lui la littérature existante a ce jour sur les systèmes multi-capteurs conçus et utilisés par les équipes de recherche afin de déterminer les points forts et les points à améliorer sur les architectures actuelles.

Le chapitre 4 présente la réalisation de la plateforme multi-capteurs. Les choix technologiques et l'architecture sont détaillés. Le chapitre 5 s'intéresse quant à lui aux stratégies mises en place pour économiser l'énergie. Les deux approches utilisées pour économiser l'énergie sont présentées : tout d'abord la mise en veille sélective de certains modules (les plus énergivores en priorité) en fonction de l'activité physique ou lors de la présence dans des lieux d'activité déterminés.

Le chapitre 6 présente les résultats obtenus. Premièrement les résultats des tests effectués sur le fonctionnement de la plateforme multi-capteurs et deuxièmement les résultats des tests sur la consommation de la pile. Une discussion sur ces résultats est ensuite effectuée.

Enfin, une conclusion est donnée avec les perspectives du projet dans des travaux futurs.

CHAPITRE 2 MISE EN CONTEXTE

2.1 Des maladies avec des enjeux de société

Dans nos sociétés modernes, en plus du vieillissement de la population, un certain nombre de maladies chroniques prennent de plus en plus d'ampleur. Ces maladies chroniques ont un poids de plus en plus important sur les systèmes de santé. Ces maladies vont donc être présentées, ainsi que les causes actuellement admises y menant.

2.1.1 Obésité, maladies cardio-vasculaires et diabète

Ces dernières décennies, les coûts de santé ont de plus en plus été impactés par l'augmentation du nombre de personnes atteintes de maladies chroniques.

Parmi ces maladies, on peut citer le diabète et les maladies cardio-vasculaires. Le diabète est une maladie caractérisée par la difficulté du corps humain à réguler la glycémie (taux de glucose dans le sang). La régulation de la glycémie s'effectue au moyen d'une hormone : l'insuline. Celle-ci est sécrétée par les îlots de Langerhans, situés dans le pancréas. Lorsqu'une personne est atteinte de diabète, ces îlots sont détruits (diabète de type 1) ou n'arrivent plus à produire de l'insuline en quantité suffisante ou celle-ci n'est pas utilisée correctement (diabète de type 2). Pour réussir à réguler la glycémie, le malade doit donc la surveiller régulièrement et s'injecter de l'insuline si besoin. Si la glycémie n'est pas correctement régulée par les injections, le malade peut avoir une glycémie très élevée (hyperglycémie). L'hyperglycémie abîme, à plus ou moins long terme, les vaisseaux sanguins et les nerfs. Ainsi les personnes atteintes de diabète sont plus susceptibles d'être atteintes de cécité, de voir leurs membres inférieurs amputés et d'être atteint de maladies cardio-vasculaires ou d'insuffisance rénale à cause d'une circulation sanguine diminuée voir rendue impossible dans certains vaisseaux sanguins (Saydah et al. 2004).

D'après le rapport de l'agence de la santé publique du Canada (Saydah et al. 2004), il y avait environ 2,4 millions de Canadiens vivant avec le diabète en 2008/2009 (6,8% de la population). Ce taux a augmenté de près de 70% en 10 ans. Les coûts de santé sont estimés à 2,5 milliards de

dollars par an. L'augmentation du nombre de personnes atteintes du diabète entre 2010 et 2030 est estimée à 54% (Shaw et al. 2010).

Les maladies cardiovasculaires, quant à elles, sont la première cause de mortalité dans le monde d'après le site internet de l'Organisation mondiale de la santé (OMS), elles représentaient environ 30% de la mortalité en 2008 et pourront toucher 23,6 millions de personnes d'ici 2030 (Lim et al. 2012). Elles regroupent un grand nombre de maladies, comme l'hypertension, les maladies coronariennes (infarctus du myocarde, angine de poitrine), les attaques vasculaires cérébrales, etc.

L'obésité, bien que considérée comme une maladie chronique par l'OMS, est aussi considérée comme un facteur de risque d'autres maladies chroniques. Le nombre de personnes obèses ou en surpoids est en constante augmentation dans de nombreux pays, le pourcentage de la population atteinte et les prévisions pour 2020 sont éloquents (figure 2-1):

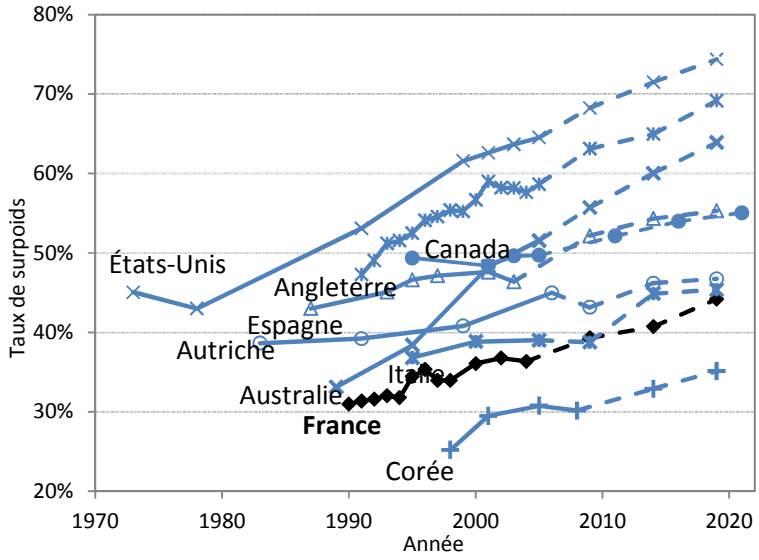


Figure 2-1 Taux de surpoids dans les pays de l'OCDE (Martin 2010)

Le nombre d'êtres humains atteint de surpoids ou d'obésité est d'environ un milliard (Dai et al. 2011). Le fait d'être en surpoids ou obèse, semble prédisposer à être atteint d'autres maladies, comme les deux précédemment citées (maladies cardio-vasculaires et diabète de type 2).

Nous avons donc vu que les maladies chroniques faisaient partie des premières causes de mortalité dans le monde. L'augmentation des dépenses de santé liées à ces maladies est donc lui

aussi en forte progression, d'après l'OCDE elles représentent en moyenne 9% du PIB et pourraient augmenter de 50 à 90% d'ici 2050 (Strøm-Erichsen 2010). Il est dans l'intérêt général de réduire ces dépenses de santé et donc de prévenir ces maladies. Pour cela, il faut en comprendre les causes.

2.1.2 Hypothèses actuelles sur les causes de ces maladies

En ce qui concerne l'obésité, l'idée la plus communément admise est que cette maladie apparaît lorsque les apports énergétiques (obtenus par l'alimentation) sont plus importants que les dépenses (consommation du corps pour fonctionner normalement et activité physique), entraînant une prise de poids. Néanmoins de nouvelles études paraissent et montrent que les causes de l'obésité ne sont peut-être pas aussi évidentes qu'un simple déséquilibre énergétique (Tremblay et al. 2008). Certaines choses comme les perturbateurs endocriniens (Casals-Casas et al. 2011), la surconsommation de fructose (Bray et al. 2004), le manque de sommeil (Chaput et al. 2009) commencent à être mis sur la sellette. Les facteurs héréditaires, bien que n'expliquant pas tout, continuent d'être étudiés, certains gènes étant identifiés comme impliqués. Le fait que même les animaux domestiques, de laboratoire ou urbains (rats par exemple) semblent touchés (Klimentidis et al. 2011), implique aussi que l'environnement a peut-être sa part à jouer dans l'évolution de cette épidémie (Holtcamp 2012). « Même les personnes situées dans le bas de la courbe de l'indice de masse corporelle (IMC) prennent du poids. Quel que soit ce qui est en train d'arriver, cela arrive à tout le monde, suggérant un déclenchement environnemental » (Lustig 2006).

Pour le diabète, les causes sont relativement bien connues dans le cas du diabète de type 1 : c'est une maladie auto-immune liée à des prédispositions génétiques. Mais, pour le diabète de type 2 les causes sont moins bien identifiées. 90% des personnes atteintes de diabète de type 2 seraient en surpoids (Garber 2012). Mais d'autres études montrent que l'exposition à l'arsenic (Navas-Acien A 2008) ou à d'autres composants chimiques (Persky et al. 2012) pourrait avoir un lien avec le déclenchement du diabète de type 2.

La multitude des maladies cardio-vasculaires rend l'identification de leurs causes difficile. Là encore les hypothèses apparaissent comme liées au surpoids et à l'obésité, au diabète ou au tabagisme.

Comme nous venons de le voir, le déclenchement de la plupart des maladies chroniques sont attribuées à un mauvais style de vie : fumer, ne pas faire suffisamment d'activité physique, avoir une alimentation trop riche et déséquilibrée, ne pas assez dormir. Les hypothèses sont nombreuses. Le fait que ces maladies augmentent dans nos sociétés modernes, pose la question de savoir si l'environnement et les lieux dans lesquels nous vivons, ont un impact sur le déclenchement de ces maladies. Le lien entre environnement et santé est donc de plus en plus étudié, afin de comprendre quels sont les mécanismes exacts qui entrent en jeu dans le déclenchement et l'évolution de ces maladies. De nombreuses campagnes de prévention ont été mises en place pour essayer d'améliorer le mode de vie des populations, mais le faible recul que l'on a à ce jour n'est peut-être pas suffisant pour savoir si elles ont un impact positif ou non. Il semblerait néanmoins que ces campagnes de prévention se soldent par des échecs, car la santé des populations ne s'améliore pas de façon notable. Il est donc primordial de déterminer les causes de ces maladies, afin de pouvoir améliorer leur prévention et diminuer le nombre de personnes atteintes, que ce soit en agissant sur les modes de vie par le biais de l'environnement des personnes ou en découvrant d'autres mécanismes entrant en compte dans l'apparition de ces maladies.

2.2 Examiner les personnes

Pour déterminer l'origine des maladies chroniques, il faut récupérer des données afin de pouvoir valider ou non les hypothèses sur leurs causes. Un des moyens nécessaire à la récupération des données est d'examiner les personnes. Si l'on veut étudier l'impact du mode de vie sur le déclenchement de certaines maladies chroniques, il faut donc suivre en temps réel les personnes, et ne pas seulement se fier aux déclarations qu'ils font. Par exemple, si l'on cherche à savoir quelle est l'activité physique d'une personne, il est plus judicieux d'essayer de mesurer cette activité physique, plutôt que de l'estimer à l'aide de questionnaires reposant sur les déclarations des personnes (qui peuvent être inexactes, subir des oublis, ne pas être interprétées correctement).

La prise de mesures sur les personnes est un sujet de plus en plus répandu, que ce soit comme nous l'avons vu pour déterminer la cause de certaines maladies, ou que ce soit dans le cas de suivi de patients atteints de maladie, ou de personnes âgées qu'il faut surveiller. Les données

récupérées doivent être objectives et précises et les capteurs portables embarqués donnent la possibilité de récupérer de telles mesures.

2.2.1 Étudier les modes de vie

De nombreuses études ont été menées ou sont en cours pour mesurer l'impact du mode de vie sur la santé des populations.

Comme nous l'avons vu, un des facteurs de risques commun à de nombreuses maladies chroniques est le surpoids et l'obésité. Certaines études remarquent que la perte de poids améliore souvent l'état de santé des gens (Roumen et al. 2009) et permet donc de réduire les risques d'être atteint de diabète ou de maladies cardio-vasculaires. Un objectif majeur est donc de réduire fortement la progression de l'obésité dans les populations. La cause principale communément admise étant l'excès d'apports énergétiques comparé aux dépenses, on trouve de nombreuses études sur le suivi de la prise alimentaire et la mesure de l'activité physique des personnes. La mesure de l'activité physique est donc très étudiée, car elle est considérée non seulement comme un facteur permettant de contrôler le poids, mais aussi comme un moyen qui permet d'améliorer l'état de santé des personnes. Dans une moindre mesure, elle donne aussi des informations sur le mode de vie des gens et permet de faire des parallèles entre activité physique et santé des populations.

La mesure de l'activité physique ne se réalise pas aisément. En effet, il est difficile de mesurer exactement la dépense calorique engendrée par une activité. Il existe plusieurs moyens pour estimer l'activité physique : en mesurant la quantité d'oxygène consommée (en litre par minute) ou le nombre de battements cardiaques, en utilisant une chambre calorimétrique (pièce hermétique mesurant les échanges gazeux et donc la consommation d'oxygène qui peut ensuite être associe à la dépense énergétique) ou encore avec un accéléromètre.

La mesure de la consommation d'oxygène et l'utilisation de la chambre calorimétrique nécessitent des équipements non portables ou encombrants. On ne peut donc pas mesurer l'activité physique des personnes en temps réel et dans leur environnement habituel. En effet, la mesure de l'activité physique dans un environnement contrôlé, n'est pas forcément corrélée à la

dépense d'énergie dans un environnement non contrôlé comme l'est la vie de tous les jours (Ermes et al. 2008).

La fréquence cardiaque peut aider à mesurer l'activité physique, car elle est fortement reliée à la consommation d'oxygène. Le dispositif de mesure est alors beaucoup plus léger et permet de suivre les patients.

L'utilisation d'un ou de plusieurs accéléromètres est aussi une méthode très répandue car elle est elle aussi portable. L'estimation de la dépense énergétique à partir de données d'accélérométrie brutes peut se faire à l'aide de calculs qui ne seront pas traités dans ce mémoire (Swartz et al. 2002). Il est à noter que les accéléromètres du commerce proposent eux-mêmes une unité de dépense énergétique : les « counts », à partir desquels la dépense énergétique est estimée (Troiano 2006). Les « counts » sont généralement le comptage du nombre de fois ou la valeur de l'accélération a dépassé un certain seuil. Ces « counts » sont ensuite transformés en équivalent métabolique (MET, Metabolic equivalent of task).

Dans de nombreuses études, la mesure de l'activité physique et donc l'estimation du mode de vie des personnes, se fait en combinant plusieurs systèmes de mesure. De plus en plus, les GPS (Global Positioning systems) sont utilisés en complément des mesures de fréquences cardiaques (Duncan et al. 2009) ou d'accélérométrie (Troped et al. 2008).

Ces mesures permettent non seulement d'obtenir des mesures physiologiques des personnes, mais aussi de les situer dans leur environnement, lequel joue probablement, comme nous l'avons vu au paragraphe 2.1.2, un rôle dans l'augmentation du nombre de personnes atteintes de maladies chroniques.

2.2.2 Étudier l'environnement des personnes

D'après le dictionnaire Larousse, l'environnement est l'« ensemble des éléments (biotiques ou abiotiques) qui entourent un individu ou une espèce et dont certains contribuent directement à /subvenir à ses besoins ». Ici, l'environnement fera référence non seulement aux lieux de vie des populations, mais aussi à leur environnement « naturel » (par exemple qualité de l'air).

L'intérêt des chercheurs pour la relation entre environnement et santé s'est développé à partir du constat que des inégalités apparaissaient selon les lieux de vie, par exemple entre quartiers riches et quartiers pauvres (Bernard et al. 2007) ou entre milieu rural et milieu urbain (Santangelo et al. 2012). De nombreuses études cherchent à comprendre comment la géographie peut influencer la santé des gens. L'utilisation de systèmes d'information géographique et d'analyses spatiales est de plus en plus répandue (Jerrett et al. 2010; Oliver et al. 2010).

Le but est d'obtenir des informations sur comment aménager l'environnement urbain pour faciliter la mobilité et inciter la pratique d'activités physiques dans les populations. La mobilité des personnes âgées est par exemple étudiée afin de permettre l'aménagement urbain nécessaire au vu de l'augmentation de leur nombre dans nos sociétés (Shoval et al. 2010).

Dans le cas des maladies cardiovasculaires, les tendances temporelles et spatiales de leurs facteurs de risques ne sont pas encore bien identifiées, ni l'impact des statuts socio-économiques (Lee et al. 2009). Des chercheurs essayent de trouver les liens entre ces risques et l'environnement. Par exemple, certains ont cherché à faire le lien entre le syndrome métabolique (qui est un risque associé aux maladies cardiaques) et les statuts socio-économiques (Brunner et al. 1997). D'après eux, les environnements pauvres, où les gens n'ont pas forcément accès à des informations sur la santé, ou à des soins, ont un nombre plus important de personnes présentant un syndrome métabolique. D'autres essayent de faire des liens plus généraux entre les maladies cardiaques et ces mêmes statuts socio-économiques (Daniel et al. 2008; Chaix 2009). Ils avancent l'idée que l'environnement social influe sur un certain nombre de paramètres (affectifs, cognitifs etc.) pouvant mener à une augmentation des facteurs de risques des maladies cardio-vasculaires.

Pour l'obésité et le surpoids, lorsque l'activité physique est considérée comme nécessaire à la prévention de cette maladie, les études cherchent à voir s'il existe un lien entre l'environnement urbain et l'activité physique (Troped et al. 2010). Pour ce type d'études, comme nous l'avons vu dans la section 1.2.1, des GPS sont utilisés (Krenn et al. 2011). Certaines études cherchent à voir si l'environnement urbain, de par la location des lieux où les gens peuvent avoir une activité physique (parcs par exemple) ainsi que la possibilité de marcher dans les rues, ont un impact sur la santé physique (Kelly et al. 2007) ou l'obésité (Cutts et al. 2009). Ces études montrent qu'il y a un rapport entre environnement urbain lorsque celui-ci permet d'effectuer une activité physique et la santé des populations. L'étude des modes de transports empruntés par les populations

montre aussi que les personnes obèses ont plus tendance à utiliser des moyens de transport motorisés et donc demandant moins d'efforts physiques (Goodman et al. 2012). Plus généralement, l'étude de l'environnement des personnes cherche à trouver des aires d'intérêt ou des lieux d'activité. C'est-à-dire identifier, à partir des traces GPS, les lieux où une personne a une activité donnée, où se situe son lieu d'habitation ou de travail, et d'y associer des activités données (Lerin et al. 2011).

Des études s'intéressent à l'impact de l'environnement naturel sur la santé. Par exemple sur les effets de la pollution atmosphérique (Jerrett et al. 2005) ou sur les liens entre une exposition à l'arsenic et le diabète de type 2 (Navas-Acien A 2008).

L'environnement semble donc avoir un impact important sur la santé des populations, les mécanismes ne sont pas encore complètement identifiés et il faudra attendre quelques années avant que les liens entre la santé et les lieux de vie soient déterminés avec précision. Certains manques sont déjà identifiés pour arriver à ce but, comme le manque de relation entre les données géographiques et les données physiologiques des populations (Gibbons et al. 2007). Ce manque tend à s'amenuiser : de plus en plus d'études utilisent des capteurs physiologiques, en plus des GPS (voir section 2.1).

2.2.3 Examiner les personnes dans un contexte clinique

Certaines maladies chroniques, comme le diabète, ont besoin d'un suivi constant. Les diabétiques doivent surveiller plusieurs fois par jour leur glycémie et le cas échéant s'effectuer des injections d'insuline. Pour mesurer leur glycémie, il existe des systèmes où il faut piquer le bout du doigt pour faire sortir une goutte de sang et la mettre sur une bandelette. Cette bandelette est insérée dans un lecteur qui va donner le taux de glycémie de la personne (Pitte 2008). L'inconvénient de ce système est que le patient doit se piquer le doigt plusieurs fois par jour, ce qui entraîne à la longue une hypersensibilité et donc de la douleur. La recherche s'intéresse à pouvoir mesurer le taux de glucose dans le sang en temps réel, et sans que la personne doive se piquer (Piechotta et al. 2005). Certaines entreprises commercialisent des capteurs de glucose mesurant en continu, et leur efficacité est étudiée (Garg et al. 2011).

Pour les maladies cardiovasculaires, un suivi de la fréquence cardiaque peut-être utile. En effet celle-ci semble corrélée à un plus fort taux de mortalité (Cook et al. 2006). Le fait d'avoir un système surveillant la fréquence cardiaque pourrait aider à prévenir les secours dès la détection d'une activité anormale du cœur, par exemple lors d'un infarctus. Inciter les personnes victimes d'un accident cardiaque à effectuer des activités physiques afin d'améliorer leur condition physique est aussi envisagé (Worringham et al. 2011).

Le maintien à domicile des personnes âgées est parfois difficile, surtout lorsque l'entourage n'est pas ou peu disponible pour surveiller la personne. L'accident le plus souvent rencontré chez les personnes âgées est la chute, si elles ne réussissent pas à se relever elles peuvent ainsi passer plusieurs heures, voire plusieurs jours par terre (Shany et al. 2012). Dans ces cas-là, il est essentiel d'avoir un moyen de prévenir les secours le plus rapidement possible (Srinivasan et al. 2007). La mesure en temps réel des personnes âgées est donc un enjeu auquel beaucoup de chercheurs d'intéressent.

Plus généralement, l'utilisation des nouvelles technologies dans le domaine de la santé est un sujet de grande importance pour nos sociétés depuis 20 ans (Jones 1992). L'utilisation de systèmes de vérification de la santé des personnes pourrait permettre de réduire les coûts de santé (Fletcher et al. 2010) et améliorer le suivi et le traitement des patients (Topol 2010). En amont, ces systèmes permettraient de promouvoir une bonne hygiène et vie et ainsi prévenir l'apparition de maladies chroniques (Mc Cullagh 2011).

CHAPITRE 3 REVUE DE LITTÉRATURE

Comme il a été vu dans la partie précédente, examiner les personnes peut aider sur plusieurs aspects dans le domaine de la santé et de l'épidémiologie. Il faut donc connaître l'état « physique, physiologique, psychologique, cognitif et comportemental » des populations (JeongGil et al. 2010). Pour obtenir ces données de manière efficace, il faut disposer d'outils adéquats. Les technologies actuelles permettent d'effectuer des mesures en temps réel de plusieurs paramètres physiologiques, et de les récupérer pour les traiter et les enregistrer. Certaines équipes utilisent des outils disponibles dans le commerce et les assemblent. D'autres choisissent de créer leurs propres outils de mesure.

3.1 Architecture générale des systèmes multi-capteurs

Dans les études sur la santé des populations citées au chapitre précédent, on cherche généralement à récupérer les données de plusieurs capteurs. Les systèmes collectant les données de différents capteurs sont appelés des systèmes multi-capteurs. Ces systèmes sont généralement divisés en deux parties : une qui va servir à mesurer et une autre qui va servir à récupérer ces mesures.

3.1.1 Mesures avec des capteurs physiologiques

Pour obtenir des données physiologiques il faut utiliser des capteurs. Ceux-ci sont spécifiques à la variable physique que l'on veut mesurer. Pour les maladies chroniques présentées au premier chapitre, les paramètres physiologiques qui peuvent être mesurés sont : la fréquence cardiaque pour les maladies cardio-vasculaires, la glycémie pour le diabète et l'activité physique pour l'obésité.

Le nombre d'études sur les capteurs physiologiques est en très forte augmentation ces 20 dernières années (figure 2.1).

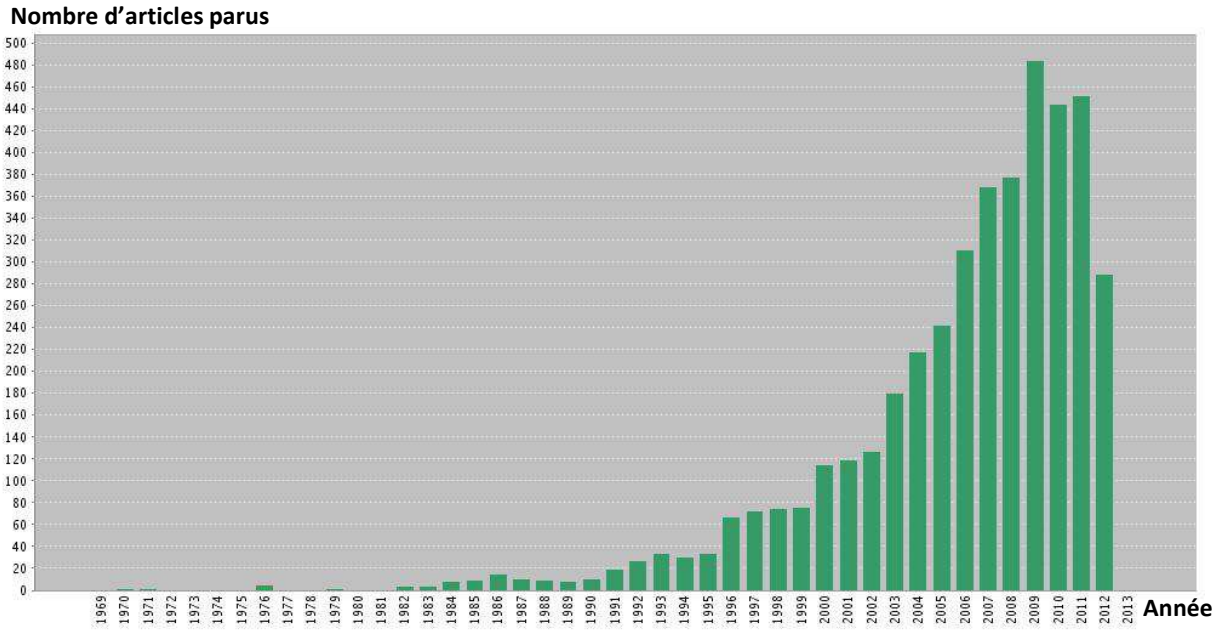


Figure 3-1 Nombre d'articles sur le sujet des capteurs biomédicaux (Web of Knowledge)

Ces études présentent de nouveaux types de capteurs et le nombre moyen de citations par article est de 9.25 d'après le site internet «Web of knowledge».

Il existe de nombreux capteurs disponibles dans le commerce pour mesurer différents signaux physiologiques. Si l'on veut connaître le rythme cardiaque d'une personne, on peut utiliser un cardio-fréquencemètre (Thivierge et al. 1988). Si l'on veut connaître le taux de glucose dans le sang, il faut utiliser un capteur de glucose (Zisser et al. 2009). Et si l'on veut mesurer l'activité physique, un accéléromètre est généralement utilisé (Bouten et al. 1997).

3.1.2 Récupération des données des capteurs physiologiques

Les données mesurées par ces capteurs doivent être récupérées par une unité d'acquisition. Ensuite elles sont envoyées à une unité de stockage afin de les garder en mémoire le temps qu'elles soient traitées. Une fois qu'il y a assez de données, celles-ci sont envoyées à une unité d'analyse et de traitement. Le fonctionnement est explicité dans la figure 2-2.

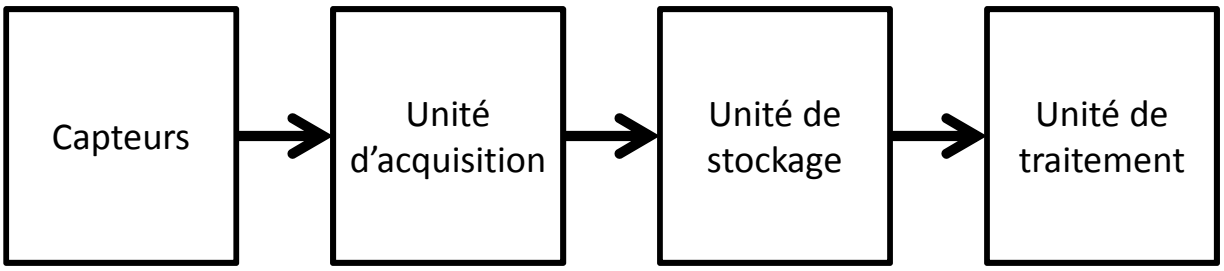


Figure 3-2 Architecture générale des systèmes de mesure des personnes

Ceci est l'architecture globale commune utilisée pour pouvoir mesurer les personnes efficacement. Comme il a été vu dans le premier chapitre, il y a de plus en plus d'études sur l'analyse des personnes dans le domaine de la santé. Comme pour les capteurs biomédicaux, le nombre d'études sur l'analyse des personnes avec des capteurs dans le milieu de la santé est croissant sur les 20 dernières années (figure 2-3) :

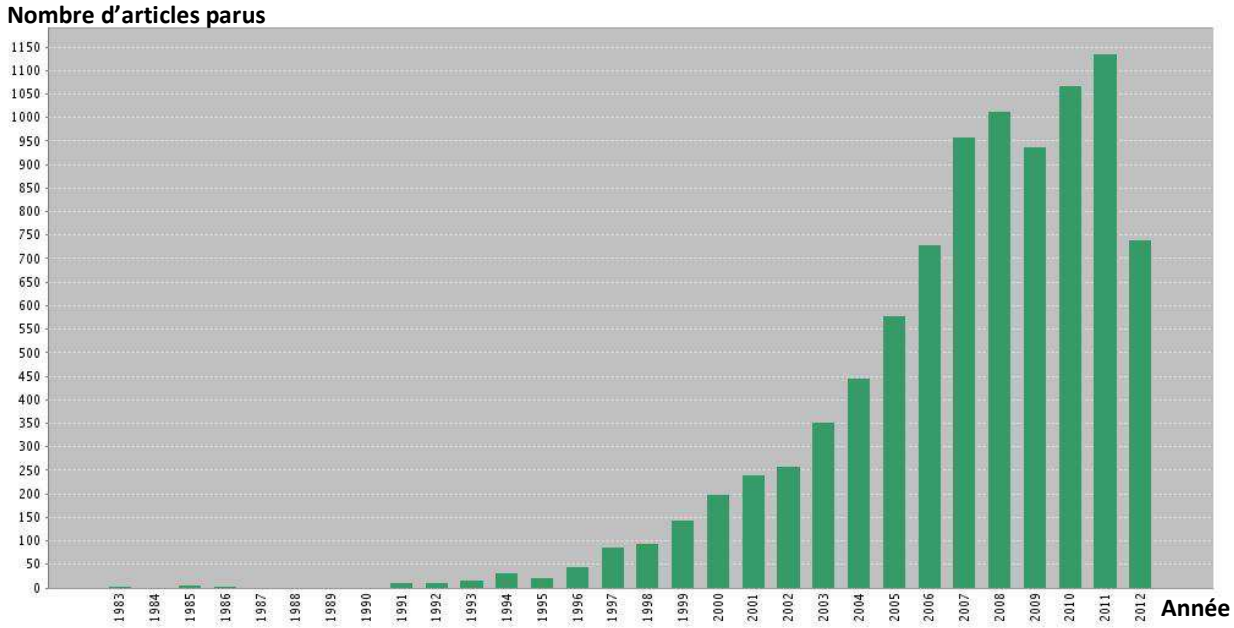


Figure 3-3 Nombre d'articles sur la mesure avec des capteurs dans le domaine de la santé (Web of Knowledge)

Certaines variations existent entre ces études: que ce soit dans les types de capteurs, le type de lien de communication entre les différentes unités, le type d'unité de stockage et le type d'unité

de traitement. Parfois le traitement des données intervient avant le stockage, parfois après. Un certain nombre de systèmes vont être présentés dans ce chapitre afin de connaître quels types de systèmes sont actuellement utilisés, quels sont les problèmes rencontrés et quelles sont les solutions envisagées pour y pallier.

3.2 Des systèmes multi-capteurs utilisant des outils du commerce

Les travaux publiés et présentés dans cette partie, sont faits à partir des articles analysant des personnes en agrégeant différents modules trouvés dans le commerce. Le contexte de ces études est varié et couvre une période de 8 ans.

3.2.1 Contexte des travaux publiés

En 2004, un groupe de chercheurs de l'Université Nationale de Taiwan (Taiwan National University) (Yuan-Hsiang et al. 2004) s'est attaché à concevoir un système afin de pouvoir surveiller les signes vitaux de patients lors de déplacements au sein d'un hôpital. Ils utilisaient des systèmes habituels pour surveiller la fréquence cardiaque, l'électrocardiogramme, la pression sanguine et le taux d'oxygène dans le sang sont des équipements encombrants et difficilement transportables. De plus, les équipes soignantes devaient généralement être présentes pour pouvoir relever les données de ces machines, ce qui est difficile lors d'un déplacement. Or les signes vitaux des patients ont besoin d'être surveillés même pendant leur transport. Cette équipe de recherche a donc eu l'idée de proposer un système portable, permettant de récupérer les signes vitaux des patients à distance pendant leur transport. Les capteurs utilisés sont une électrode d'ECG à trois fils et un oxymètre. Ils servent pour mesurer l'électrocardiogramme, la fréquence cardiaque et la saturation en oxygène dans le sang.

Dans un contexte plus large, le projet MIMOSA, qui est un projet Européen regroupant plus de 15 entreprises, laboratoires de recherche et universités, est présenté (Quero et al. 2007). Ce projet consiste à mettre en œuvre une architecture utilisant des microsystèmes permettant d'obtenir un réseau de collecte de données centré autour d'un téléphone portable, appliqué au domaine de la santé. Une des applications de ce système est de mesurer l'ECG avec des électrodes, ou de

mesurer le taux de glucose dans le sang avec un capteur construit par la technique de Microsystèmes électromécaniques (MEMS).

Plus tard, une équipe aux États-Unis (Anand et al. 2011) présente le design de leur plateforme multi-capteurs dans le cadre de l'étude MUSIC (Multi-sensor Monitoring in Congestive Heart Failure). Cette étude cherche à montrer que la surveillance en temps réel de différents signaux physiologiques permet de déterminer, grâce à des algorithmes de traitement des données, une prédiction du début de crises cardiaques. La plateforme multi-capteurs servant à recueillir les données physiologiques est détaillée, elle utilise une électrode d'ECG sous forme de patch, contenant aussi un accéléromètre triaxial et d'autres capteurs physiologiques non détaillés.

Dans le domaine de l'étude de l'activité physique, un autre groupe aux États-Unis (Hui Hsien et al. 2011) et une équipe Canadienne (Schenk et al. 2011) proposent l'utilisation des capteurs intégrés à un téléphone intelligent (GPS et accéléromètre) pour localiser les personnes et calculer leur activité physique.

Enfin, plus récemment, deux équipes de recherche s'appuient elles aussi sur l'utilisation d'un téléphone intelligent, couplé à des capteurs physiologiques externes, permettant de mesurer la fréquence cardiaque, l'ECG, la température et la pression sanguine, pour acquérir des données pouvant être utiles dans le domaine de la surveillance de patients à domicile (Chi-Huang et al. 2012) mais aussi dans la recherche des causes des maladies chroniques et des modes de vie des populations (Doherty et al. 2012). Ces systèmes utilisent un accéléromètre, ECG, capteur de glucose en continu et GPS, ou encore des capteurs de pression situés dans les chaussures et des accéléromètres pour aider à la réhabilitation de l'équilibre chez des patients ayant eu une attaque cardiaque (Johansson et al. 2011).

3.2.2 Les unités d'acquisition

Dans les études présentées plus tôt dans ce chapitre, des capteurs physiologiques commerciaux sont utilisés. Pour récupérer les informations qu'ils mesurent il faut une unité d'acquisition. Cette unité d'acquisition peut être une carte électronique à laquelle les capteurs sont branchés avec des fils (Yuan-Hsiang et al. 2004), elle est représentée sur la Figure 3-4 en tant que « mobile unit »

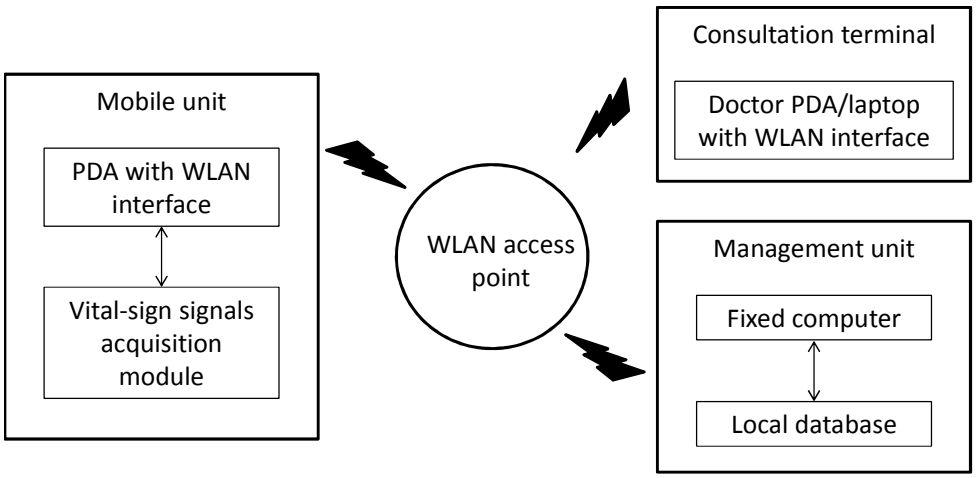


Figure 3-4 Schéma bloc du système (Yuan-Hsiang et al. 2004)

La carte électronique faisant office d'unité d'acquisition a été développée par l'équipe dont Yuan-Hsiang fait partie. Elles possèdent un microcontrôleur comprenant des convertisseurs analogiques/numériques pour transformer les données analogiques des capteurs et les transférer en numérique à l'unité de stockage. Dans cette étude, les deux capteurs (électrocardiogramme et oxymètre) sont alimentés par l'unité de stockage et le microcontrôleur est alimenté par une pile de 600mAh. Le système d'acquisition des données, c'est-à-dire celui comprenant le microcontrôleur, peut fonctionner pendant 7 heures.

Dans le cadre de l'étude MUSIC (Anand et al. 2011) des capteurs (un accéléromètre et des électrodes pour mesurer l'ECG) sont reliés par des fils à un boîtier commercial (Corventis). Corventis est une entreprise spécialisée dans les outils de surveillance cardiaque sans fil. Les versions récentes de cet outil intègrent directement les capteurs au boîtier (unité d'acquisition), ce qui n'était pas le cas lors de l'étude. Cette technique permet de supprimer les fils qui peuvent être encombrants pour les patients comme il est possible d'observer sur la Figure 3-5

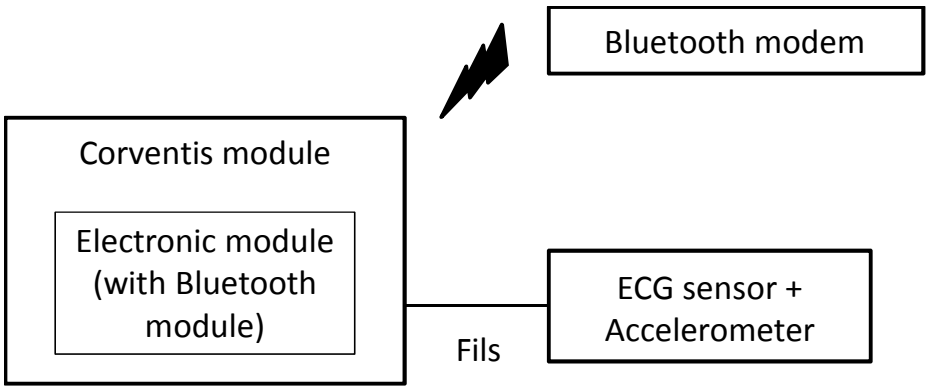


Figure 3-5 Schéma du système de l'étude MUSIC (Anand et al. 2011)

Le mode de communication filaire entre les capteurs et l'unité d'acquisition se retrouve généralement dans les études plus anciennes. Les progrès technologiques font que beaucoup de capteurs physiologiques communiquent maintenant en utilisant des protocoles de communication sans fil. Par exemple dans le projet MIMOSA (Quero et al. 2007), des capteurs ont été développés dans le cadre de leur application (ECG et capteur de glucose) et communiquent par le biais d'un protocole de communication (Wibree) maintenant connu sous le nom de Bluetooth low energy, développé par Nokia et basé sur les standards Bluetooth tout en consommant moins d'énergie pour transmettre la même quantité de données.

Ces capteurs sont utilisés afin de limiter le nombre de fils. En effet l'utilisation de fils peut être encombrante et limiter les libertés de mouvement du participant à l'étude, ce qui est non recommandé car pouvant mener à une perte d'information si les capteurs se débranchent et pousser les participants à ne pas les porter à cause de l'encombrement. D'autres études comme la surveillance des patients pour leur maintien à domicile (Chi-Huang et al. 2012) ou la mesure des personnes pour l'investigation des causes des maladies chroniques (Doherty et al. 2012) utilisent des capteurs et modules communiquant en Bluetooth (Figure 3-6) avec l'unité d'acquisition. L'unité d'acquisition est un téléphone intelligent.

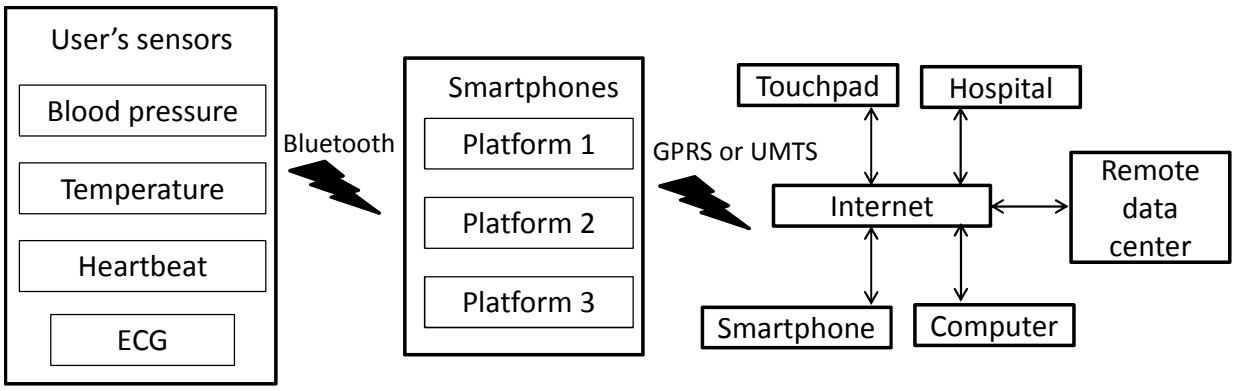


Figure 3-6 Schéma bloc de l'étude (Chi-Huang et al. 2012)

Le Bluetooth est très communément utilisé dans la majorité des téléphones intelligents et dans beaucoup de capteurs physiologiques, d'accéléromètres ou dans les GPS. C'est un protocole de communication idéal dans le domaine des réseaux de capteurs, car il a une relativement faible portée (100 mètres maximum pour une puissance d'émission du module de radio Bluetooth de 100 mW) et peut être sécurisé par une connexion avec un mot de passe et un chiffrement des données au moyen d'une clé.

D'autres protocoles de communication sans fils existent et sont spécifiquement dédiés aux capteurs dans le domaine de la mesure en temps réel de données physiologiques. C'est le cas du protocole de communication ANT+, qui est un protocole de communication de plus en plus présents sur les capteurs du commerce (par exemple les cardiofréquencemètres de la marque Garmin) ainsi que sur les téléphones intelligents. L'équipe s'attachant à la réhabilitation de l'équilibre de patients (Johansson et al. 2011) utilise une unité d'acquisition munie d'un microcontrôleur pour récupérer les données du capteur de pression et d'un module ANT+. Ici le fait que le capteur soit relié en filaire à l'unité d'acquisition ne pose pas de problèmes car le capteur et l'unité d'acquisition ont une petite taille et sont situés dans les chaussures du participant (Figure 3-7)

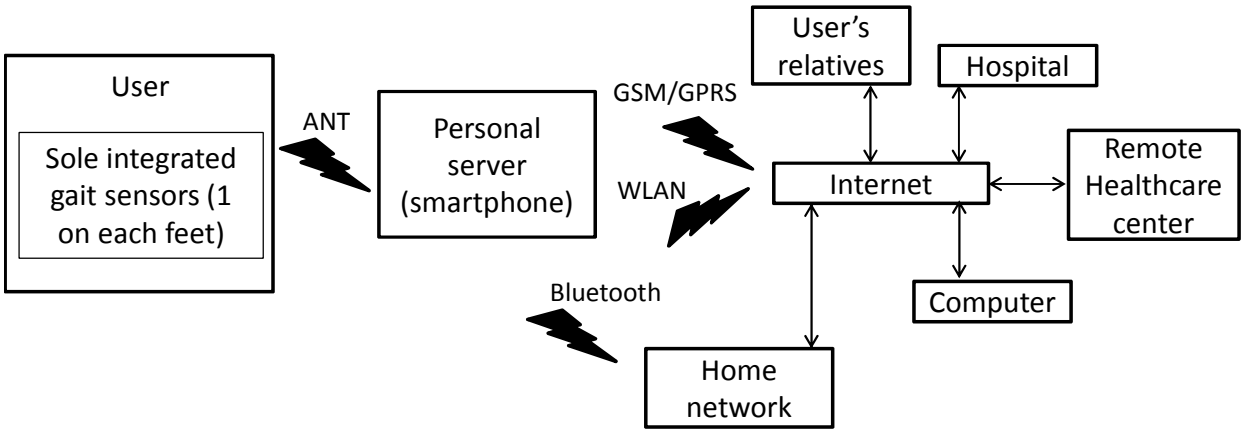


Figure 3-7 Schéma bloc de l'étude de (Johansson et al. 2011)

Les différentes unités d'acquisition, que ce soit des cartes électroniques développées ou des téléphones intelligents envoient ensuite les informations réunies à l'unité de stockage.

3.2.3 Les unités de stockage

L'unité de stockage est utilisée pour garder en mémoire les données des capteurs. Dans les études citées, l'unité de stockage peut être la même que l'unité d'acquisition. C'est le cas des études utilisant uniquement un téléphone intelligent pour récupérer des données de localisation par GPS et d'activité physique avec un accéléromètre (Hui Hsien et al. 2011; Schenk et al. 2011). Les données sont stockées dans la mémoire du téléphone, ou sur une carte SD (Secure Digital) qui est ajoutée au téléphone. Cette façon de procéder implique que les données n'ont pas besoin d'être récupérées en temps réel, puisqu'elles ne peuvent l'être qu'au moment où le participant rend le téléphone à l'équipe de recherche. Le nombre de jour de mesure doit aussi être adapté en fonction de la quantité de données à récupérer et de la capacité de la mémoire disponible.

Parfois, le stockage de données peut se faire en parallèle de leur envoi sur un serveur. C'est le cas de l'étude MUSIC (Anand et al. 2011) ou de celle sur les déplacements au sein d'un hôpital (Yuan-Hsiang et al. 2004) (voir Figure 3-4). Un PDA (Personal Data Assistant) est utilisé et est relié à l'unité d'acquisition par des fils. Celle-ci lui transmet les données par liaison série (RS232). Le PDA peut servir à afficher les données sur l'écran, les stocker dans une carte SD ou les transmettre à un ordinateur par le biais d'une communication sans fil WLAN (Wireless Local

Area Network). Ici, le stockage de données sur le PDA peut être réalisé aisément car les spécifications du design imposent que l'autonomie du système sur pile soit d'au moins une heure (durée maximale d'un déplacement de patient au sein d'un hôpital). Le PDA peut lui fonctionner 70 minutes lorsque les données sont transmises par WLAN toutes les 5 minutes. Le fait que la communication sans fil se fasse par WLAN, conditionne le fait de ne pas pouvoir utiliser ce système en dehors de l'hôpital. En conclusion, ce système peut être utile pour de courts déplacements au sein de l'hôpital, mais ne peut pas être utilisé pour examiner les personnes en dehors de cet environnement. Dans l'étude MUSIC (Anand et al. 2011), le boîtier électronique Corventis possède aussi une mémoire interne, en plus de la liaison Bluetooth avec un modem pour transmettre les données à un ordinateur par le biais d'Internet. L'utilisation du Bluetooth comme moyen de communication entre le système porté par le participant et le serveur ou l'ordinateur sur lequel arrivent les données peut poser problème. En effet, comme il a été vu, la portée maximale du Bluetooth est de 100 mètres. Si le participant ne se trouve pas assez proche, les données ne peuvent pas être envoyées. Elles sont alors stockées, mais si le patient ne se rapproche pas pendant longtemps du modem Bluetooth, la mémoire sera remplie et occasionnera une perte de données.

Certaines équipes préfèrent que l'unité de stockage soit sur un serveur à distance. Dans ce cas, les données ne sont pas enregistrées sur la plateforme multi-capteurs portée par le participant de l'étude. C'est le cas pour les études (Chi-Huang et al. 2012) et (Doherty et al. 2012) où le téléphone intelligent sert uniquement de relai entre les capteurs et le serveur où sont enregistrées les mesures. Les données sont envoyées par Internet à partir du téléphone. Le lien de communication se fait par GPRS (General packet radio service) ou par UMTS (Universal mobile telecommunication system). Dans le projet MIMOSA (Quero et al. 2007) l'unité d'acquisition est branchée en filaire à un téléphone portable. Celui-ci sert également de passerelle vers un ordinateur comme le décrit la Figure 3-8. Il envoie les données par Internet : par GPRS ou en 3G (dont la norme est UMTS).

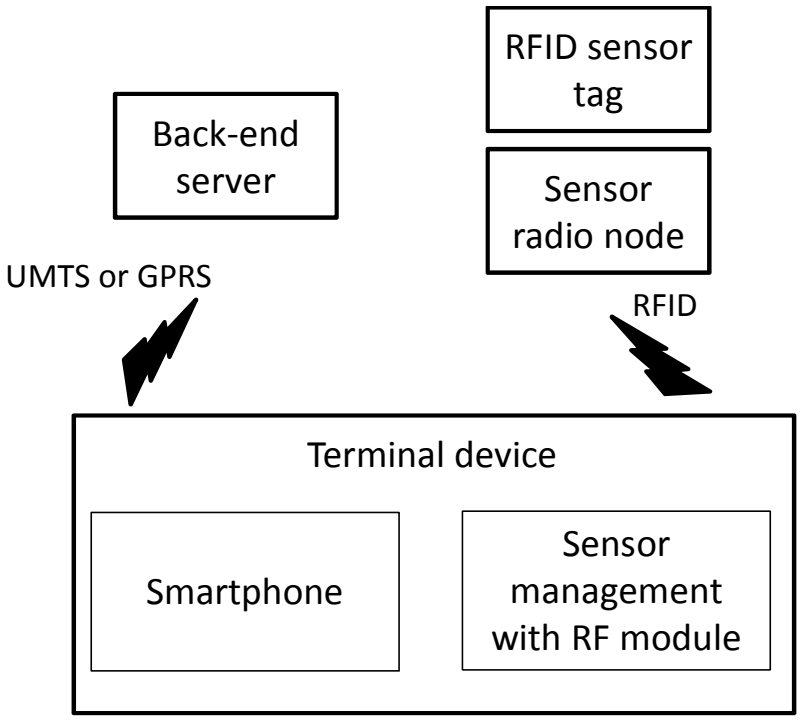


Figure 3-8 Schéma bloc du système de l'étude MIMOSA (Quero et al. 2007)

Dans l'étude mesurant l'équilibre de la personne (Johansson et al. 2011) l'unité de stockage n'est pas explicitement spécifiée. Le téléphone portable récupère les données des capteurs par ANT. Pour cela, un module complémentaire lui a été ajouté (petite carte électronique avec microcontrôleur et module ANT pour pouvoir recevoir les mesures et les transmettre au téléphone). Le téléphone transmet ensuite les données sur un serveur par différents moyens de communication sans fil. Il peut ainsi les transmettre par Bluetooth ou WLAN si l'équipement pour le recevoir est à portée, ou par GPRS sinon. Une fois les données enregistrées, elles sont transmises à l'Unité de traitement.

3.2.4 Les unités de traitement

L'unité de traitement est un module électronique en mesure d'analyser les données des capteurs et d'en tirer un résultat cohérent selon le type d'information nécessaire. L'unité de traitement peut être présente directement dans le système porté par le patient. C'est le cas de l'étude où l'équilibre et la démarche de la personne sont mesurées (Johansson et al. 2011). Les données des capteurs reçues par ANT sur le téléphone portable sont analysées et si un déséquilibre est perçu,

l'utilisateur peut être averti par une sonnerie. Il en est de même pour l'étude permettant de surveiller les signaux vitaux d'un patient lors de son transport à l'intérieur d'un hôpital (Yuan-Hsiang et al. 2004) (voir Figure 3-4), l'unité de traitement est la même que l'unité de stockage, c'est-à-dire le PDA. Celui-ci récupère les informations des capteurs et calcule la fréquence cardiaque, la saturation en oxygène dans le sang et l'électrocardiogramme. Ces informations sont affichées directement à l'écran, en plus d'être enregistrées et/ou envoyées sur un serveur.

Dans le projet MIMOSA (Quero et al. 2007) c'est également le téléphone qui traite les données. L'ECG mesuré est affiché à l'écran et le taux de glucose dans le sang est mesuré toutes les 30 minutes. Si le taux de glucose est supérieur à un taux prédéfini, un signal est envoyé au patient. Dans l'étude menée à l'Université Nationale de Taiwan (Chi-Huang et al. 2012), le téléphone intelligent sert aussi à afficher les données physiologiques du participant. Le téléphone traite les données des capteurs et les affiche en temps réel, mais les traitements globaux des données sont effectués sur un ordinateur et ensuite affichés sur une application web.

Plus généralement, les données sont traitées sur un ordinateur à distance. Dans l'étude avec le boîtier Corventis (Anand et al. 2011) des algorithmes sont en cours de développement pour détecter les insuffisances cardiaques. Dans l'étude Canadienne sur la mesure de l'activité physique (Hui Hsien et al. 2011) les mesures d'accélérométrie obtenues sont analysées avec un algorithme de classification d'activité et plus spécifiquement pour détecter les changements d'état de la personne (par exemple la transition debout → marche ou marche → escalier). Dans celle réalisée aux Etats-Unis (Schenk et al. 2011), ce sont plutôt les données des GPS qui sont utilisées afin de reconnaître le profil d'activité des personnes, c'est-à-dire les endroits où ils se sont trouvés, le temps qu'ils y ont passé, les activités qu'ils y ont effectuées ainsi que leurs déplacements.

Les données GPS sont également analysées dans l'étude sur l'investigation des causes des maladies chroniques (Schenk et al. 2011), ainsi que les données de capteurs physiologiques, pour déterminer les interactions du participant avec son environnement, les activités qu'il a effectué et leur influence sur ses paramètres physiologiques (taux de glucose, ECG et fréquence cardiaque). Toutes les informations sont ensuite accessibles sur une application web en connexion sécurisée.

Les trois unités explorées dans cette partie, en plus des capteurs physiologiques utilisés, décrivent différentes architectures proposées par des équipes de recherche. Elles utilisent toutes des

composants disponibles sur le marché et les assemblent, moyennant quelques modifications matérielles ou logicielles. Ces architectures présentent quelques limitations qui sont détaillées dans la prochaine section.

3.2.5 Limitations et enjeux

Dans les études présentées ci-dessus, on remarque l'utilisation de nombreux équipements différents. Le fardeau généré par le port de tous ces outils est important et gênant dans la vie de tous les jours. De plus, la personne a plus d'appareils à prendre ou à remettre en place après qu'il les ait enlevés (par exemple pour prendre une douche). C'est un des enjeux de l'analyse des personnes : faire en sorte que le fardeau généré par le port des outils nécessaires soit le plus faible possible, et ne modifie pas le mode de vie des participants. Pour cela, il faut donc minimiser le nombre de dispositifs différents à porter, par exemple en utilisant des équipements regroupant déjà plusieurs outils de mesure différents. Il faut aussi diminuer au maximum l'encombrement des appareils de mesure utilisés, par exemple en prenant des outils utilisant les technologies récentes et donc plus petits et en limitant le nombre de fils reliant les appareils entre eux (i.e. utiliser des liens de communication sans fil).

Ces deux derniers points (encombrement et miniaturisation) peuvent être résolus par l'utilisation de téléphones intelligents. Leur utilisation est très répandue et ne présente pas un fardeau supplémentaire pour les participants, car il est très probable qu'ils en possèdent déjà un, ou soient habitués à en avoir un. De nos jours, les téléphones intelligents intègrent de plus en plus de modules permettant d'examiner les personnes mais gardent une taille acceptable. La plupart des téléphones intelligents possèdent donc un GPS et un accéléromètre triaxial. Ces téléphones intègrent aussi des moyens de communication sans fil (Bluetooth ou ANT, qui sont des protocoles de communication sans fil) pour communiquer avec des capteurs physiologiques externes utilisant ces mêmes moyens de communication. L'offre de capteurs physiologiques pouvant communiquer avec des téléphones intelligents est en pleine expansion. La modularité des téléphones intelligents et les possibilités qu'ils offrent, intéressent donc beaucoup les équipes de recherche travaillant sur ces sujets.

Les téléphones intelligents ont aussi l'avantage de proposer à l'utilisateur de développer ses propres applications. Ainsi les équipes de chercheurs peuvent créer leur application et l'adapter en fonction des besoins qu'ils identifient. Un groupe de deux université des États-Unis (Campbell et al. 2012) présentent les différentes applications de santé qu'ils ont élaboré dans leur équipe en utilisant des téléphones intelligents. On peut noter l'application BeWell, qui permet de mesurer le temps de sommeil, les interactions sociales et l'activité physique de la personne détentrice du téléphone et qui signifie à l'utilisateur ces trois niveaux en leur attribuant une note sur 100.

Les téléphones intelligents permettent également de pouvoir transmettre les données par internet. Celles-ci peuvent donc être récupérées en temps réel et être traitées immédiatement à distance. Un retour venant du serveur peut ensuite être envoyé sur le téléphone pour informer ou avertir l'utilisateur, ou plus particulièrement le patient dans le cas de suivi dans un contexte clinique, si un problème vient à se présenter (par exemple signifier à un patient diabétique que son taux de glucose dans le sang nécessite une injection d'insuline).

Néanmoins, il existe des problèmes limitant actuellement l'utilisation de téléphones intelligents dans des études liées à la santé des populations. Une équipe du collège de Dartmouth (Lane et al. 2010) présente dans son article certains de ces freins. L'inconvénient majeur et très limitant est la durée de vie de pile. En effet, les téléphones intelligents ne sont pas prévus par les industriels pour que les capteurs intégrés fonctionnent en continu. Les accéléromètres intégrés dans les téléphones sont principalement utilisés pour adapter l'orientation de l'affichage de l'écran en fonction de l'orientation du téléphone, et non pour fonctionner tout le temps et mesurer l'activité physique d'un participant d'une étude scientifique. Il en est de même avec le GPS, celui-ci est plutôt prévu pour fonctionner quelques temps lorsque l'utilisateur en a besoin, mais de façon ponctuelle. Par conséquent, l'utilisation des capteurs pour examiner les gens consomme beaucoup d'énergie ce qui épuise rapidement la pile, limitant son temps de vie et augmentant la fréquence des recharges.

Dans l'étude présentée par Doherty, on note l'utilisation d'un GPS et d'un accéléromètre externe au téléphone, alors que celui-ci en possède. Comme le dit l'auteur, ceci est pour éviter d'épuiser trop vite la pile. Une pile supplémentaire est ajoutée au téléphone pour assurer une durée de fonctionnement d'une journée. Malheureusement ces stratégies ne sont pas suffisantes pour

permettre d'effectuer les mesures toute une journée sans recharge, ce qui est problématique et peut entraîner des pertes de données si le participant n'a pas la possibilité de pouvoir recharger le téléphone régulièrement. Dans certaines études, deux téléphones sont ainsi donnés aux participants afin qu'il y en ai un en fonction pendant que l'autre est en charge (Schenk et al. 2011).

Outre la consommation d'énergie, un autre problème est la précision des capteurs intégrés. Ceux-ci ne sont pas aussi précis que lorsqu'ils sont expressément dédiés à la mesure en temps réel. Par exemple, la fréquence d'échantillonnage d'un accéléromètre intégré à un téléphone peut varier en fonction des autres tâches en cours sur le CPU (passer un appel, surfer sur internet etc.) ce qui diminue la qualité des mesures pour estimer la dépense énergétique (Lane et al. 2010).

Finalement, l'utilisation d'outils présents dans le commerce pour examiner les personnes lors d'études sur la santé des populations, met les équipes de recherche face à deux défis majeurs:

- Analyser les personnes sans leur imposer d'outils trop encombrants qui pourraient les gêner dans leur vie de tous les jours.
- Avoir des outils permettant d'obtenir des données sur une durée assez longue pour ne pas surcharger le participant en lui demandant de recharger les outils trop souvent et ne pas perdre de données intéressantes pour la conduite des études si le participant ne peut pas recharger les outils assez souvent.

Beaucoup d'équipes se tournent donc vers le développement de leur propre architecture de mesure, ceci afin de pouvoir concilier l'efficacité des mesures et la durée de vie de la pile.

3.3 Des systèmes multi-capteurs personnalisés

Pour pallier à certains des problèmes rencontrés dans les systèmes vus précédemment, certaines équipes ont fait le choix de développer leur propre équipement de mesure. C'est-à dire qu'ils ont imaginé et développé leur propre carte électronique en choisissant les composants les plus appropriés pour l'application qu'ils voulaient en faire.

3.3.1 Un système de détection de chutes

Ainsi, une équipe de l'université de Toulouse a eu l'idée de développer un système pour détecter la chute des personnes âgées et prévenir les secours (Campo et al. 2008). Pour cela ils ont développé une carte comprenant un accéléromètre ADXL202 de chez Analog Devices pour la détection de la chute, un module GPS SAM-LS de la société U-Blox pour localiser la personne en cas de chute et un module ZigBee (lien de communication radiofréquence) de la société MaxStream pour prévenir les secours. Le système est contrôlé par un microcontrôleur PIC16F628 de la société Microchip. La carte réalisée est présentée en Figure 3-9.

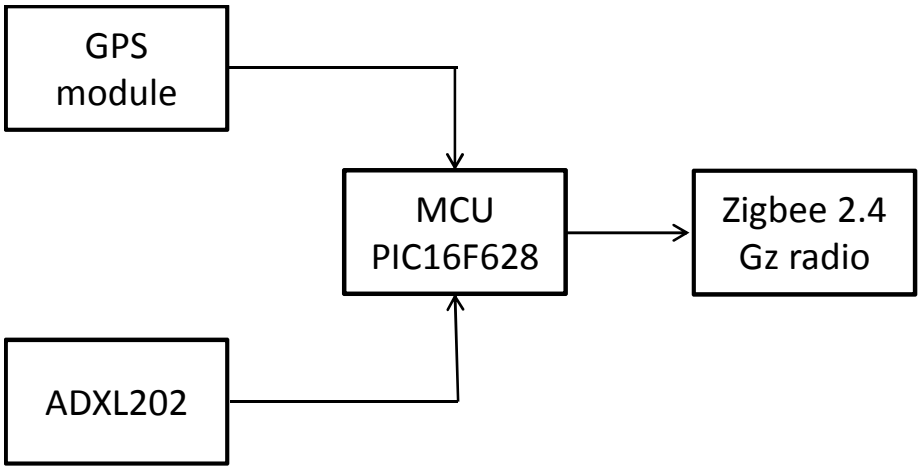


Figure 3-9 Schéma bloc du système de détection de chute (Campo et al. 2008)

Celui-ci se charge de récupérer les informations de l'accéléromètre et d'effectuer la détection des chutes grâce à un algorithme développé en langage C (type de langage informatique). Lorsqu'une chute est détectée, le microcontrôleur se charge de « réveiller » le GPS pour pouvoir récupérer les coordonnées de la position de la personne. Une fois les coordonnées récupérées, il active le module Zigbee pour envoyer l'information de chute à un autre module Zigbee rattaché à un ordinateur par une liaison série. Ce système est efficace (détection de 95% des chutes) mais ne permet de détecter uniquement les chutes ayant lieu à l'intérieur. En effet le module de communication sans fil Zigbee choisi a une portée de 100 mètres (1500 mètres pour le Zigbee pro). Les chutes effectuées hors de portée de la communication sans fil ne peuvent donc pas être reportées. La consommation du module est par contre intéressante car il a une autonomie de 15 jours de fonctionnement. Le fait que les deux composants consommant le plus (le GPS et le

module Zigbee) soient en « sleep mode » la majorité du temps augmente énormément l'autonomie du système. Cette application a été construite dans un cas bien précis (détection des chutes des personnes âgées) et est donc difficilement transposable pour une application d'analyse de personnes « actives » pour qui les chutes sont rares.

3.3.2 Une plateforme mobile de détection

Il existe d'autres applications dont le champ d'action est plus large. Par exemple, en 2008, une équipe de recherche aux États-Unis présente sa « Mobile sensing platform - MSP » (Choudhury et al. 2008). Cette plateforme a pour but de reconnaître les activités de la personne qui la porte et d'être utilisée dans différents champs d'application : que ce soit dans le domaine du sport, le support des personnes âgées ou la prévention et le suivi de maladies. Deux versions du même système sont présentées. Dans la première version, 7 capteurs sont positionnés sur une carte électronique :

- Un microphone
- Un capteur de lumière
- Un accéléromètre triaxial
- Un baromètre
- Un capteur d'infrarouges
- Un capteur de température
- Un compas.

La carte électronique est contrôlée par un microcontrôleur Intel iMote, basé sur une architecture « Reduced instruction set computer - RISC », dont la taille des instructions est de 32-bits. Les différents capteurs sont reliés aux différentes entrées/sorties du microcontrôleur qui récupère leurs données et les convertit d'analogique à numérique au besoin. Les données sont ensuite envoyées grâce à un module Bluetooth, lui aussi présent sur la carte, à un téléphone portable. Celui-ci se charge de transmettre les données par Internet. Le système est alimenté par une pile Li-Polymer de 200 mAh. Le défaut principal de cette première version est le temps de fonctionnement. En effet, la transmission continue des données en Bluetooth ne permet une

utilisation que de 4 heures, ce qui est problématique comme il a été vu à la section 2.2.5, lorsqu'il n'y a pas de transmission par Bluetooth, la carte peut fonctionner pendant 12 heures. De plus, l'utilisation du Bluetooth engendre une perte de données trop importante qui les a poussés à utiliser un PDA branché par des fils à la carte pour envoyer les données par les airs.

La deuxième version de ce MSP (Figure 3-10), intègre toujours les 7 mêmes capteurs, mais une carte SD rend possible le stockage des données, afin de transmettre moins souvent les informations par Bluetooth. De plus, le nouveau microcontrôleur utilisé permet également de traiter certaines données directement sur la carte pour diminuer la taille des données transmise par communication Bluetooth. Enfin, le second système fonctionne à l'aide d'une pile de 1800 mAh, permettant de récupérer les données pendant une période de 10 à 20 heures.

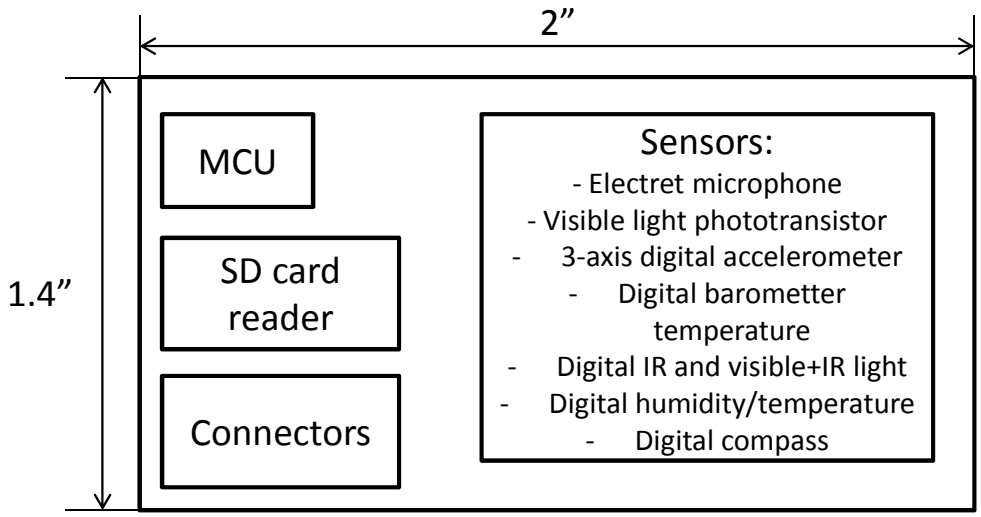


Figure 3-10 Schéma de la plateforme MSP (Choudhury et al. 2008)

L'étude se servant de ce MSP, pendant les tests, a commencé à utiliser un GPS externe pour pouvoir localiser les personnes. Cet ajout d'un module externe alourdit la charge portée par le patient et rejoint donc les problèmes rencontrés et rapporté à la section 2.2.5.

3.3.3 Une architecture modulaire

Pour prévenir le problème de devoir utiliser des capteurs complémentaires externes, une équipe de l'université de Harvard, en partenariat avec des industries telles qu'Intel, ont proposé une

architecture modulaire permettant de s'adapter et de pouvoir changer les types de capteurs utilisés. Ils ont conçu puis commercialisé une plateforme d'analyse des personnes sous le nom de SHIMMER (Burns et al. 2010). Cette plateforme est prévue pour avoir une carte principale, la « carte mère » (Figure 3-11), qui comporte plusieurs fonctionnalités principales et des cartes annexes, « carte filles », qui peuvent être attachées par des connecteurs à la carte mère (sur les ports d'expansion représentés sur la Figure 3-11) pour apporter d'autres fonctionnalités.

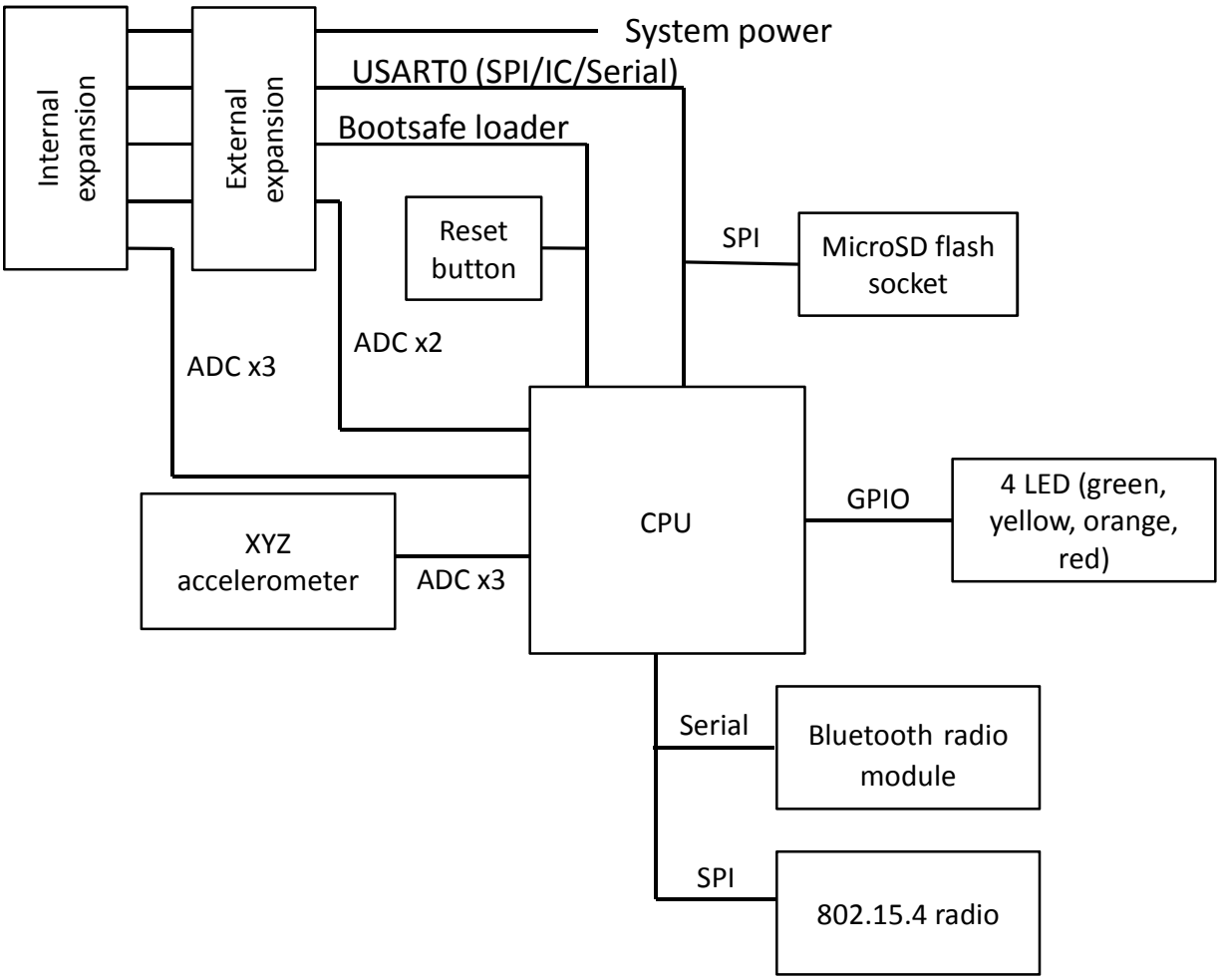


Figure 3-11 Schéma bloc de la carte mère du système SHIMMER (Burns et al. 2010)

Les fonctionnalités de la carte mère sont le traitement des données, leur stockage, les liens de communication et différents connecteurs pour accueillir une carte fille. La carte mère comporte le microcontrôleur (Microcontroller unit - MCU) qui orchestre le fonctionnement de la carte. C'est un microcontrôleur Texas instrument MSP430, couramment utilisé dans le domaine des capteurs sans fil. Il possède plusieurs entrées-sorties telles que des liaisons asynchrones UART (Universal

asynchronous receiver transmitter), des liaisons I2C (Inter integrated circuit) ou SPI (Serial peripheral interface). Une carte SD est reliée par SPI au microcontrôleur pour stocker les données. Les liens de communication sont de deux types : par un module radio 802.15.4 (protocole de communication notamment utilisé par le Zigbee) ou par Bluetooth. Le module radio CC2420 de Chipcon est relié au MCU par SPI et le module Bluetooth par liaison série. La carte mère possède aussi un accéléromètre triaxial relié à trois des huit ADC (Analog/digital converter) du MCU. Les autres ADC sont réservés aux connecteurs pouvant accueillir une carte fille. Le MCU n'est pas programmé en mode séquentiel mais fait tourner un système d'exploitation embarqué : TinyOS. C'est un système d'exploitation conçu pour les réseaux de capteurs sans fil, fonctionnant sur un mode évènementiel (quand un évènement apparaît, il est traité par le MCU). Le fait d'avoir un système d'exploitation embarqué permet l'utilisation d'un « scheduler », ce qui pourrait diminuer la consommation du MCU (Weiser et al. 1994).

Les cartes filles peuvent être choisies en fonction des applications à réaliser. Il y a par exemple deux cartes filles dédiées à la cinématique avec une carte fille possédant deux gyroscopes InvenSense en technologie MEMS ou une carte fille avec un magnétomètre et un gyroscope triaxial pour mesurer le champ magnétique terrestre. Il existe également des cartes filles pour effectuer des mesures physiologiques avec la carte fille permettant de mesurer l'ECG ou une autre permettant de mesurer l'EMG (Electromyogramme, qui mesure l'activité électrique d'un muscle ou d'un nerf). Enfin il y a d'autres cartes filles permettant une mesure de l'environnement proche de la personne portant le système (capteurs de température et de lumière) ou des cartes filles plus génériques permettant le test de différents capteurs analogiques externes ou encore une carte possédant un écran LCD pour afficher des informations.

Bien que très modulaire, l'application SHIMMER ne permet pas de mesurer plusieurs paramètres en même temps. En effet, une seule carte fille peut être connectée à la fois, réduisant ainsi la possibilité de récupérer plusieurs données physiologiques différentes à la fois. Il n'y a pas non plus de GPS intégré, ce qui peut être problématique sachant que ceux-ci fournissent des informations importantes pour certaines études épidémiologiques (sections 2.2.1 et 2.2.2).

3.3.4 Une plateforme modulaire dotée d'un GPS

L'application proposée par une équipe de l'Université de Sherbrooke (Boissy et al. 2011), a elle aussi une caractéristique modulaire, mais elle intègre également un GPS. La plateforme WIMU-GPS (Wireless inertial measurement unit with GPS) possède un MCU avec des instructions sur 16 bits, une mémoire flash de 256 kilo-octets et une RAM (random acces memory) de 16 kilo-octets. Le MCU possède différentes entrées/sorties, dont des ADC, des liens de communication UART, SPI ou I2C. Un accéléromètre, un gyroscope et un magnétomètre triaxiaux permettent d'obtenir des mesures inertielles, ils sont reliés aux ADC du MCU pour transformer leurs données analogiques en données numériques. La MCU contrôle aussi un récepteur GPS SIRFstar III, et une carte SD pour enregistrer les données. Un module Zigbee est présent pour la transmission des données sans fil, et une liaison UART est utilisée afin de pouvoir communiquer en USB avec un ordinateur. Les autres entrées/sorties non-utilisées sont redirigées vers un connecteur afin de pouvoir connecter d'autres capteurs dessus. L'architecture complète est présentée dans la Figure 3-12.

Cette plateforme permet de récupérer des données nécessaires aux études épidémiologiques (avec l'accéléromètre et le GPS), mais permet aussi de brancher d'autres capteurs pour récupérer des données physiologiques. Les capteurs physiologiques doivent néanmoins être branchés en filaire au connecteur ce qui peut poser problème vis-à-vis de l'encombrement. Des solutions peuvent être envisagées pour connecter un autre module de communication (par exemple ANT ou Bluetooth) qui lui sera à même de recevoir des données de capteurs sans fil. Comme dans d'autres applications la communication sans fil se fait par Zigbee, qui a une portée de 1000/1500 mètres. La récupération des informations ne peut donc se faire que lorsqu'un récepteur est capable de capter le signal du module Zigbee. Le fonctionnement du WIMU-GPS est uniquement de 10 heures lorsque les données sont transmises, et de 13 heures 30 minutes lorsque les données sont uniquement enregistrées sur la carte SD, du fait de la forte consommation des modules utilisés.

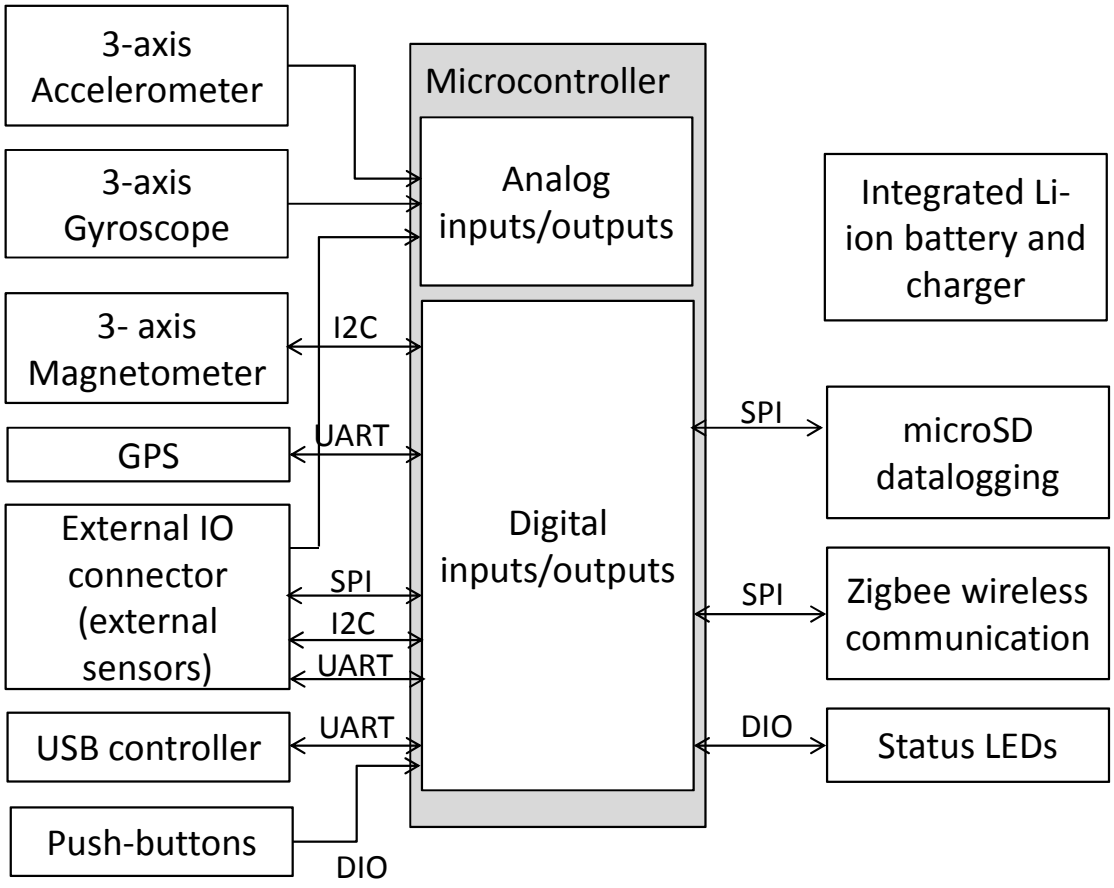


Figure 3-12 Schéma bloc du système de l'université de Sherbrooke (Boissy et al. 2011)

3.3.5 Limitations et enjeux

Dans les applications personnalisées décrites précédemment, certains problèmes se présentant dans les études agrégeant des outils du commerce (section 2.2) sont diminués. On peut par exemple considérer la durée de vie de la pile lorsqu'aucun téléphone intelligent n'est utilisé. Les systèmes peuvent fonctionner entre 8 heures et 15 jours lorsque les composants les plus gourmands en énergie sont en veille (Campo et al. 2008; Burns et al. 2010; Boissy et al. 2011). Dans les applications examinant les personnes, la durée de fonctionnement du système de mesure doit être d'au moins une journée, afin de permettre au participant de ne recharger l'appareil qu'une seule fois par jour, (préférentiellement la nuit, pendant son sommeil, ce qui permet de ne pas perdre d'informations utiles). Cette durée de fonctionnement d'une journée est donc un minimum requis.

Le fardeau engendré par le port du système est aussi moins important, car tous les modules de mesure sont le plus souvent regroupés sur une seule carte. Celle-ci est aussi généralement réalisée avec des composants plus petits, choisis par les équipes.

Néanmoins, dans les systèmes peu encombrants et ayant une durée de vie de pile d'au moins une journée, les moyens de communications du système avec l'extérieur peuvent limiter l'utilisation de l'architecture. En effet, ce sont généralement des moyens de communication avec une portée relativement faible (d'une centaine de mètres pour le Bluetooth, à environ 1500 mètres pour le Zigbee) qui sont utilisés. La récupération des données ne peut donc se faire qu'à certains moments, ce qui peut être problématique si la personne reste longtemps hors de portée d'un récepteur pour transmettre les données. En effet, beaucoup de systèmes proposent un enregistrement local, mais une fois la capacité de stockage atteinte les données sont perdues.

En conclusion, les systèmes personnalisés permettent de s'affranchir des problèmes liés aux téléphones intelligents, mais se privent également de l'intérêt qu'ils représentent en terme de transmission de données comme il est possible de l'observer dans le Tableau 3-1. La conception de systèmes personnalisés permet donc d'obtenir des durées de vie de pile adéquates (d'au moins une journée de mesures continues). Néanmoins un problème majeur est le type de lien de communication sans fil utilisé, qui nécessite d'avoir des équipements de réception à proximité, contrairement aux téléphones intelligents qui permettent leur transmission quelle que soit la localisation de la personne.

Tableau 3-1 Comparaison des systèmes multi-capteurs existants

Article	Capteurs			Lien avec acquisition	Unité d'acquisition	Unité de stockage	Lien avec le traitement	Unité de traitement
	GPS	Accéléromètre	Physiologique					
(Campo et al. 2008)	Oui	Oui		NA	Carte avec MCU alimenté batterie (NA)	NA	ZigBee	Ordinateur
(Choudhury et al. 2008)		Oui (+ compas, temperature etc.)		NA	Carte avec MCU alimente batterie 1800 mAh	carte SD	Bluetooth (via un telephone intelligent)	Ordinateur
(Burns et al. 2010)		Oui	Cartes filles à ajouter (cinematique, ECG, EMG)	NA	Carte avec MCU alimente batterie 280 mAh	carte SD	ZigBee ou Bluetooth	Ordinateur
(Boissy et al. 2011)	Oui	Oui (+ gyroscope, magneto metre)	Connecteur pour ajouter des capteurs	NA	Carte avec MCU alimente batterie	carte SD	ZigBee	Ordinateur
Présent Travail (2013)	**Oui**	**Oui**	**multiples capteurs**	**ANT+**	**Carte avec MCU alimenté batterie 2200 mAh**	**Carte SD**	**GPRS + USB**	**Serveur**

CHAPITRE 4 RÉALISATION DU MULTI-CAPTEURS

Les caractéristiques de la plateforme multi-capteurs ont été brièvement exposées au chapitre précédent. Dans ce chapitre, la structure du système est détaillée et les choix technologiques réalisés sont présentés.

Il a été vu que la plateforme multi-capteurs doit permettre de mesurer le positionnement géographique, l'activité physique et plusieurs signaux physiologiques. La première étape a été de choisir les composants. L'objectif est de réaliser une architecture la moins encombrante possible avec une consommation minimale. Pour chaque module choisi, la taille et la consommation d'énergie ont donc été prises en compte.

4.1 Choix des composants

4.1.1 Module GPS

Pour le positionnement géographique, un module GPS est nécessaire. Actuellement, le module GPS de plus petite taille sur le marché est le module IT430 de la compagnie Fastrax. Il mesure 9.6 x 9.6 x 1.85 mm^3. Ce module utilise la technologie SiRF Star IV qui est une technologie largement utilisée dans le domaine de la téléphonie mobile. La puce IT430 est un module complet pouvant fonctionner par lui-même. Il est constitué d'un récepteur RF basse consommation, couplé à un microcontrôleur ARM7 (ARM, Advanced Risc Machine). Le module comprend une ROM qui permet au GPS de fonctionner de façon autonome (c'est-à-dire sans avoir à utiliser les capacités de calcul d'un module externe). Le module peut communiquer selon différents protocoles de communication : par UART, par SPI (mode esclave) ou par I2C. Ce module a également été choisi pour la valeur de son alimentation (1,8V) et pour sa faible consommation : entre 56 et 68 mW en mode navigation et 36 µW en mode hibernation.

Le temps mis pour trouver la position (TTFF, Time To First Fix) est typiquement de 35s d'après le fabricant.

Le module IT430 possède une entrée pour connecter une antenne. En effet celle-ci n'est pas fournie avec le module, l'entrée de l'antenne sur le module GPS a une impédance de 50 Ohms, ce qui est déjà optimisé pour la fréquence de fonctionnement.

4.1.2 Antenne GPS

Le module GPS choisi doit être relié à une antenne. L'antenne peut être soit active soit passive. Une antenne active est une antenne qui a la capacité d'amplifier le signal reçu tandis qu'une antenne passive transmet le signal tel qu'elle le reçoit. Les antennes actives sont généralement utilisées lorsque le signal reçu n'est pas suffisant pour en tirer des informations utiles, mais elle requiert d'être alimentée. Une antenne passive est donc ici plus intéressante, à condition d'être placée assez près du module GPS pour éviter les pertes du signal. Pour la plateforme multi-capteurs, l'antenne du GPS doit également pouvoir recevoir des signaux de l'ordre de 2,45 GHz provenant de n'importe quelle direction. L'antenne choisie est donc une antenne multidirectionnelle hélicoïdale SL1300 de la marque Sarantel. Cette antenne est relativement petite 7,5 mm de diamètre et 12 mm de haut. Elle a un gain intégré de -5dB et une impédance de 50 Ohms.

4.1.3 Accéléromètre

Les accéléromètres disponibles dans le commerce sont généralement des MEMS. L'accéléromètre devant mesurer les mouvements humains, il doit pouvoir mesurer l'accélération selon 3 axes afin de pouvoir refléter l'accélération réelle de la personne dans l'espace. Les signaux de l'accéléromètre peuvent être analogiques ou numériques. Dans le cas de signaux analogiques, ils doivent être reliés à un convertisseur analogique/numérique avant de pouvoir être interprétés. C'est pour cela que le choix d'un accéléromètre numérique dont l'ADC est directement intégré à la puce a été pris, afin de récupérer directement la valeur de l'accélération selon chacun des axes. L'accéléromètre choisi est l'ADXL345 d'Analog Device. Il est de petite taille $3 \times 5 \times 1$ mm^3 et a une consommation très faible : 23 µA en mode mesure et 0,1 µA en mode standby. L'accéléromètre peut communiquer en SPI (esclave) ou I2C. Sa résolution peut être de +/- 2, 4, 8 ou 16 « g » (avec un facteur d'échelle de 4 mg par Lowest Significant Bit

quelle que soit la résolution choisie). Le g est l'unité de mesure de l'accélération, elle est fonction de l'accélération gravitationnelle (9,81 m/s). L'ADXL345 peut être alimenté en 2,0 à 3,6V.

4.1.4 Module GPRS

L'envoi des données sur le serveur doit pouvoir se faire de n'importe où, quel que soit l'endroit où se trouve la personne. Dans les architectures vues au chapitre 3, la transmission sur de grandes distances se fait à l'aide d'un téléphone portable. Néanmoins, comme il a été souligné, l'utilisation d'un téléphone portable a plusieurs désavantages : celui de consommer beaucoup d'énergie et celui de nécessiter un deuxième appareil de mesure à transporter. L'utilisation du protocole de communication GPRS est néanmoins le plus intéressant pour transmettre les données à distance. Il a donc été décidé de l'utilisation d'un module GPRS, mais sans les fonctionnalités d'un téléphone. Le module le plus petit trouvé est le GE865 de chez Telit, il mesure 22 × 22 × 3 mm^3. Le module peut être alimenté en 3,4 à 4,6V. Sa consommation de courant est inférieure à 62 µA lorsque le module est éteint, 1,5 mA en mode « idle » et jusqu'à 420 mA pendant la transmission de données par GPRS. Le module GPRS fonctionne lui aussi de manière indépendante, il peut communiquer avec les modules extérieurs à l'aide d'un lien sériel UART. Son fonctionnement peut être configuré à l'aide d'un protocole de communication « AT command ».

La plateforme multi-capteurs doit posséder une carte SIM (Subscriber Identity Module) pour pouvoir envoyer les données par GPRS. Un lecteur de carte SIM a donc été choisi. Cette interface est un double lecteur qui permet aussi de pouvoir insérer une carte SD. La carte SD est utilisée pour enregistrer les données récupérées avant d'être transmises par GPRS, ou récupérées sur un ordinateur.

4.1.5 Module ANT+

La plateforme multi-capteurs doit pouvoir récupérer les données de différents capteurs physiologiques. Comme les études auxquelles est destiné l'appareil sont de différente nature, il a été décidé de ne pas inclure de capteur physiologique sur la plateforme, mais de pouvoir

récupérer des données de capteur par un moyen de communication sans fil. Il existe de nombreux capteurs Bluetooth, mais un protocole de communication plus adapté aux réseaux de capteurs existe : c'est le protocole ANT+. Il est de plus en plus présent dans les téléphones et on trouve aussi de plus en plus de capteurs possédant cette technologie.

Un module nRF24AP2-8CH de Nordic-Semiconductor a donc été sélectionné. Il mesure 5 x 5 mm^2 et peut être alimenté en 1,9 à 3,6V. Il peut consommer de 0,5 à 87 µA selon son mode de fonctionnement (en sommeil ou en éveil par exemple). Il peut communiquer avec d'autres modules à l'aide d'une liaison série UART.

4.1.6 Microcontrôleur

Une fois les différents modules choisis, il faut déterminer quel va être le microcontrôleur utilisé pour orchestrer le fonctionnement de la plateforme multi-capteurs. Il faut que le microcontrôleur ait suffisamment d'entrée/sorties pour pouvoir être relié à chacun des modules. Il faut également qu'il ait une puissance de calcul suffisante pour pouvoir gérer la réception et le traitement des données.

Tableau 4-1 Comparaison de différents microcontrôleurs

Tableau	**Mémoire FLASH**	**Nombre de pins**	**USB**	**SPI**	**USART**	**ADC**	**Crypto engine**	**RTC**
ATxmega256A3B	256 ko	64	non	3	6	2	oui	oui
PIC24FJ256DA210	256 ko	64	oui	3	4	1	non	oui
Sam3N4B	256 ko	64	non	3	4	1	non	oui

Après avoir vérifié plusieurs microcontrôleurs, il a été décidé de prendre un dispositif à 8 bit de la société Atmel. Le modèle est l'ATxmega256A3B. Il comporte 256 kilo-Octets de mémoire flash et peut fonctionner jusqu'à 32 MHz. Il mesure 9 × 9 × 0,88 mm^3 et possède 64 pins. Les fonctionnalités intéressantes pour le projet sont : 6 USART (Universal Synchronous/Asynchronous Receiver Transmitter), 3 SPI, 2 TWI (Two Wire Interface), 2 ADC ainsi que des entrées/sorties programmables. L'avantage de ce microcontrôleur est qu'il possède également un module de cryptographie intégré, ce qui est intéressant pour le cryptage des

données avant leur envoi (les données personnelles devant rester privées). Il peut être alimenté entre 1,6 et 3,6V.

L'intérêt supplémentaire d'utiliser un microcontrôleur Atmel est qu'il n'y a pas de droits à payer pour pouvoir développer le « firmware » (contrairement à certaines sociétés comme Microchip). Les outils de développement sont donc gratuits, que ce soit en utilisant la chaîne de compilation AVR-GCC sur Linux ou en utilisant Atmel Studio sur Windows. Le « firmware » est donc développé en langage C et est séquentiel.

Le microcontrôleur utilisé doit aussi pouvoir communiquer avec un ordinateur, sur lequel se trouvera une interface. Pour cela, il est utilisé le protocole USB par un lien UART grâce à un deuxième microcontrôleur. La plateforme multi-capteurs est ainsi branchée par USB sur l'ordinateur, mais le protocole de communication utilisé est l'USB.

4.1.7 Pile

La plateforme multi-capteurs doit fonctionner sur pile. Les modules présents sur la plateforme sont équivalents aux modules que l'on retrouve sur un téléphone portable. C'est pour cette raison que la pile utilisée sera équivalente à celles utilisées dans les téléphones intelligents (3,7V). Le courant qu'elle peut fournir doit être suffisant pour pouvoir alimenter tous les modules fonctionnant à pleine puissance. La pile choisie sera donc une pile de 3,7V avec 1800 mAh de la marque Tenergy. Il est difficile de trouver des piles avec ces caractéristiques de petite taille. En effet la plupart des fabricants de téléphones portables font fabriquer leurs propres piles.

La recharge de la pile se fait grâce à un module de gestion de pile, le BQ24070, commercialisé par la société Texas Instrument. Ce module de gestion charge la pile lorsque la plateforme multi-capteurs est branchée à un ordinateur ou sur une prise de courant grâce à un adaptateur USB. Il est ainsi facile de recharger la plateforme multi-capteurs car c'est un système de recharge très répandu dans la plupart des appareils électroniques actuels (téléphones portables et appareils photo par exemple).

4.1.8 Architecture matérielle

L'architecture de la plateforme multi-capteurs, utilise donc les composants introduits précédemment et sont interfacés les uns avec les autres de la manière suivante :

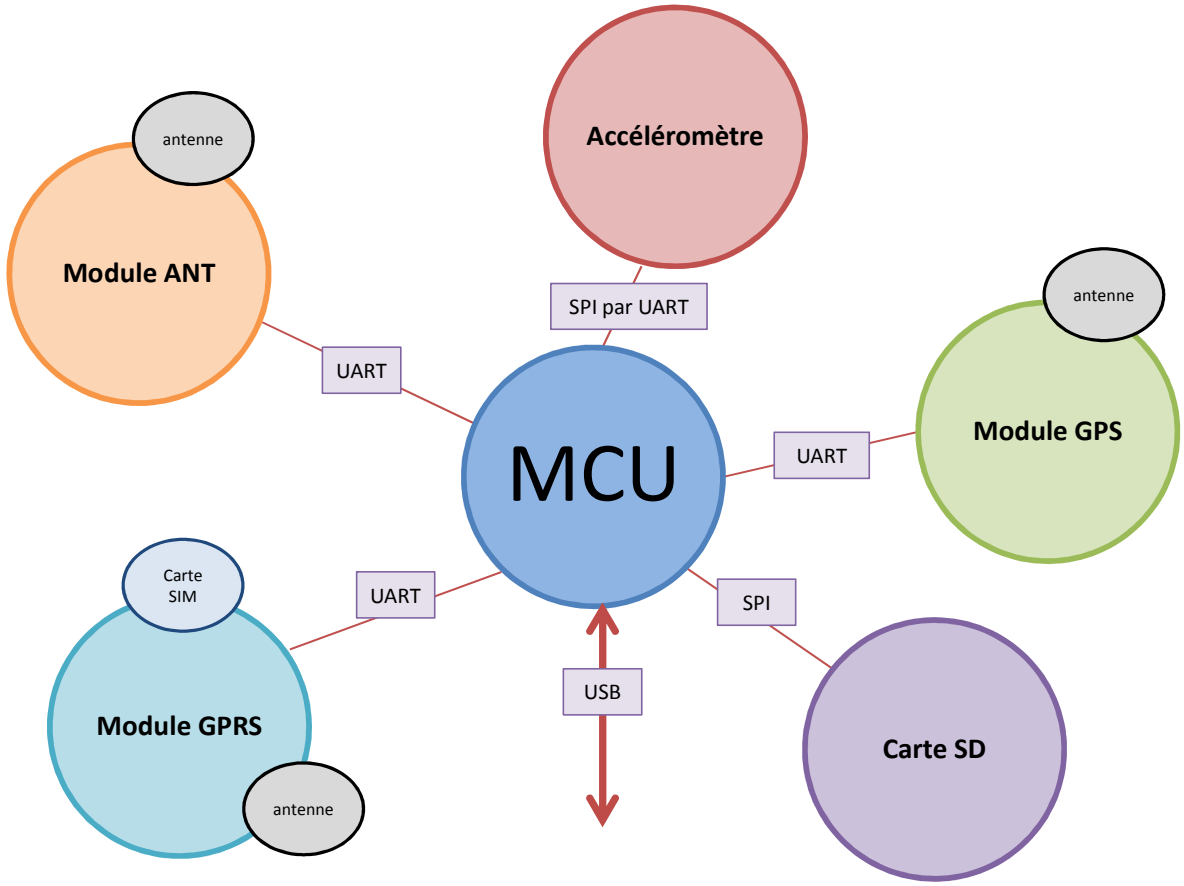


Figure 4-1: Architecture matérielle de la plateforme multi-capteurs proposée

Tous les modules sont reliés au microcontrôleur. Les modules ANT, GPS et GPRS lui sont reliés par un lien sériel UART. La carte SD et l'accéléromètre lui sont reliés par SPI. Le lien USB est destiné à être connecté à un ordinateur, mais aussi à recharger la pile.

4.2 Premier prototype

Le premier prototype a été réalisé pendant l'année 2011 et début 2012 par la société System Curves. Nous avons participé à la mise en œuvre du prototype et avons contribué au

développement du programme. Les premiers tests des unités ont été effectués afin de valider le fonctionnement de l'appareil et la validité des données récupérées.

Figure 4-2 Photographie de la première version

Le fonctionnement de l'appareil et son autonomie d'opération est supérieure à 12 heures lorsqu'il n'y a pas de transmission par GPRS. La transmission par GPRS n'a pas encore été déployée complètement sur les unités. Les données sont donc récupérées par ordinateur à partir de l'appareil, via un câble USB.

La carte a des mesures maximum de 7 centimètres par 7 centimètres, mais possède plusieurs découpes. Plusieurs problèmes ont été mis en relief :

- La communication UART par USB présente des temps de transferts extrêmement longs au vu de la quantité de données à récupérer. En effet, la liaison série ne fonctionne qu'à 460800 bauds et les fichiers de données récupérés sur une journée font plusieurs centaines de méga-octets. Le temps de transfert vers l'ordinateur prend donc parfois plus de 45 minutes, ce qui est handicapant pour l'utilisateur (surtout si les données de plusieurs appareils doivent être récupérées).
- Les données GPS avec l'antenne sélectionnée ont un rapport signal sur bruit de -45 dB. Les GPS du commerce présentent un rapport signal sur bruit d'en moyenne -25 dB. D'autres antennes ont été testées sur le prototype, et il s'est avéré que l'antenne fournissant le meilleur rapport signal sur bruit est une antenne patch (-20 dB de rapport

signal sur bruit). Le changement d'antenne sur le prototype demande des corrections électroniques manuelles à effectuer.

- Le module GPS utilisé a été déclaré en fin de vie par Fastrax. Un nouveau module, le IT530, est commercialisé pour le remplacer, mais il nécessite quelques ajustements au niveau du schéma électronique.
- La pile est soudée directement sur la carte, ce qui peut poser problème lorsque le firmware de l'appareil se trouve bloqué, ou dans un état inconnu. En effet, l'utilisateur doit donc attendre que la pile se décharge avant de pouvoir le redémarrer. De plus, la pile ne peut donc pas être facilement remplacée si elle est défectueuse.
- Le commutateur utilisé pour mettre en marche et éteindre l'appareil est du type magnétique contrôlable par un aimant. A l'utilisation, ce commutateur magnétique ne s'est pas avéré très pratique car il est difficile de le faire fonctionner à travers le boîtier de la plateforme multi-capteurs.

4.3 Deuxième prototype

4.3.1 Réalisation

Un deuxième prototype a donc été réalisé lors de cette maitrise afin d'améliorer la première version de la plateforme multi-capteurs et de réduire sa taille. Comme il a été montré à la section précédente, la première version de la plateforme multi-capteurs est fonctionnelle mais comporte certains inconvénients qui pouvaient être résolus par la réalisation d'une deuxième version. Le schéma complet de l'architecture électronique de la plateforme multi-capteur est présenté en annexe I et le schéma d'interaction simplifié est Figure 4-4. Ce schéma a été effectué grâce au logiciel « PADS logic » de Mentor Graphics. Le routage a lui été effectué par le logiciel « PADS router » du même éditeur de logiciel.

Le circuit possède quatre couches. Les deux faces externes sont celles où se situent les composants. Les puces commerciales utilisées (accéléromètre, GPS, GPRS…) sont sur la première face. Les composants passifs tels que les résistances, les capacités ou les différents connecteurs (pile, USB, JTAG) sont positionnés sur la deuxième face. Les deux couches internes

sont un plan de masse et un plan d'alimentation. Le plan d'alimentation consiste en plusieurs surfaces reliées aux régulateurs de tension qui alimentent les puces (les différents régulateurs sont représentés sur la figure), il contient aussi certaines connexions entre les modules qui n'avaient pas la place d'être positionnées sur une des faces externes.

La photographie de la carte réalisée est présentée sur la figure

Figure 4-3 Photographie de la seconde version du prototype

La carte mesure 5,5 centimètres par 6,5 centimètres et est rectangulaire. La réalisation d'un boitier sur mesure est ainsi facilitée. La société Atmel a sorti une nouvelle version du microcontrôleur utilisé : l'ATxmega256A3BU pour remplacer l'ATxmega256A3B. Le U à la fin du nom spécifie que ce nouveau modèle possède une interface USB. La nécessité d'utiliser un lien UART par USB est donc devenue inutile et le temps de transfert des données peut être grandement amélioré (l'interface USB pouvant avoir un débit de transmission de 2 méga-octets par seconde). De plus un certain nombre de composants, notamment le deuxième microcontrôleur peuvent donc être supprimés. Ce changement de microcontrôleur a nécessité une réorganisation des entrées/sorties sur le microcontrôleur car les pins de l'interface USB se situent sur les mêmes pins que l'interface SPI utilisée pour communiquer avec la carte SD. L'accéléromètre a donc été connecté à un USART pouvant fonctionner comme un SPI pour libérer les pins de l'USB.

Le deuxième changement le plus important qui a été effectué est le remplacement de l'antenne GPS utilisée, un connecteur coaxial a été placé afin de pouvoir brancher une antenne patch. La modification électronique pour pouvoir interchanger le module GPS facilement (mettre le IT530 à la place de l'IT430 lorsque celui-ci ne sera plus disponible) est aussi présente.

La taille des composants passifs (résistances, condensateurs…) a été diminuée, passant du format 0603 au 0402 afin de réduire la taille de la carte. Un bouton poussoir a remplacé le commutateur magnétique et un connecteur pour la pile a été ajouté. Son fonctionnement est néanmoins le même : l'allumage de la plateforme multi-capteurs se fait de manière matérielle, mais l'extinction se fait de manière logicielle (par détection du nombre de secondes où le bouton est appuyé). Il est à noter qu'il est préférable de ne jamais éteindre complètement l'unité. En effet, d'après la documentation technique du GPS, il est spécifié qu'il ne faut pas enlever l'alimentation du GPS sous peine d'avoir un TTFF beaucoup plus long lors de l'utilisation suivante.

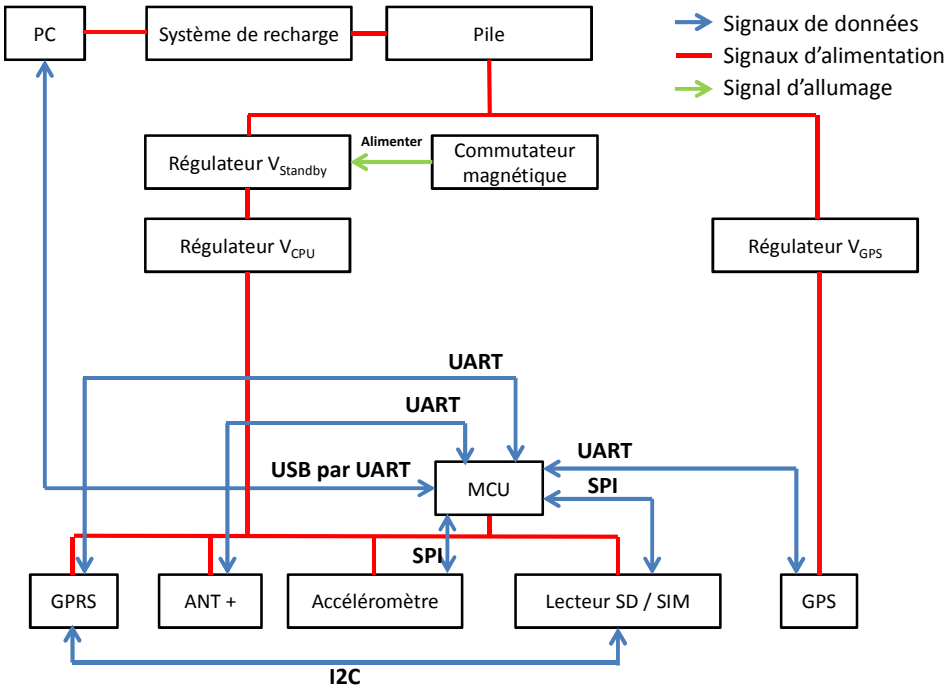


Figure 4-4 Schéma d'interaction de la plateforme développée

4.3.2 Architecture logicielle

Pour les besoins du projet, une nouvelle application logicielle a été développée sur la deuxième version du prototype. Cette nouvelle version reprend certains fonctionnements du premier

prototype mais a été grandement allégée afin de faire fonctionner uniquement les modules nécessaires à la mise en place d'algorithmes de gestion de pile.

La plateforme multi-capteurs enregistre les données qu'elle récupère de l'accéléromètre, du GPS et de la mesure de la pile. Le microcontrôleur fonctionne à sa fréquence maximale, c'est-à-dire 32 MHz.

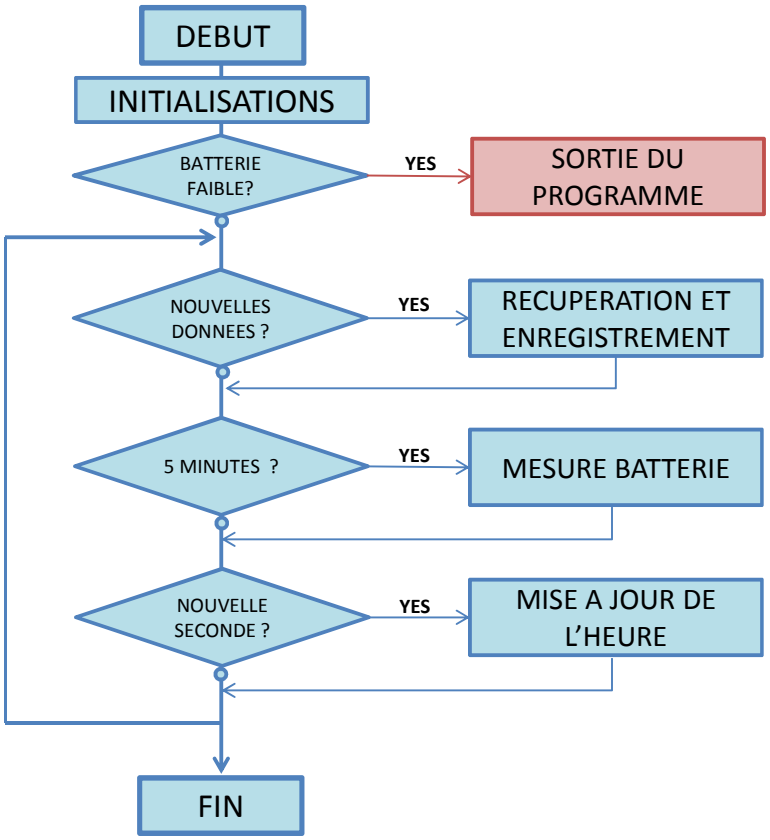


Figure 4-5 Architecture logicielle de la deuxième version

Le GPS envoie ses données dans le format NMEA (National Marine Electronics Association) qui est un format largement utilisé dans les GPS, ainsi des paquets de données NMEA sont envoyées et elles contiennent les informations du GPS comme la latitude, la longitude, mais aussi les informations sur les satellites utilisés. Les données envoyées par le GPS se font par UART à

4800 bauds ce qui est suffisant car la fréquence d'envoi des paquets NMEA se fait toutes les secondes au minimum et contiennent moins de 4800 caractères.

L'accéléromètre échantillonne l'accélération à 100 Hz, mais le microcontrôleur ne récupère que 50 valeurs par seconde. En effet, il a été démontré qu'un échantillonnage à 50 Hz est suffisant pour suivre les mouvements humains et le sur-échantillonnage effectué permet d'améliorer la précision des données. La communication SPI entre le microcontrôleur et l'accéléromètre se fait à 1M bauds (la vitesse se mesure en bauds car on utilise un SPI par USART).

Le fonctionnement du logiciel consiste donc en une boucle principale qui tourne à 32 MHz. Un RTC32 (Real Time Clock) sert à mesurer le temps qui passe et à donner la date et l'heure. La récupération des données de l'accéléromètre se fait à 50 Hz et les données GPS sont récupérées en continu par interruption de l'UART.

La valeur de la pile est mesurée toutes les 5 minutes. Comme il a été vu, le module consommant le plus de courant est le GPRS lorsqu'il envoie des données (420 mA). La consommation totale peut donc être multipliée par deux ou par trois lors de la transmission de données. Bien que le module GPRS n'ait pas vocation à envoyer les données en continu il y aura une chute de la tension de la pile lorsqu'il va transmettre les données. Des variations assez importantes de la tension seront donc observées, ne reflétant pas la valeur réelle de la pile. Lorsque le GPRS a fini sa transmission de données, la valeur de la tension de la pile remontera. Afin de lisser ces variations et ne pas éteindre l'appareil alors qu'il reste suffisamment d'énergie, une moyenne de la tension de la pile sur les 20 dernières minutes est effectuée. Selon la tension de la pile, il faut pouvoir éteindre l'appareil. Il y a donc trois états de la plateforme multi-capteur : lorsque la pile a un niveau supérieur à la valeur nécessaire pour la faire fonctionner, lorsque la pile est faible et qu'il faut signifier à l'utilisateur qu'il faut la recharger et un état ou la plateforme multi-capteurs doit être éteinte car la tension n'est plus suffisante pour assurer le bon fonctionnement de l'appareil. Le seuil de pile faible est fixé à 3,2V et le seuil d'extinction à 3,0V. Ces seuils ont été déterminés avec des tests de décharge pour voir à quel moment l'appareil s'éteint faute de tension de pile suffisante. Ils ont été un peu relevés afin que l'extinction de la plateforme multi-capteurs se fasse de manière logicielle. L'extinction logicielle est capitale pour fermer les fichiers de la carte SD correctement et éteindre les modules proprement. En effet, si l'alimentation est coupée brusquement, les fichiers en train d'être écrits sur la carte ne sont pas enregistrés et si le GPS

n’est pas éteint correctement on peut voir apparaître des dysfonctionnements lors de la prochaine utilisation (TTFF beaucoup plus long par exemple).

Les données sont enregistrées sur la carte SD dès qu’il y en a de nouvelles, mis à part pour le GPS, où on attend d’avoir reçu un certain nombre de caractères avant de les enregistrer sur la carte SD (afin de ne pas écrire trop souvent dans la carte SD, les temps d’accès et d’écriture sur la carte SD étant inférieurs à la fréquence de fonctionnement du microcontrôleur et ralentissent donc l’exécution du programme si l’écriture se fait trop souvent).

Il est à noter aussi qu’une rotation des fichiers se fait toutes les 30 minutes afin d’éviter d’avoir des fichiers de trop grande taille et pour faire une sauvegarde régulière des données. On écrit donc dans des fichiers, au bout de 30 minutes on les ferme et on en ouvre d’autres en incrémentant le nom du fichier afin de connaître leur ordre d’ouverture.

4.3.3 Tests de validation du fonctionnement

Pour valider le fonctionnement de la deuxième version de la plateforme multi-capteur, plusieurs tests sont effectués. L’appareil est destiné à être porté à la ceinture afin d’obtenir d’une manière correcte les mouvements du corps. Des tests sur chaque module ont été effectués.

Il faut tout d’abord vérifier que l’accéléromètre mesure correctement l’accélération. Pour cela, la plateforme multi-capteurs est placée à plat. Ensuite un déplacement selon l’axe Z est effectué, puis un déplacement selon l’axe X et enfin un déplacement selon l’axe Y. Chacun des trois axes doit donc présenter une accélération plus importante lorsque le mouvement s’effectue selon sa direction.

Deuxièmement, il faut vérifier que le GPS fonctionne correctement. Pour cela, un trajet connu et prédéterminé est choisi, et parcouru. Les données GPS sont ensuite visualisées pour vérifier que le chemin enregistré par le GPS est le même que celui parcouru. Pour le fonctionnement du GPS il faut également vérifier le temps qu’il met à trouver des satellites selon son démarrage. Un GPS qui fonctionne pour la première fois sans avoir dans sa mémoire RAM de satellites démarre en « cold start », le terme « cold start » signifie qu’il commence sa recherche en assumant qu’il peut se trouver n’importe où sur le globe terrestre, ce qui prend plus de temps. S’il a déjà trouvé une fois sa position, mais qu’il a perdu son signal à un moment donné, il démarre sa recherche en « hot start » s’il a gardé en mémoire les positions de tous les satellites qu’il utilisait (il recherche

ainsi les mêmes satellites retrouvant sa position très rapidement si la localisation du GPS n'a pas beaucoup changé pendant le temps où il avait perdu sa position) ou en « warm start » s'il connait sa dernière position géographique mais qu'il n'a pas gardé en mémoire les satellites qu'il utilisait Le temps mis pour trouver la position des GPS doit bien entendu être le plus court possible afin de ne pas perdre de données. La personne porteuse de la plateforme multi-capteurs doit pouvoir être localisée à tout instant, même à sa sortie du métro. Le « cold start » ne se retrouve qu'au premier démarrage du GPS, normalement toutes les recherches de satellites ensuite se font avec les données stockées dans la RAM du GPS et prennent donc beaucoup moins de temps.

Il faut enfin vérifier que la valeur de la pile est récupérée correctement. La pile est reliée à l'ADC du microcontrôleur par le biais d'un diviseur de tension (la tension maximale de pile étant supérieure à la tension pouvant être appliquée sur les entrées/sorties du microcontrôleur). Pour tester la valeur que l'ADC renvoie, on applique différentes tensions sur son entrée à l'aide d'un générateur. La valeur récupérée est ensuite comparée à la valeur réellement appliquée.

CHAPITRE 5 ALGORITHMES DE GESTION DE PILE

Le chapitre précédent a montré que la plateforme multi-capteurs a été réalisée et récupère les informations pour les enregistrer sur la carte SD. L'objectif est maintenant de diminuer au maximum la consommation d'énergie du système en utilisant des stratégies logicielles pour réduire la consommation en courant. Comme il a été vu au chapitre précédent, la plupart des modules utilisés possèdent un mode de veille dans lequel la consommation en courant est beaucoup plus faible. La diminution de la consommation totale de la plateforme multi-capteurs peut donc se faire en mettant en veille les composants non nécessaires sur certaines périodes de temps. Deux axes ont été envisagés : mettre en veille l'appareil lorsque la personne ne le porte pas grâce à l'accéléromètre (par exemple lorsque l'appareil est posé sur la table de nuit pendant que l'utilisateur dort) et repérer les lieux d'activité de la personne (travail, domicile) et mettre ainsi en veille certains composants lorsque l'utilisateur se trouve dans ces lieux.

La question de recherche est de savoir si l'utilisation d'algorithmes de détection de lieux d'activités et de données d'activités physiques dans la gestion de la pile permet d'augmenter sa durée de fonctionnement.

5.1 Ajustement en fonction de l'utilisation

Dans tout dispositif électronique fonctionnant sur pile, il y a des temps de veille ou l'appareil ne réalise pas de tâches et consomme donc beaucoup moins de courant afin de décharger moins vite sa pile. Dans les applications auxquelles est destinée la plateforme multi-capteurs, on cherche à récupérer des données en temps réel de personnes lors de leur vie de tous les jours. On cherche donc à connaître leur position en tout temps et leur activité physique. Dans la plupart des études de mesure des personnes réalisées, il y a des moments ou les participants ne portent pas l'outil de mesure. C'est vrai par exemple lorsque la personne prend sa douche ou dort. L'appareil est donc posé et immobile. Lors de ces moments, il est donc inutile de récupérer les informations venant du GPS, puisque l'appareil n'est pas porté et ne bouge pas, mais il est aussi inutile de récupérer les informations de l'accéléromètre car l'accélération et donc l'activité physique sont nulles.

L'hypothèse est que le fait de mettre en veille l'appareil lorsque celui-ci n'est pas porté permet de sauver plusieurs heures de fonctionnement. Afin de vérifier cette hypothèse, il faut tout d'abord déterminer lorsque l'appareil est porté ou n'est pas porté.

L'accéléromètre choisi possède la fonctionnalité de pouvoir déclencher une interruption lorsque une activité ou une inactivité est détectée. La détection de l'inactivité se fait lorsque la magnitude de l'accélération sur chacun des trois axes ne dépasse pas un certain seuil donné pendant une période de temps donné. La détection de l'activité quant à elle, se fait lorsque la magnitude de l'accélération sur un seul des trois axes dépasse un seuil donné. Ces interruptions de l'accéléromètre peuvent être couplées à un mode de fonctionnement de l'accéléromètre qui est l'« autosleep », c'est-à-dire que l'accéléromètre se met automatiquement en veille lorsqu'une inactivité est détectée et se remet en mode mesure dès qu'une activité est détectée. Pour fonctionner correctement, un autre mode de l'accéléromètre doit être mis en marche : c'est le mode « link ». Ce dernier mode permet de désactiver les interruptions d'activité et d'activer les interruptions d'inactivité lorsqu'une première interruption d'activité a été détectée. Ainsi aucune interruption d'activité ne peut être déclenchée lorsque l'accéléromètre est actif. Inversement, les interruptions d'inactivité sont désactivées et les interruptions d'activité sont activées lorsqu'une première interruption d'inactivité a lieu.

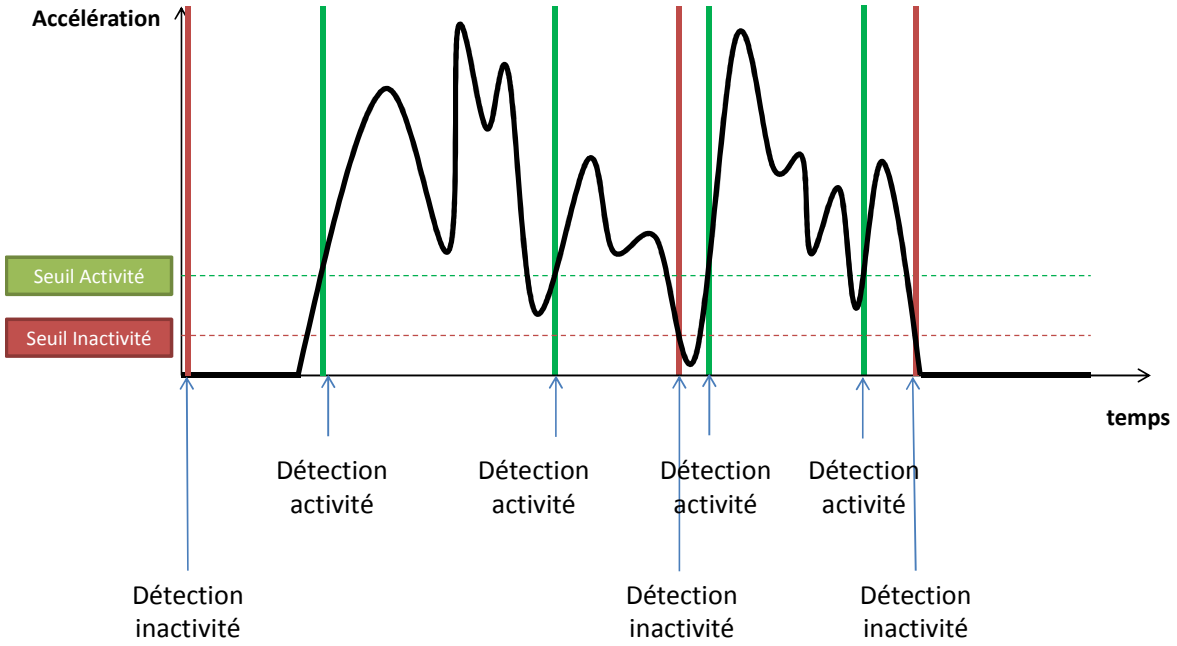


Figure 5-1 Déclenchement des interruptions d'activité sans le mode "link"

La figure 5-1 montre le déclenchement des interruptions d'activité et d'inactivité lorsque le mode « link » n'est pas activé. On observe de nombreuses interruptions d'activité dès que l'accélération passe au-dessus du seuil d'activité, alors même que l'accélération n'est pas passée en dessous du seuil d'inactivité, c'est-à-dire que l'appareil nous signifie plusieurs fois à la suite qu'il est actif alors que seule la première fois est nécessaire pour savoir que l'on est en mode actif jusqu'à ce qu'une interruption d'inactivité se produise. Pareillement, les interruptions d'inactivité sont elles aussi déclenchées si le seuil d'inactivité est dépassé plusieurs fois même s'il n'y a pas eu de détection d'activité.

Les interruptions d'activité et d'inactivité sont envoyées au microcontrôleur. Pour détecter si l'appareil est porté ou non il ne faut détecter que les transitions entre le mode actif et le mode inactif, sinon le microcontrôleur devra traiter des interruptions inutiles. Lorsque celui-ci reçoit une interruption d'inactivité, il se met en veille ainsi que le GPS. Il attend ensuite qu'une interruption d'activité survienne pour redémarrer et sortir le GPS d'hibernation. Lorsque l'unité est mise en veille dans le cadre d'une inactivité, le niveau de la pile doit toujours être mesuré, afin de pouvoir éteindre l'unité si le seuil est trop bas. Néanmoins lorsque l'unité est en veille, il n'est pas nécessaire de mesurer la pile toutes les 5 minutes. La pile sera donc mesurée toutes les 20 minutes.

L'important est donc ici de déterminer correctement les seuils d'activité et d'inactivité. Il ne faut pas mettre en veille le GPS et le microcontrôleur alors que la personne se déplace, et il faut aussi réveiller l'unité dès le moindre mouvement afin de ne pas perdre d'informations.

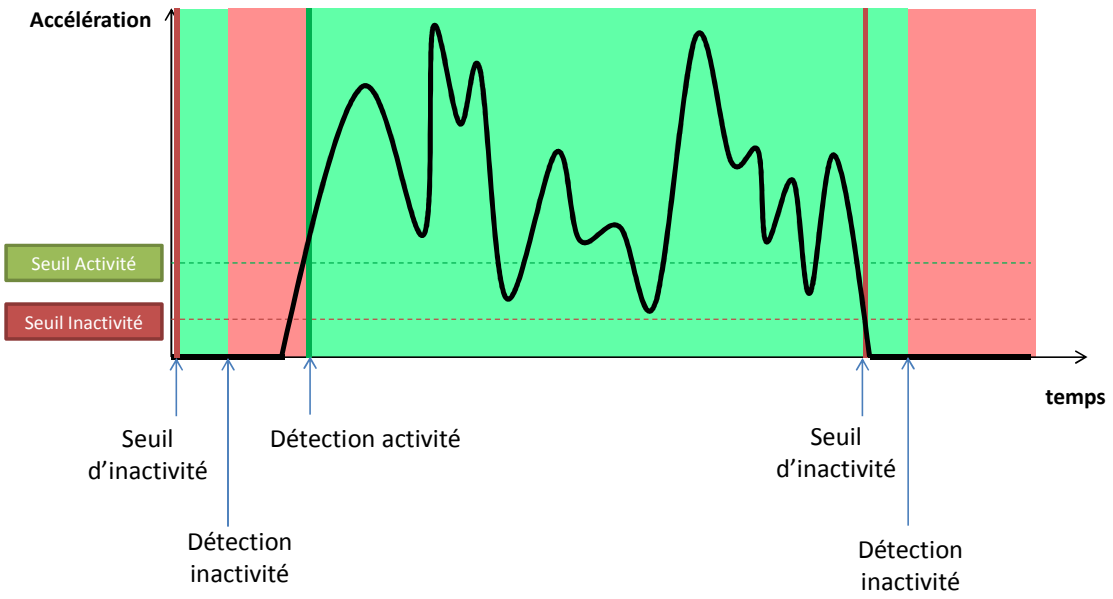


Figure 5-2 Détection des seuils d'activité et d'inactivité

Sur la figure 5-2, les zones en vert représentent les moments ou de l'activité est détectée et donc où les modules sont allumés. Les zones rouges représentent les moments où la plateforme multi-capteurs est en veille.

La détermination des seuils ne peut se faire qu'en regardant quelle est l'activité moyenne d'un individu dans sa vie de tous les jours. Un test a donc été mis en place pour détecter les activités et inactivités d'une personne. La plateforme multi-capteurs est portée à la ceinture. La personne enchaîne différentes activités successivement. L'accélération est ensuite observée et le seuil est déterminé en fonction de l'accélération observée.

Le test se déroule de la manière suivante :

- le sujet est assis de manière immobile (en restant le plus figé possible) pendant 20 secondes : pas d'activité
- le sujet se lève et marche pendant 30 secondes : activité modérée
- le sujet se rassoit et reste immobile pendant 30 secondes : pas d'activité
- le sujet se lève et effectue des sauts sur place pendant 30 secondes : activité importante
- le sujet se rassoit et reste immobile pendant 30 secondes : pas d'activité

De cette manière, l'accélération lors de trois activités différentes sera mesurée et l'ordre de grandeur des seuils pourra être déterminé. Une fois trouvé, il faut déterminer quel est le seuil qui donne les meilleurs résultats.

Cette expérience est renouvelée six fois avec des seuils différents. Trois seuils d'inactivité et trois seuils d'activité sont testés. Le temps de détection de l'inactivité sera fixé à une période de temps assez courte pour pouvoir déclencher des interruptions d'inactivité pendant le temps ou la personne est assise et immobile, un temps d'inactivité de 10 secondes a été choisi.

Ce que l'on cherche à obtenir est :

- une interruption d'inactivité 10 secondes après le début du test
- une interruption d'activité lorsque la personne se lève 30 secondes après le début du test
- une interruption d'inactivité 70 secondes après le début du test (10 secondes après que le sujet se soit rassit)
- une interruption d'activité 90 secondes après le début du test
- une interruption d'inactivité 130 secondes après le début du test

Les seuils retenus sont ceux qui déclenchent les interruptions au bon moment. Un test de décharge de pile sera ensuite effectué, avec une unité de référence sans détection d'activité et d'inactivité et une unité avec les détections. Les unités seront portées par un sujet pendant au moins 24 heures sans recharge. Les courbes de décharge de pile des deux unités seront présentées et comparées afin de constater les différences.

5.2 Ajustement en fonction du positionnement géographique

Dans une journée typique, un individu passe un certain nombre d'heures dans des lieux qui lui sont propres. Par exemple, le domicile est un lieu où l'on reste plus de 10 heures par jour et pour beaucoup de gens le lieu de travail est aussi un endroit où beaucoup d'heures sont passées (environ 1/3 de la journée pendant les jours travaillés en moyenne).

Lors d'études sur l'analyse des personnes, une quantité de données non négligeables sont enregistrées et doivent ensuite être traitées. Comme il a été vu dans la section 1.2.2, certains

chercheurs utilisent les données GPS qu'ils récupèrent pour repérer ces lieux d'activité. L'hypothèse présentée dans ce mémoire est de savoir si le fait de mettre en hibernation le GPS lors de l'arrivée dans un lieu d'activité et de la rallumer à sa sortie, permet d'allonger la durée de vie de la pile.

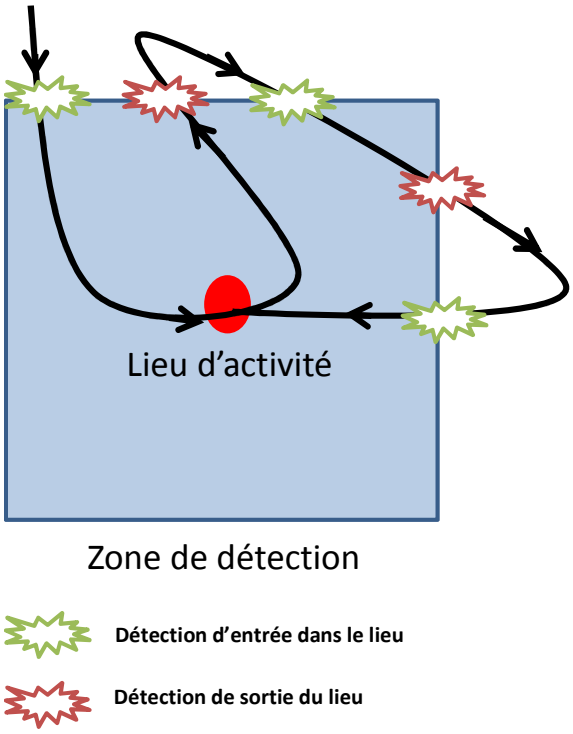


Figure 5-3 Illustration de détection des lieux d'activité

La détection des lieux d'activité en elle-même ne sera pas traitée dans ce mémoire. La supposition est que les lieux d'activités sont repérés à partir des données GPS d'un individu récupérées pendant plusieurs jours, et que les coordonnées géographiques de lieux 'habituels' sont communiquées à la plateforme multi-capteurs. D'autres membres de l'équipe IRSC ont développé des algorithmes performant de détection des lieux d'activité à cet effet(Thierry et al. 2013). Les coordonnées géographiques des lieux d'activité peuvent donc être 'appris' par la plateforme et mémorisés sur l'appareil..

La détection de l'entrée dans un lieu d'activité se fait grâce à la récupération de la latitude et de la longitude mesurées par le module GPS. Beaucoup de GPS ont une forte tendance à « dériver » lorsqu'ils sont immobiles. C'est-à-dire que peu à peu les coordonnées glissent dans une direction

avant de revenir à l'endroit réel où se trouve le GPS. De plus, les GPS ont une précision de l'ordre de plusieurs mètres. La détection du lieu d'activité doit donc se faire dans une zone autour du lieu. Ici il a été décidé que la zone des lieux d'activité serait constituée d'un carré de 200 mètres de côté en prenant pour centre les coordonnées du lieu d'activité (cf Figure 5-3). Lorsque les coordonnées GPS sont comprises dans la zone du lieu d'activité on considère que le sujet se trouve dans ce lieu. Pour éviter de faire de fausses détections, la déclaration de la position dans le lieu d'activité se fait lorsqu'un certain temps est passé à cet endroit. Une fois la détection du lieu d'activité effectuée, on met le GPS en veille mais tous les autres modules continuent à fonctionner car il faut toujours pouvoir mesurer l'activité physique de la personne.

La sortie du lieu d'activité est beaucoup plus difficile à mettre en place. Il ne faut en effet pas la rater pour ne pas perdre de données importantes. Généralement, lorsque l'individu se situe dans un lieu d'activité comme son domicile ou son travail, il a une activité moyenne (et donc une accélération) associée. De plus, les horaires passés dans ces lieux d'activités peuvent être réguliers. Ces deux états de fait sont donc utilisés pour détecter la sortie des lieux d'activité. A un lieu d'activité est donc associé une variation d'accélération (par exemple personne assise à son bureau et qui se lève et marche pour sortir) et une plage horaire. Pour ce projet de maîtrise deux lieux d'activité ont été choisis : le domicile et le travail.

Pour ces deux lieux, une accélération moyenne a été calculée. Sur la plateforme multi-capteurs, l'accélération est calculée à partir de l'accélération sur chacun des trois axes et une moyenne est faite sur une seconde. La valeur de l'accélération sur une seconde est ensuite rangée dans un tableau de 30 valeurs. Au bout des 30 premières secondes d'utilisation (une fois que le tableau est rempli) la variation de l'accélération est calculée à chaque seconde. La première valeur récupérée est soustraite à toutes les autres et les différences sont ajoutées les unes aux autres. A la fin du parcours du tableau, on a donc une accumulation de variation d'accélération sur les 30 dernières secondes. A chaque nouvelle seconde, la plus ancienne valeur est supprimée et est remplacée par la nouvelle valeur mesurée. La sortie du lieu d'activité est déclarée si la variation de l'accélération dépasse un seuil. Le seuil de détection de sortie de la résidence a été fixé après avoir récupéré les données d'accéléromètre pendant quatre heures et demie passées au domicile. Celui-ci a été fixé à 800 LSB (Least Significant Bit) qui est l'unité présentée à la section 4.1.3 et qui correspond à une accélération en « g ». Si la variation d'activité de la personne lors des 30 dernières secondes dépasse ce seuil, on considère que l'on peut possiblement sortir du logement

et on rallume donc le GPS pendant 10 minutes. L'heure de départ de ces lieux peut aussi être déterminée (dans le cas d'horaires de fréquentation des lieux d'activités réguliers) afin d'avoir une solution de secours si la détection de la sortie du lieu grâce au changement d'accélération ne se fait pas correctement.

Les modalités de détection de sortie des lieux d'activité sont donc :

- Un changement dans l'accélération (si la variation de l'accélération calculée grâce à l'accéléromètre passe au-dessus de l'accélération moyenne donnée)
- Une heure à laquelle le sujet quitte généralement son lieu d'activité

Le changement de l'accélération ne va pas toujours forcément signifier une sortie du lieu d'activité. Par exemple, si l'accélération moyenne d'un individu est relativement faible lorsqu'il est à son domicile, cela ne veut pas dire qu'il n'y aura pas de pic d'activité à certains moments (par exemple lorsque le sujet fait le ménage, monte des escaliers s'il habite dans une maison etc.). De plus, dans le cas où l'activité moyenne du sujet dans son lieu d'activité est la même que celle qu'il a lorsqu'il se déplace d'un lieu à un autre, la détection ne pourra pas s'effectuer correctement. Il en est de même avec les horaires. Même si ceux-ci sont généralement constants, certains évènements particuliers entraineront une sortie du lieu d'activité avant ou après l'horaire spécifié.

Pour pallier aux cas où la détection de la sortie du lieu d'activité risque de ne pas s'effectuer correctement, le réveil du GPS à des intervalles réguliers dans la plage horaire spécifiée est effectué afin de vérifier si l'individu se trouve toujours au même endroit. Généralement, dans la plupart des bâtiments, la réception GPS est mauvaise et la position ne peut pas être trouvée. Dans le cas où le GPS ne retrouve pas de satellites en quelques minutes, on considère que le sujet se trouve toujours dans le même lieu d'activité. Cette considération n'est valide que dans l'hypothèse où l'on suppose que le GPS fonctionne correctement et a des TTFF aussi courts que ceux spécifiés par le constructeur.

Pour tester la détection de l'entrée et de la sortie des lieux d'activité, un test est effectué. La plateforme multi-capteurs est mise en route dans le lieu d'activité « domicile », dans un endroit où le ciel est visible (sur un balcon, sur le rebord d'une fenêtre). Lorsque le GPS trouve sa position et si la plateforme multi-capteurs détermine qu'elle se situe dans un lieu d'activité, l'arrivée dans le lieu d'activité est spécifiée dans un fichier de la carte SD avec la date et l'heure

de la détection. Une fois que le lieu est trouvé, le sujet attache l'appareil à sa ceinture et sort marcher dans la rue vers un autre point, situé plus loin que la zone déterminée pour le lieu d'activité. Si l'appareil détecte une sortie du lieu d'activité, celle-ci est enregistrée dans le même fichier de la carte SD avec la date et l'heure. Ensuite, le sujet effectue un aller-retour entre le point situé hors de la zone du lieu d'activité et le domicile, afin de tester plusieurs fois la détection. Pendant le test, l'heure de chaque entrée et de chaque sortie est notée. A la fin du test, l'heure et les coordonnées géographiques de la détection de l'entrée ou de la sortie du lieu d'activité sont affichés. Si les détections se font correctement, les points de détection se situent au bord de la zone du lieu d'activité.

Une fois l'entrée et la sortie des lieux d'activité effectuées, un test de décharge de pile est mené. Comme pour le test sur la détection d'activité/inactivité, un sujet porte à sa ceinture une plateforme multi-capteurs de référence (sans détection des lieux d'activité et mise en veille du GPS) et une autre avec la détection des lieux pendant au moins 24h. Les courbes de décharge de pile sont ensuite présentées et comparées.

La Figure 5-4 résume l'algorithme de gestion de la pile avec la détection de l'entrée et de la sortie des lieux d'intérêt.

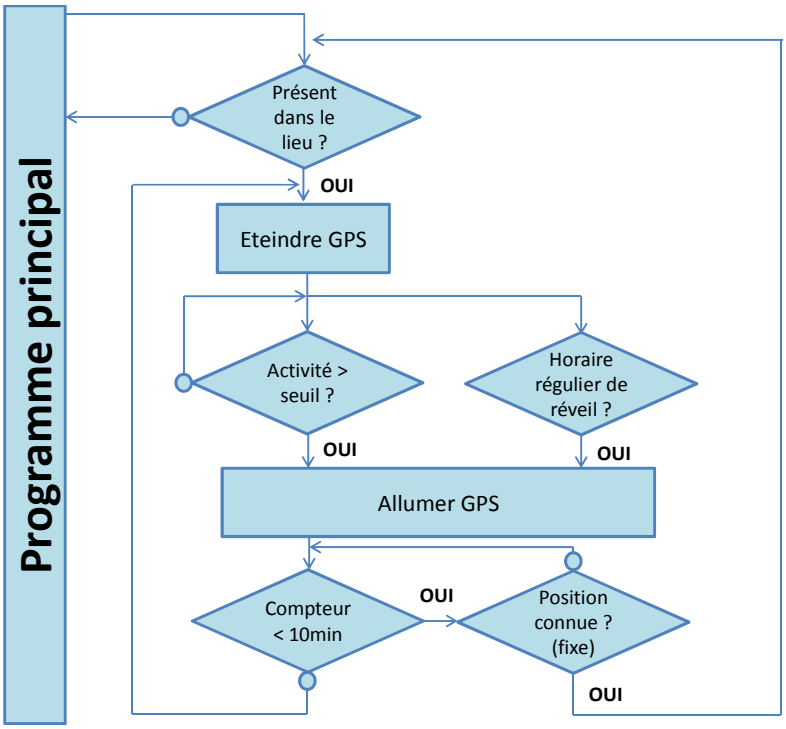


Figure 5-4 Fonctionnement de l'algorithme de gestion de la pile avec les lieux d'activités

5.3 Différents modes de fonctionnement

Avec les deux stratégies mises en place pour économiser l'énergie, la plateforme multi-capteurs possède plusieurs modes de fonctionnement. Il y a le mode mesure, dans lequel toutes les données de l'accéléromètre, du GPS et de la pile sont enregistrées. Il y a le mode de veille activité/inactivité, ou le microcontrôleur et le GPS sont mis en veille et où l'accéléromètre a pour charge d'envoyer une interruption lors d'une détection d'activité. Il y a le mode de veille des lieux d'activité, ou seul le GPS est mis en veille et où tous les autres modules continuent à fonctionner. Il y a enfin le mode sommeil profond, qui intervient lorsque l'unité est éteinte.

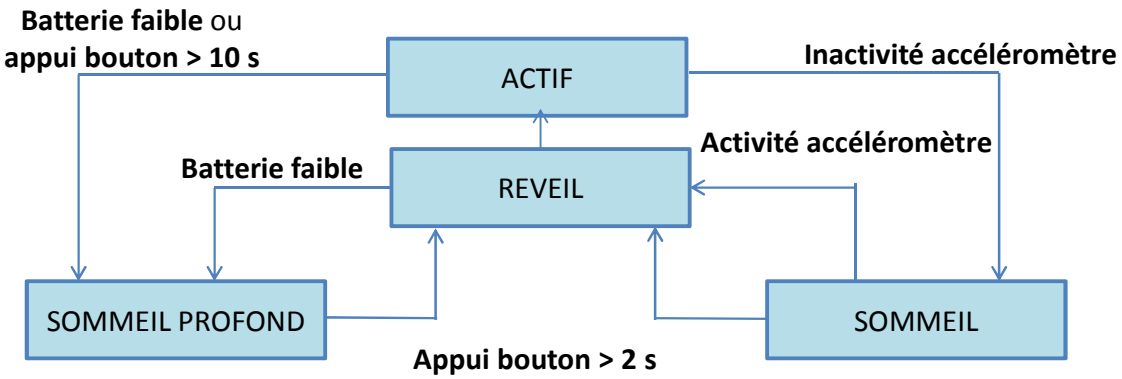


Figure 5-5 Différents modes de la plateforme multi-capteurs

Le microcontrôleur possède plusieurs modes de veille, consommant plus ou moins d'énergie et dont les modes de sorties ont plus ou moins de sources possibles. Lorsque le microcontrôleur est mis en veille lors d'une inactivité, la seule source devant le réveiller est l'accéléromètre. Pour que cela soit possible, il faut donc désactiver toutes les autres interruptions qui pourraient avoir lieu. Il faut également pouvoir mesurer la pile pour « éteindre » l'unité le cas échéant. Dans ce cas-là, l'unité doit se réveiller, mesurer la pile et enregistrer la valeur dans le fichier de la carte SD et se rendormir.

Dans le cas de veille profonde, un autre mode de sommeil est utilisé, consommant moins, et ayant moins de sources possibles de réveil. Lors de ce mode, la pile n'est plus mesurée et la seule source de réveil possible est le bouton poussoir de la plateforme multi-capteurs. Si l'unité est stockée pour une longue période, il faut bien sur couper l'alimentation de la plateforme multi-capteurs afin de ne pas trop décharger la pile (cela peut l'endommager).

Au réveil du microcontrôleur, il faut donc passer par une phase de réveil, qui est différente selon l'état de sommeil dans lequel l'unité se trouvait, avant de repasser en mode mesure.Le code du programme principal développé en langage C sur le logiciel Atmel studio 6, fourni gratuitement par la société Atmel, est situé en annexe II.

CHAPITRE 6 RESULTATS ET DISCUSSION

Dans ce chapitre sont présentés les résultats des tests de fonctions décrits aux chapitres 4 et 5. Tout d'abord les tests unitaires des modules de la plateforme multi-capteurs réalisés afin de déterminer leur bon fonctionnement ainsi que les tests unitaires réalisés pour la mise en place des algorithmes de gestion de pile. Ensuite, les effets des algorithmes de gestion de pile sont présentés grâce aux tests de décharge effectués.

6.1 Résultats des tests unitaires

6.1.1 Tests unitaire du GPS

Comme précisé au chapitre 5, le module GPS a été testé en parcourant un chemin déterminé. Les paquets NMEA du GPS ont été enregistrés dans la carte SD et le trajet enregistré a ensuite été visualisé à l'aide de l'application Google Earth. Cette application permet de rentrer un fichier .log contenant les phrases NMEA et de visualiser sur une carte leurs informations.

Figure 6-1 Résultat du test unitaire du GPS

Sur la carte de la figure 6.1, on visualise en bleu le trajet parcouru. Le point de départ du test se trouve dans le coin supérieur gauche de la carte. On peut voir les dérives occasionnées par le GPS qui ont eu lieu pendant la période où la plateforme multi-capteurs a été laissée dans un endroit à ciel ouvert pour s'assurer de la détection de satellites avant d'effectuer le test. Cette dérive a été mesurée et a ensuite servi à déterminer la zone de reconnaissance des lieux d'activité.

Le trajet enregistré est fidèle à celui emprunté, même si l'on remarque quelques dérives à certains moments. Ces dérives ne sont pas très importantes et sont facilement supprimées en effectuant une corrélation avec les bâtiments observés.

6.1.2 Tests unitaires de l'accéléromètre

Ce test permet de voir si l'accélération est mesurée correctement par l'accéléromètre. Des mouvements sont réalisés successivement selon chacun des trois axes de l'accéléromètre, suivis par un mouvement composé.

Il y a d'abord un mouvement selon l'axe Z, puis selon l'axe Y et enfin l'axe X. On visualise bien que l'accélération est plus importante selon l'axe selon lequel est effectué le mouvement. Sur les autres axes, on remarque tout de même quelques variations. Ces variations peuvent s'expliquer par le fait que le test a été effectué à la main, et que le mouvement a donc pu être dévié de sa trajectoire vers les axes non concernés par le déplacement. L'accéléromètre est également une structure MEMS et il y a un couplage qui peut se faire entre deux axes. La sensibilité de couplage est de l'ordre de 1% d'après le constructeur. De même, l'amplitude du mouvement peut être légèrement différente selon l'axe considéré. Par exemple, l'amplitude de l'accélération selon l'axe X est moins importante que selon les axes Y et Z. Cela peut être dû à la manière dont est tenue la carte. Ici, la carte est maintenue horizontalement, l'accélération gravitationnelle est mesurée selon l'axe Z, qui est l'axe le plus sensible des trois d'après la documentation technique.

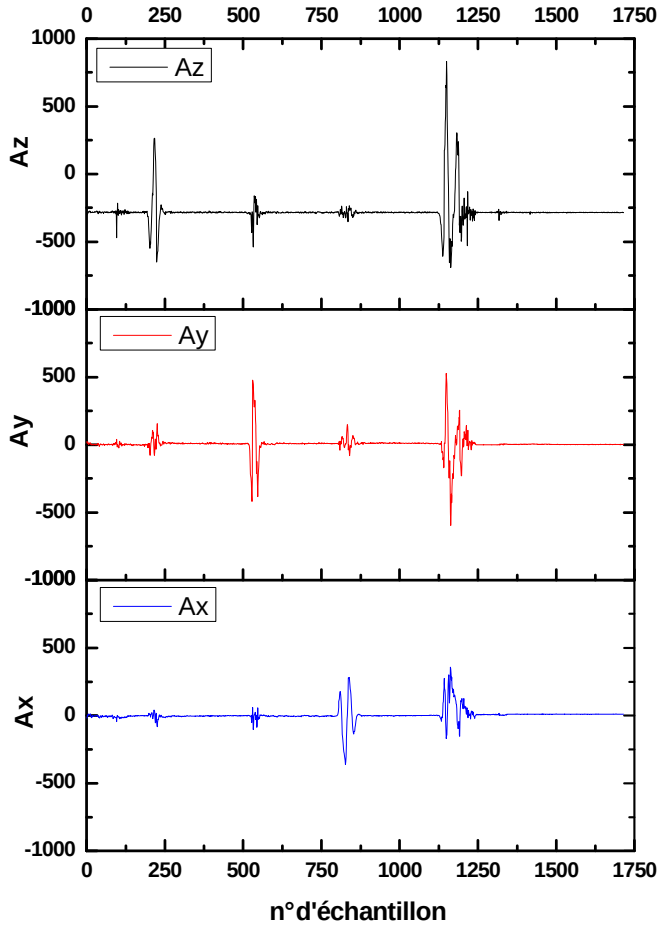


Figure 6-2 Résultat du test unitaire de l'accéléromètre

6.1.3 Tests unitaires de la détection des seuils d'activité et d'inactivité

A la section 5.1 la méthodologie à suivre pour le test de détermination des seuils de détection d'activité et d'inactivité a été présentée. Un premier test a été réalisé selon cette methodologie pour déterminer l'ordre de grandeur des seuils (figure 6-3)

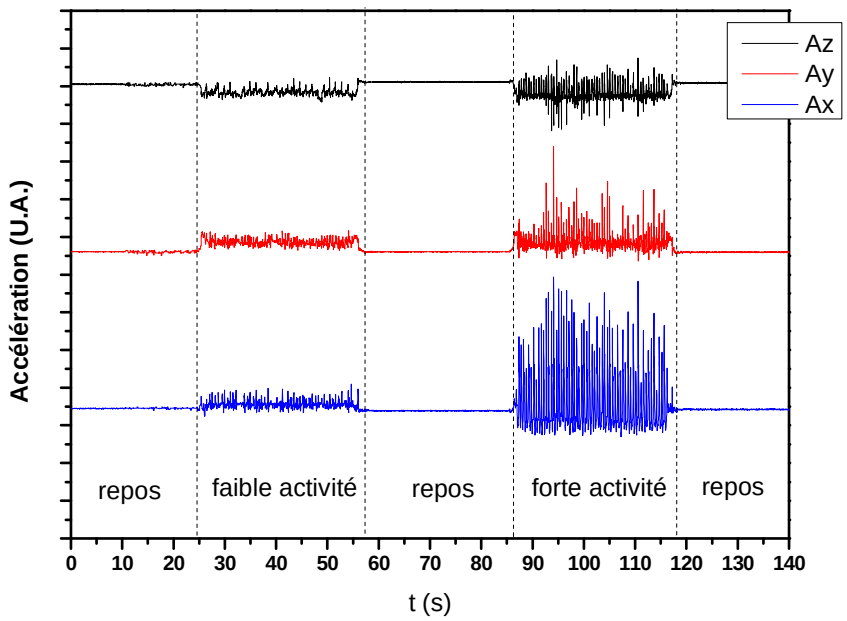


Figure 6-3 Déroulement du test de la détection des seuils d'activité et d'inactivité

Le seuil de détection de l'inactivité doit être plus grand que le bruit observé lorsque l'accéléromètre est immobile, posé sur une surface plane. Lorsque l'accéléromètre est immobile on remarque des variations de l'ordre de 2 à 10 LSB. Les seuils d'inactivité testés sont donc 2, 5 et 10.

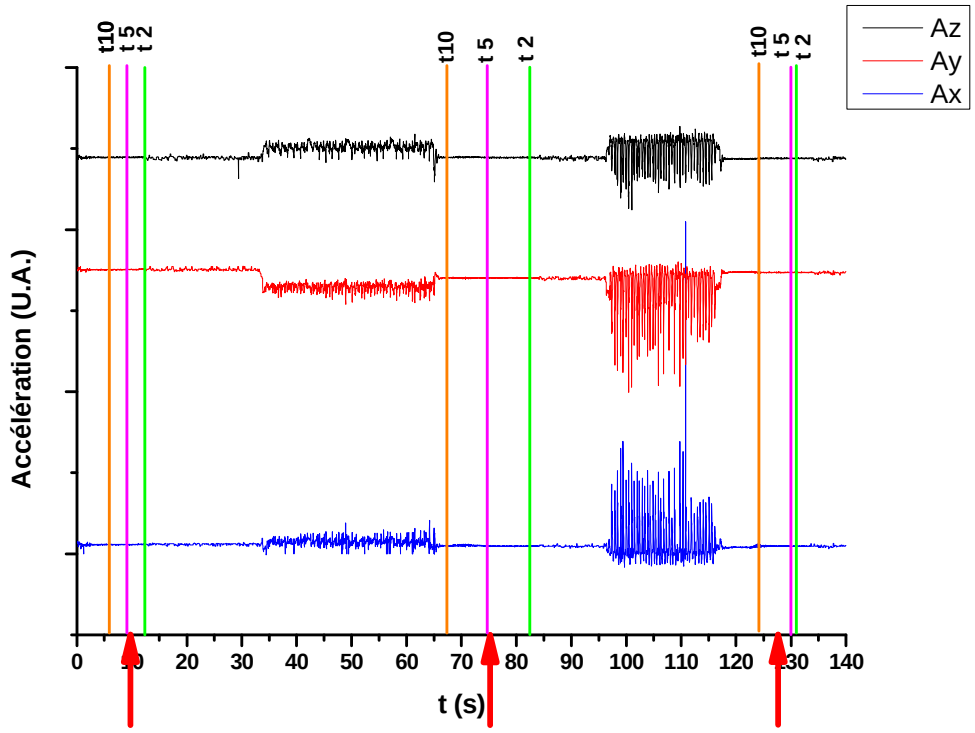


Figure 6-4 Résultat du choix du seuil d'inactivité

Sur la figure 6-4 sont présentés les temps de déclenchement des seuils au cours du test. D'après les résultats attendus, le déclenchement de l'inactivité doit se faire 10 secondes après que l'accéléromètre soit immobile, ce déclenchement idéal est représenté par les flèches rouges sur l'axe horizontal. Ce temps est le mieux respecté avec un seuil d'inactivité de 5 LSB (312,5 m « g »).

Ensuite ce sont les seuils d'activité qui ont été testés. Le seuil d'activité doit être suffisant pour pouvoir détecter la marche. L'accélération observée lors de la marche est de l'ordre de 0,6 à 1,2 g. Les seuils à tester se situent donc entre 5 et 20 LSB. Les seuils testés sont donc 2, 5, 10 et 20 LSB:

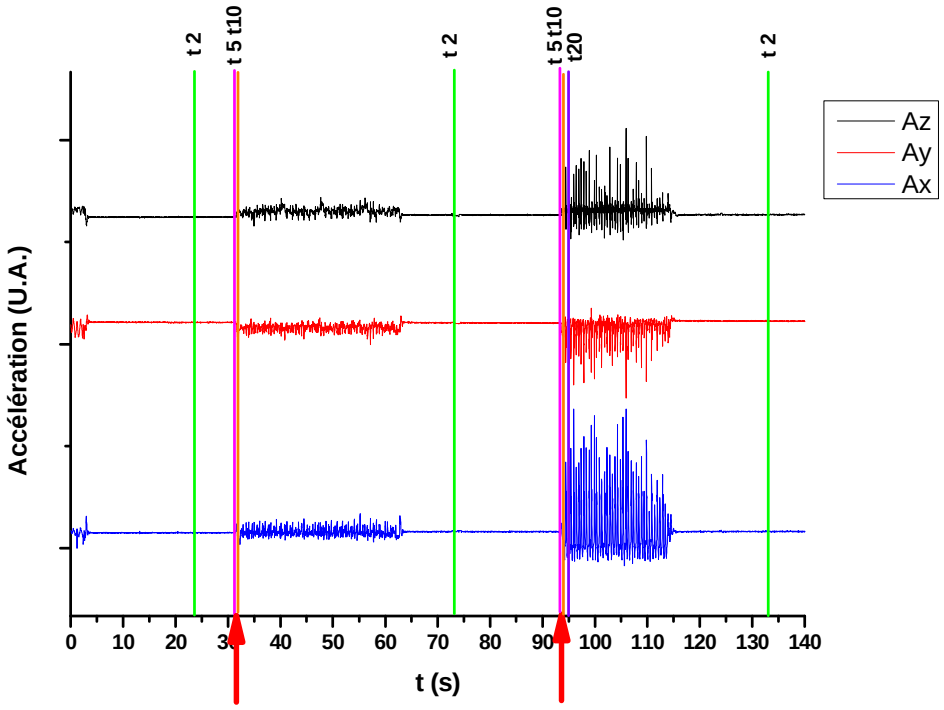


Figure 6-5 Résultat du choix du seuil d'activité

Là encore, les flèches rouges sur l'axe horizontal présentent les moments idéaux où la détection d'activité doit s'effectuer.

On remarque que le seuil de 2 LSB est bien trop faible. L'activité est détectée alors même que le mouvement n'est pas amorcé. De même, le seuil de 20 LSB est beaucoup trop grand car la marche (activité modérée) n'est pas détectée. Les seuils de 5 et 10 LSB sont ceux donnant les meilleurs résultats. Le premier seuil sélectionné est celui de 5 LSB car il est le plus faible. Cependant à l'utilisation, un certain nombre de faux-positifs ont été détectés au moment de réveiller l'accéléromètre du mode « autosleep », à cause du niveau de bruit au réveil sur l'accéléromètre. C'est donc le seuil de 10 LSB qui a finalement été retenu, car il permet d'éviter les détections fantômes d'activités au réveil.

6.1.4 Tests unitaires de la détection des lieux d'activité

Les tests unitaires de détection des lieux d'activité ont été effectués. Le trajet du GPS est représenté (en bleu clair sur la figure 6-6), ainsi que les coordonnées et l'heure d'entrée et de sortie du lieu d'activité (points verts et rouges sur la figure 6-6).

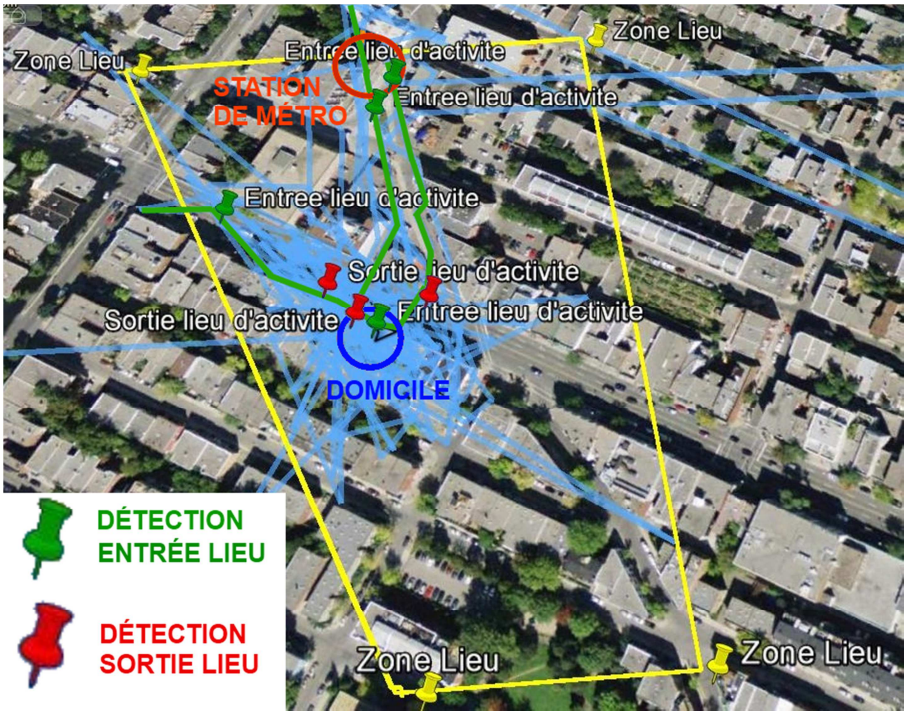


Figure 6-6 Détection des entrées/sorties d'un lieu d'activité

L'entrée sur le lieu d'activité se fait bien à l'entrée de la zone de détection (en jaune sur la figure 6-6). La sortie du lieu, et donc la détection de variation d'accélération se fait au sein de la zone de détection, ce qui est cohérent car la variation d'accélération a lieu au moment où le sujet sort du lieu et se situe encore dans la zone du lieu d'intérêt. La détection se faisant au moment où la variation d'activité physique, le GPS est rallumé et a 10 minutes pour détecter la véritable sortie. Cependant, on remarque une détection de sortie qui s'est faite alors que la personne est restée sur le lieu d'activité, ce qui est un faux positif.

6.2 Résultats des tests sur l'algorithme de gestion de la pile

Les tests réalisés dans cette section ont été faits avec deux unités portées à la ceinture. Il y a une unité qui a un programme qui comporte l'algorithme de gestion de pile que l'on veut tester. L'autre unité est l'unité de référence. L'unité de référence est celle qui comporte un programme de mesure comme présenté à la section 4.3.2: l'appareil récupère les donnes du GPS, de l'accéléromètre et les enregistre dans la carte SD jusqu'à ce que le niveau de la pile ne soit plus suffisant.

6.2.1 Décharge de pile avec la détection d'activité et d'inactivité

Au chapitre 5 a été présenté le déroulement du test. Le participant porte deux unités : une avec la gestion de pile selon les activités et inactivité de la personne et une autre unité de référence (fonctionnement normal sans gestion de batterie). L'unité de référence a fonctionné pendant 26h tandis que l'unité d'activité et inactivité a fonctionné pendant 86 heures.

La figure 6-7 montre que les deux piles partent d'un niveau similaire, pour pouvoir comparer les temps de décharge des différentes unités. L'unité de référence fonctionne moins longtemps que l'unité avec la gestion de pile liée aux activités et inactivités du participant. Lorsque les mesures s'effectuent, les unités consomment 65 mA. Lorsque l'unité avec la gestion de pile est en veille elle consomme 26 mA. Il y a donc 39 mA qui sont consommés en moins pendant les périodes d'inactivité. Deux longues périodes d'inactivité ont été observées : la première période d'inactivité de plus de 8 heures a été détectée pendant le sommeil du participant et la deuxième période d'inactivité notable est apparue lorsque le sujet a été à la piscine.

D'autres périodes d'inactivité de quelques minutes ont été détectées, mais elles n'ont pas entraîné une mise en veille de l'unité suffisante pour détecter une économie de pile conséquente.

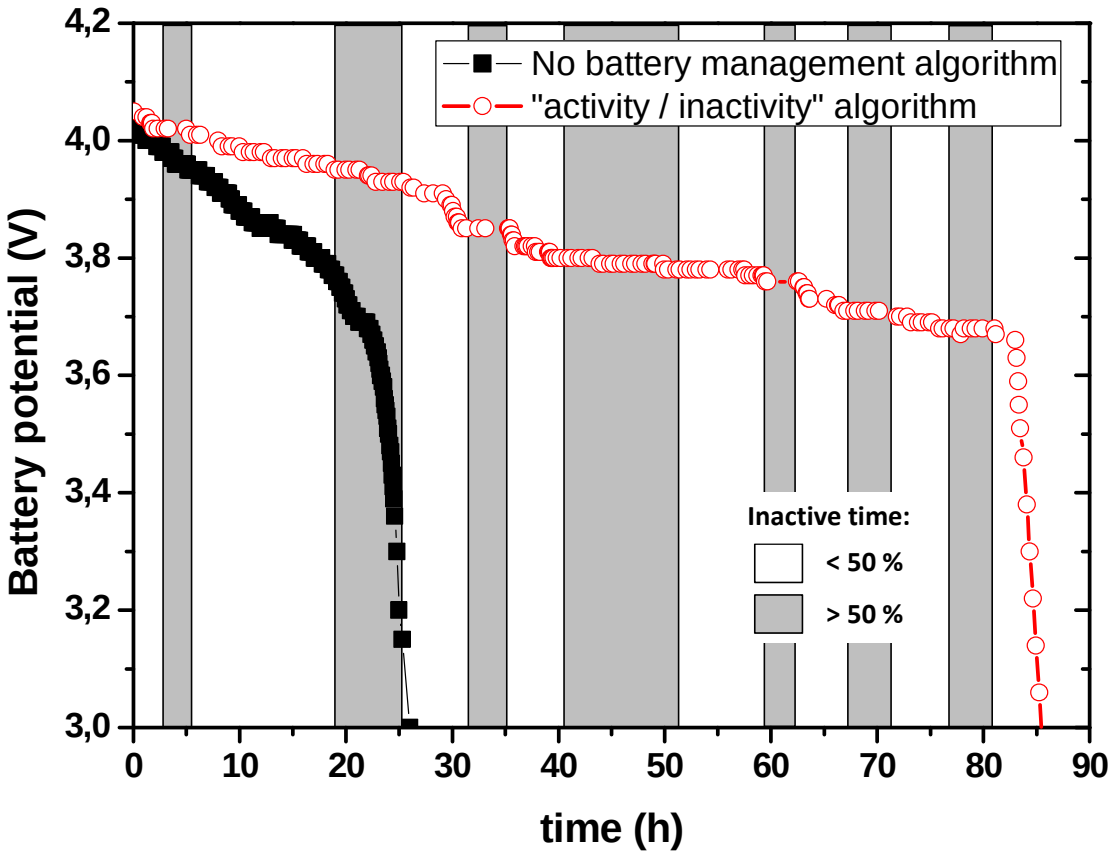


Figure 6-7 Décharge de pile avec et sans détection de l'inactivité

6.2.2 Décharge de pile avec la détection des lieux d'activité

Le test de décharge de pile avec la détection des lieux d'activité a été réalisé de la même manière que celui de la détection des activités et inactivités. Le participant a porté deux unités, une avec la gestion de pile et l'unité de référence. Les courbes de décharge sont présentées Figure 6-8.

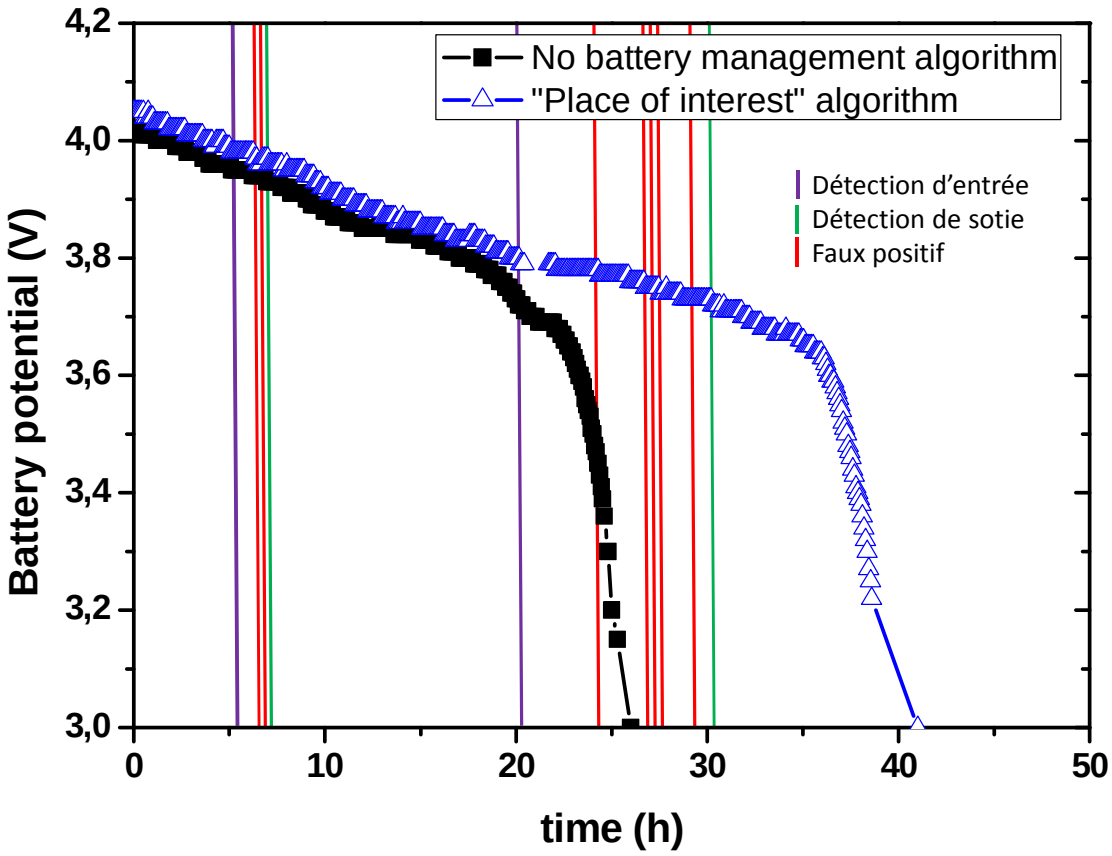


Figure 6-8 Décharge de pile avec et sans détection des lieux d'activité

Là encore, on voit que l'unité de référence a fonctionné pendant 26 heures, l'unité avec la gestion de pile a fonctionné pendant 42 heures. Les unités consomment environ 65 mA en fonctionnement normal, lorsque le GPS est éteint l'unité de gestion de pile consomme environ 30 mA, soit moitié moins. Les tests de détection de lieux d'activité ont été effectués avec un seul lieu : le logement personnel du participant.

On remarque qu'il y a eu un certain nombre de faux-positifs. C'est-à-dire que la variation d'activité de la personne est passée supérieure au seuil, alors qu'elle n'a pas quitté le domicile. C'est pourquoi on ne remarque pas de plateau de tension dans ce cas de fonctionnement. Dans ces cas-là le GPS s'est rallumé pendant 10 minutes au maximum afin de chercher la position géographique. Si aucune position géographique n'a été trouvée pendant ces 10 minutes (appelé « fix »), le GPS a été mis en hibernation à nouveau. Ces faux-positifs entrainent une consommation en courant accrue dans le lieu d'activité, mais aucune sortie du lieu d'activité n'a

été manquée. On peut imaginer qu'avec l'amélioration pour éviter les faux positifs, il sera possible de constater une amélioration par rapport à la détection des activité/inactivité.

6.3 Discussion

Les résultats présentés pour la décharge de la pile avec les algorithmes de gestion de pile sont très encourageants. Ils montrent que les stratégies de mise en veille des composants à certains moments opportuns permettent d'économiser plusieurs heures de fonctionnement et cela sans perdre d'information importante, ce qui est une condition primordiale. La stratégie d'utilisation des données récupérées (activités/inactivités ou lieux d'intérêts) pour adapter la consommation en énergie d'un système est intéressante et pourrait être mis en place dans d'autres systèmes d'analyse des personnes tels que ceux présentés dans le Chapitre 3. Actuellement il existe des travaux sur la détection des lieux d'activité, mais ceux-ci ne sont pas utilisés pour améliorer la consommation des appareils de mesure utilisés (Benini et al. 2001; Ravi 2008; Chen et al. 2009; Thierry et al. 2013). De plus, de nombreuses études ont été réalisées quant a la gestion de batterie pour des systèmes embarques et des systèmes mobiles mais aucun, à notre connaissance, n'utilise le contexte géographique ainsi que la gestion de l'activité de la personne mesurée pour améliorer la durée de vie du système.

La stratégie de détection de l'activité et d'inactivité est celle qui donne les meilleurs résultats pour les tests effectués. On a noté un nombre important de détections d'inactivités sur le sujet qui a effectué le test. Il semble donc que la stratégie de détection d'inactivité ait même mieux fonctionné que prévu au début de cette étude. La stratégie consistait à éviter de mesurer des données inutiles lorsque le sujet ne porte pas l'unité multi-capteurs. Ici, elle économise encore plus d'énergie en détectant les moments où le sujet porte l'unité mais en activité sédentaire (devant la télévision, l'ordinateur, …), ce qui permet de couper le fonctionnement des modules énergivores pendant ces périodes supplémentaires.

La veille du microcontrôleur pourrait aussi être améliorée. Le mode de sommeil du microcontrôleur utilisé est le mode « idle » et c'est le mode qui consomme le plus de courant sur tous les modes de veille proposés (environ 20 mA). Le mode le plus adéquat est le mode « power save », qui consomme environ moitié moins que le mode « idle » et a moins d'interruptions de

réveil possible. Les interruptions des «timers» non RTC ne réveillent donc pas le microcontrôleur alors que dans le mode « idle » c'est le cas (pour la gestion de pile avec activité et inactivité, chaque «timer» doit donc être arrêté pour que ce soit uniquement l'accéléromètre qui puisse réveiller la plateforme multi-capteurs). Le mode « power save » présente néanmoins une caractéristique problématique qui a éliminé son utilisation. En effet, lorsque le microcontrôleur sort du mode « power save » l'horloge du lien de communication SPI par USART entre le MCU et l'accéléromètre est désynchronisée. La communication avec l'accéléromètre est donc rendue impossible ainsi que sa resynchronisation (la synchronisation de l'horloge doit se faire lorsque l'accéléromètre est en mode « standby » or il doit être en mode mesure pour pouvoir déclencher une interruption d'activité pour réveiller le microcontrôleur). La mise en standby est donc impossible car il est infaisable d'envoyer correctement la commande par le lien de communication.

La détection des lieux d'activité se fait également correctement et le GPS est mis en veille dans le lieu d'activité. Le nombre de faux-positifs est néanmoins assez important et demanderait à être diminué. Cela pourrait se faire en mettant en place un filtrage des données d'accélérométrie, afin de supprimer certains « pics » apparaissant dans les données brutes. Les pics qui entrainent la détection de faux positifs, sont ponctuels et aléatoires. Les mouvements du corps humain (marcher, courir, faire du vélo, prendre sa voiture…) sont quant à eux de l'ordre de quelques Hertz ou dizaines de Hertz. Un filtrage passe-bas permettrait donc d'éliminer les mouvements ne correspondant pas à des mouvements humains, tout en gardant l'intégrité des données utiles. Ce filtrage permettrait alors de lisser les résultats et de représenter plus fidèlement les variations d'activité. En analysant les données sur un serveur, on pourrait dégager une « signature » accélérométrique correspondant à la sortie d'un lieu d'intérêt (descendre les escaliers par exemple). Cette signature nous permettrait de détecter de manière plus précise la sortie des lieux d'activité et donc améliorer la durée de vie de la batterie.

La stratégie de gestion de pile par la détection des lieux d'activité présente quelques limitations. Outre les faux-positifs détectés, sa réussite repose sur l'hypothèse qu'une personne a moins d'activité physique lorsqu'elle se trouve sur son lieu d'activité. Cela est généralement vrai au domicile, mais l'est sûrement moins sur le lieu de travail selon la profession exercée. Une stratégie pourrait être de permettre la détection de sortie du lieu lorsque l'accélération passe sous un certain seuil et non plus au-dessus (dans le cas où la personne a une activité physique

supérieure dans son lieu d'activité que lorsqu'elle est en déplacement). Le problème continuera malgré tout à se poser pour les personnes qui ont une activité physique identique sur leur lieu d'activité à celle qu'ils ont en déplacement. Il n'y aura pas de variation de l'activité et le GPS ne sera pas rallumé, entrainant ainsi une perte de données GPS. La mise en route du GPS à certains horaires ainsi que son rallumage à intervalle régulier permettra de se rendre compte de la sortie du lieu plus tard, limitant ainsi le nombre de données perdues. Les seuils utilisés pourraient aussi être affinés en observant les données d'accélérométrie sur une durée plus longue que quelques heures.

Il est possible d'observer que les deux stratégies d'économie de l'énergie sont optimales dans des cas différents. En effet la détection des lieux d'activité permet d'économiser un maximum d'énergie lorsque le sujet est une personne qui passe beaucoup de temps dans des lieux particuliers, comme la maison, le travail, la salle de sport, … On peut citer les étudiants en général, les hommes/femmes au foyer, et les métiers comprenant une grande partie de bureautique. Cependant, l'algorithme est nettement moins efficace pour les sujets qui au contraire, sont souvent hors de chez eux, ou ont un travail itinérant, comme par exemple les commerciaux. L'algorithme de détection de l'activité/inactivité est optimal dans le cas où le sujet est une personne qui passe de longs moments avec peu ou pas de mouvements, comme par exemple les personnes qui dorment beaucoup, les métiers demandant peu d'activité physique.

Les points faibles de cet algorithme sont lorsque les sujets sont des personnes très actives et qui dorment peu. Les économies potentielles de la pile sont donc extrêmement sensibles au type de personne qu'est le participant. La combinaison des deux algorithmes de gestion de la pile permettrait donc possiblement de pouvoir avoir une stratégie globale permettant d'économiser de la pile quelle que soit le type de personne qui participe à l'étude. Au lieu d'avoir une performance exacerbée sur quelques tests avec le même sujet, il est à priori possible d'obtenir une performance moyenne assez bonne en termes d'autonomie du dispositif pour un grand nombre de personnes.

Il est également intéressant de noter que le fait d'utiliser des modes de fonctionnement séparés (actif, sommeil, sommeil profond), permet une grande latitude pour personnaliser la gestion de pile en fonction de l'étude réalisée, le type de sujets de l'étude, … En effet, il est possible de personnaliser facilement quels sont les modules que l'on veut mettre en veille pendant les phases

de sommeil et de sommeil profond. La combinaison de ces deux algorithmes est également implémentable sur d'autres systèmes multi-capteurs, pourvu qu'ils aient un GPS et un accéléromètre et permettraient d'augmenter sensiblement leur autonomie.

Pour finir, force est de constater que les deux stratégies permettent d'améliorer visiblement la durée de vie de la pile pour le système en question. Les unités sans gestion intelligente de l'autonomie fonctionnent aussi pendant une durée qui est déjà supérieure à celles présentées dans la revue de littérature faisant l'objet du Chapitre 3. Une comparaison avec la solution la plus proche de celle que j'ai réalisée est effectuée dans le tableau 6-3.

Tableau 6-1 Comparaison de la durée de vie de la pile avec une solution existante

Travaux	**Capteurs**			**Stockage**	**Communication**	**Consommation**	**Durée de fonctionnement**
	GPS	**Accéléromètre**	**Physiologiques**				
(Boissy et al. 2011)	Oui	Oui (+ gyroscope, magnetomètre)	Connecteur pour ajouter des capteurs	carte SD	ZigBee	151 mA	13,5 heures
Ce travail	Oui	Oui	Puce de communication ANT+	carte SD	GPRS + USB	66,1 mA	26 heures

Cette durée est bien évidement rendue possible par le non envoi des données par GPRS dans la version de test de la gestion de la pile et sera donc diminuée lorsque cette transmission sera effective. La transmission des données par GPRS peut toutefois se faire de manière sporadique et, si elle consomme beaucoup d'énergie, le fait pendant un temps limité. Le fait de mettre en place les stratégies de gestion de pile permettra donc d'avoir une durée de fonctionnement pleinement satisfaisante pour les besoins des chercheurs menant des études de mesure des personnes soit de plus de 24h en continu même après l'ajout de modules ou de fonctionnalités supplémentaires sur la carte.

CHAPITRE 7 CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Nous avons présenté dans ce mémoire la participation à l'élaboration d'une plateforme multi-capteurs pouvant mesurer la position géographique d'une personne, son activité physique (par le biais de son accélération) mais aussi permettre la possibilité de mesurer différents paramètres physiologiques. Toutes les données ont la possibilité d'être transmises à distance sur un serveur. Les objectifs du projet étaient de mettre en place un appareil portable, peu encombrant et avec une durée de vie de pile la plus optimisée possible.

La version de la plateforme multi-capteurs proposée présente toutes ces caractéristiques. Sa durée de fonctionnement observée sans gestion de pile est déjà supérieure à une journée complète de mesure. Avec la gestion de pile l'augmentation de l'autonomie est supérieure à 50 % que ce soit par une gestion des périodes d'activité ou d'inactivité de la personne ou par une gestion des lieux d'intérêt. A notre connaissance, c'est la première implémentation de gestion de batterie intelligente qui utilise en temps réel les données mesurées sur la personne. Les données récupérées sont fiables et permettent d'avoir un bon suivi des personnes portant l'appareil. La charge du microcontrôleur a été améliorée par rapport à la première version dans les modules utilisés. L'implémentation future de la communication par GPRS, la récupération de signaux physiologiques grâce à des capteurs ANT, l'encryptage des données sensibles avant leur envoi ou toute autre fonctionnalité est donc encore largement réalisable.

Pour la suite du projet, il est possible de finir d'implémenter toutes les fonctionnalités de la première version de la plateforme, ainsi que de développer la gestion de la communication par USB avec un ordinateur. Il est également envisageable de diminuer encore la taille de la carte réalisée. Néanmoins, il n'est pas nécessaire que la taille soit inférieure à celle de la pile, à moins de pouvoir utiliser une pile de plus petite taille. L'utilisation des technologies d'impression en trois dimensions permettrait la conception d'un boîtier adapté à la deuxième version de la plateforme multi-capteurs, rendant le produit plus commercialisable.

Concernant les algorithmes de gestion de pile, des améliorations de la détection de la sortie des lieux d'activité pourraient être envisagées comme vu en section 6.3. Notamment avec un meilleur traitement des seuils d'activité, par exemple avec un filtrage des données d'accélérométrie différent qui diminuerait le nombre de faux-positifs.

Tout porte à croire que la combinaison de l’utilisation des deux algorithmes conjointement améliorerait encore l’autonomie de la plateforme.

BIBLIOGRAPHIE

Anand, I. S., B. H. Greenberg, et al. (2011). "Design of the Multi-Sensor Monitoring in Congestive Heart Failure (MUSIC) study: prospective trial to assess the utility of continuous wireless physiologic monitoring in heart failure." J Card Fail **17**(1): 11-16.

Benini, L., G. Castelli, et al. (2001). Extending lifetime of portable systems by battery scheduling. Design, automation and test in Europe Munich, Germany, IEEE.

Bernard, P., R. Charafeddine, et al. (2007). "Health inequalities and place: A theoretical conception of neighbourhood." Social Science & Medicine **65**(9): 1839-1852.

Boissy, P., S. Briere, et al. (2011). "Wireless inertial measurement unit with GPS (WIMU-GPS)--wearable monitoring platform for ecological assessment of lifespace and mobility in aging and disease." Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc **2011**: 5815-5819.

Bouten, C. V. C., K. T. M. Koekkoek, et al. (1997). "A triaxial accelerometer and portable data processing unit for the assessment of daily physical activity." Biomedical Engineering, IEEE Transactions on **44**(3): 136-147.

Bray, G. A., S. J. Nielsen, et al. (2004). "Consumption of high-fructose corn syrup in beverages may play a role in the epidemic of obesity." Am J Clin Nutr **79**(4): 537-543.

Brunner, E. J., M. G. Marmot, et al. (1997). "Social inequality in coronary risk: central obesity and the metabolic syndrome. Evidence from the Whitehall II study." Diabetologia **40**(11): 1341-1349.

Burns, A., B. R. Greene, et al. (2010). "SHIMMER: A Wireless Sensor Platform for Noninvasive Biomedical Research." Sensors Journal, IEEE **10**(9): 1527-1534.

Campbell, A. and T. Choudhury (2012). "From Smart to Cognitive Phones." Pervasive Computing, IEEE **11**(3): 7-11.

Campo, E. and E. Grangereau (2008). Wireless fall sensor with GPS location for monitoring the elderly. Engineering in Medicine and Biology Society, 2008. EMBS 2008. 30th Annual International Conference of the IEEE.

Casals-Casas, C. and B. Desvergne (2011). "Endocrine disruptors: from endocrine to metabolic disruption." Annu Rev Physiol **73**: 135-162.

Chaix, B. (2009). "Geographic life environments and coronary heart disease: a literature review, theoretical contributions, methodological updates, and a research agenda." Annu Rev Public Health **30**: 81-105.

Chaput, J. P., C. Leblanc, et al. (2009). "Risk factors for adult overweight and obesity in the Quebec Family Study: have we been barking up the wrong tree?" Obesity (Silver Spring) **17**(10): 1964-1970.

Chen, J. C. and J. Malton (2009). Battery management system and method. U. S. P. Bureau. U.S.A.

Chi-Huang, H., B. Ying-Wen, et al. (2012). Compatible design of wireless physiological measurement system with a health management function. Consumer Electronics (ISCE), 2012 IEEE 16th International Symposium on.

Choudhury, T., S. Consolvo, et al. (2008). "The Mobile Sensing Platform: An Embedded Activity Recognition System." Pervasive Computing, IEEE **7**(2): 32-41.

Cook, S., M. Togni, et al. (2006). "High heart rate: a cardiovascular risk factor?" Eur Heart J **27**(20): 2387-2393.

Cutts, B. B., K. J. Darby, et al. (2009). "City structure, obesity, and environmental justice: an integrated analysis of physical and social barriers to walkable streets and park access." Soc Sci Med **69**(9): 1314-1322.

Dai, S., L. Gibbons, et al. (2011). Le diabète au Canada : Perspective de santé publique sur les faits et chiffres

Ottawa, Agence de la Santé Publique du Canada.

Daniel, M., S. Moore, et al. (2008). "Framing the biosocial pathways underlying associations between place and cardiometabolic disease." Health & Place **14**(2): 117-132.

Doherty, S. T. and P. Oh (2012). "A multi-sensor monitoring system of human physiology and daily activities." Telemed J E Health **18**(3): 185-192.

Duncan, J. S., H. M. Badland, et al. (2009). "Combining GPS with heart rate monitoring to measure physical activity in children: A feasibility study." J Sci Med Sport **12**(5): 583-585.

Ermes, M., J. Parkka, et al. (2008). "Detection of daily activities and sports with wearable sensors in controlled and uncontrolled conditions." IEEE Trans Inf Technol Biomed **12**(1): 20-26.

Fletcher, R. R., P. Ming-Zher, et al. (2010). Wearable sensors: Opportunities and challenges for low-cost health care. Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE.

Garber, A. J. (2012). "Le diabète de type 2." Diabetes, Obesity and Metabolism **14**: 399-408.

Garg, S. K., M. K. Voelmle, et al. (2011). "Use of continuous glucose monitoring in subjects with type 1 diabetes on multiple daily injections versus continuous subcutaneous insulin infusion therapy: a prospective 6-month study." Diabetes Care **34**(3): 574-579.

Gibbons, M. C., M. Brock, et al. (2007). "The sociobiologic integrative model (SBIM): enhancing the integration of sociobehavioral, environmental, and biomolecular knowledge in urban health and disparities research." J Urban Health **84**(2): 198-211.

Goodman, A., C. Brand, et al. (2012). "Associations of health, physical activity and weight status with motorised travel and transport carbon dioxide emissions: a cross-sectional, observational study." Environ Health **11**(1): 52.

Holtcamp, W. (2012). "Obesogens: an environmental link to obesity." Environ Health Perspect **120**(2): a62-68.

Hui Hsien, W., E. D. Lemaire, et al. (2011). Change-of-state determination to recognize mobility activities using a BlackBerry smartphone. Engineering in Medicine and Biology Society,EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE.

JeongGil, K., L. Chenyang, et al. (2010). "Wireless Sensor Networks for Healthcare." Proceedings of the IEEE **98**(11): 1947-1960.

Jerrett, M. and M. Finkelstein (2005). "Geographies of risk in studies linking chronic air pollution exposure to health outcomes." J Toxicol Environ Health A **68**(13-14): 1207-1242.

Jerrett, M., S. Gale, et al. (2010). "Spatial Modeling in Environmental and Public Health Research." International Journal of Environmental Research and Public Health **7**(4): 1302-1329.

Johansson, A., S. Wei, et al. (2011). An ANT Based Wireless Body Sensor Biofeedback Network for Medical E-Health Care. Wireless Communications, Networking and Mobile Computing (WiCOM), 2011 7th International Conference on.

Jones, B. F. (1992). "Measuring people [biomedical measurement]." Engineering Science and Education Journal **1**(6): 283-287.

Kelly, C. M., M. Schootman, et al. (2007). "The association of sidewalk walkability and physical disorder with area-level race and poverty." J Epidemiol Community Health **61**(11): 978-983.

Klimentidis, Y. C., T. M. Beasley, et al. (2011). "Canaries in the coal mine: a cross-species analysis of the plurality of obesity epidemics." Proc Biol Sci **278**(1712): 1626-1632.

Krenn, P. J., S. Titze, et al. (2011). "Use of Global Positioning Systems to Study Physical Activity and the Environment: A Systematic Review." Am J Prev Med **41**(5): 508-515.

Lane, N. D., E. Miluzzo, et al. (2010). "A survey of mobile phone sensing." Communications Magazine, IEEE **48**(9): 140-150.

Lee, D. S., M. Chiu, et al. (2009). "Trends in risk factors for cardiovascular disease in Canada: temporal, socio-demographic and geographic factors." CMAJ **181**(3-4): E55-66.

Lerin, P. M., D. Yamamoto, et al. (2011). Inferring and focusing areas of interest from GPS traces. Proceedings of the 10th international conference on Web and wireless geographical information systems. Kyoto, Japan, Springer-Verlag**:** 176-187.

Lim, S. S., T. Vos, et al. (2012). "A comparative risk assessment of burden of disease and injury attributable to 67 risk factors and risk factor clusters in 21 regions, 1990-2010: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2010." Lancet **380**(9859): 2224-2260.

Lustig, R. H. (2006). "Childhood obesity: behavioral aberration or biochemical drive? Reinterpreting the First Law of Thermodynamics." Nat Clin Pract Endocrinol Metab **2**(8): 447-458.

Martin, J. (2010). Faire le choix de la Santé, Organisation De Coopération et de développement économique.

Mc Cullagh, P. J. (2011) "The internet of things: The potential to facilitate health and wellness." European journal for the informatics professional **XII**, 59-68.

Navas-Acien A, S. E. K. P.-B. R. G. E. (2008). "ARsenic exposure and prevalence of type 2 diabetes in us adults." JAMA: The Journal of the American Medical Association **300**(7): 814-822.

Oliver, M., H. Badland, et al. (2010). "Combining GPS, GIS, and accelerometry: methodological issues in the assessment of location and intensity of travel behaviors." J Phys Act Health **7**(1): 102-108.

Persky, V., J. Piorkowski, et al. (2012). "Polychlorinated biphenyl exposure, diabetes and endogenous hormones: a cross-sectional study in men previously employed at a capacitor manufacturing plant." Environ Health **11**: 57.

Piechotta, G., J. Albers, et al. (2005). "Novel micromachined silicon sensor for continuous glucose monitoring." Biosens Bioelectron **21**(5): 802-808.

Pitte, M. (2008). "La glycémie capillaire." from http://www.soins-infirmiers.com/glycemie_capillaire.php.

Quero, J. M., C. L. Tarrida, et al. (2007). Health Care Applications Based on Mobile Phone Centric Smart Sensor Network. Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE.

Ravi, N. (2008). Context-aware Battery Management for Mobile Phones Pervasive Computing and Communications, Hong Kong, IEEE.

Roumen, C., E. E. Blaak, et al. (2009). "Lifestyle intervention for prevention of diabetes: determinants of success for future implementation." Nutr Rev **67**(3): 132-146.

Santangelo, A., S. Albani, et al. (2012). "Prevalence of cardiovascular pathologies in elderly population living in an industrialized area, compared to a control population residing in a rural area." Archives of Gerontology and Geriatrics **55**(3): 702-705.

Saydah, S. H., J. Fradkin, et al. (2004). "Poor control of risk factors for vascular disease among adults with previously diagnosed diabetes." Journal of the American Medical Association **291**(3): 335-342.

Schenk, A. K., B. C. Witbrodt, et al. (2011). "Cellular telephones measure activity and lifespace in community-dwelling adults: proof of principle." J Am Geriatr Soc **59**(2): 345-352.

Shany, T., S. J. Redmond, et al. (2012). "Sensors-Based Wearable Systems for Monitoring of Human Movement and Falls." Sensors Journal, IEEE **12**(3): 658-670.

Shaw, J. E., R. A. Sicree, et al. (2010). "Global estimates of the prevalence of diabetes for 2010 and 2030." Diabetes Res Clin Pract **87**(1): 4-14.

Shoval, N., G. Auslander, et al. (2010). "What can we learn about the mobility of the elderly in the GPS era?" Journal of Transport Geography **18**(5): 603-612.

Strøm-Erichsen, A.-G. (2010). Health, after the Crisis. Paris, OCDE.

Swartz, A., S. Strath, et al. (2002). "Estimation of energy expenditure using CSA accelerometers at hip and wrist sites." Med Sci Sport Exer **32**: S450 - S456.

Thierry, B., B. Chaix, et al. (2013). "Detecting activity locations from raw GPS data: a novel kernel-based algorithm." International Journal of Health Geographics **12**.

Thivierge, M. and L. Léger (1988). "The reliability of heart rate monitors." Science and Sports **3**(3): 211-221.

Topol, E. J. (2010). "Transforming medicine via digital innovation." Sci Transl Med **2**(16): 16cm14.

Tremblay, A. and J. P. Chaput (2008). "About unsuspected potential determinants of obesity." Appl Physiol Nutr Metab **33**(4): 791-796.

Troiano, R. P. (2006). "Translating accelerometer counts into energy expenditure: advancing the quest." J Appl Physiol **100**(4): 1107-1108.

Troped, P. J., M. S. Oliveira, et al. (2008). "Prediction of activity mode with global positioning system and accelerometer data." Med Sci Sports Exerc **40**(5): 972-978.

Troped, P. J., J. S. Wilson, et al. (2010). "The Built Environment and Location-Based Physical Activity." Am J Prev Med **38**(4): 429-438.

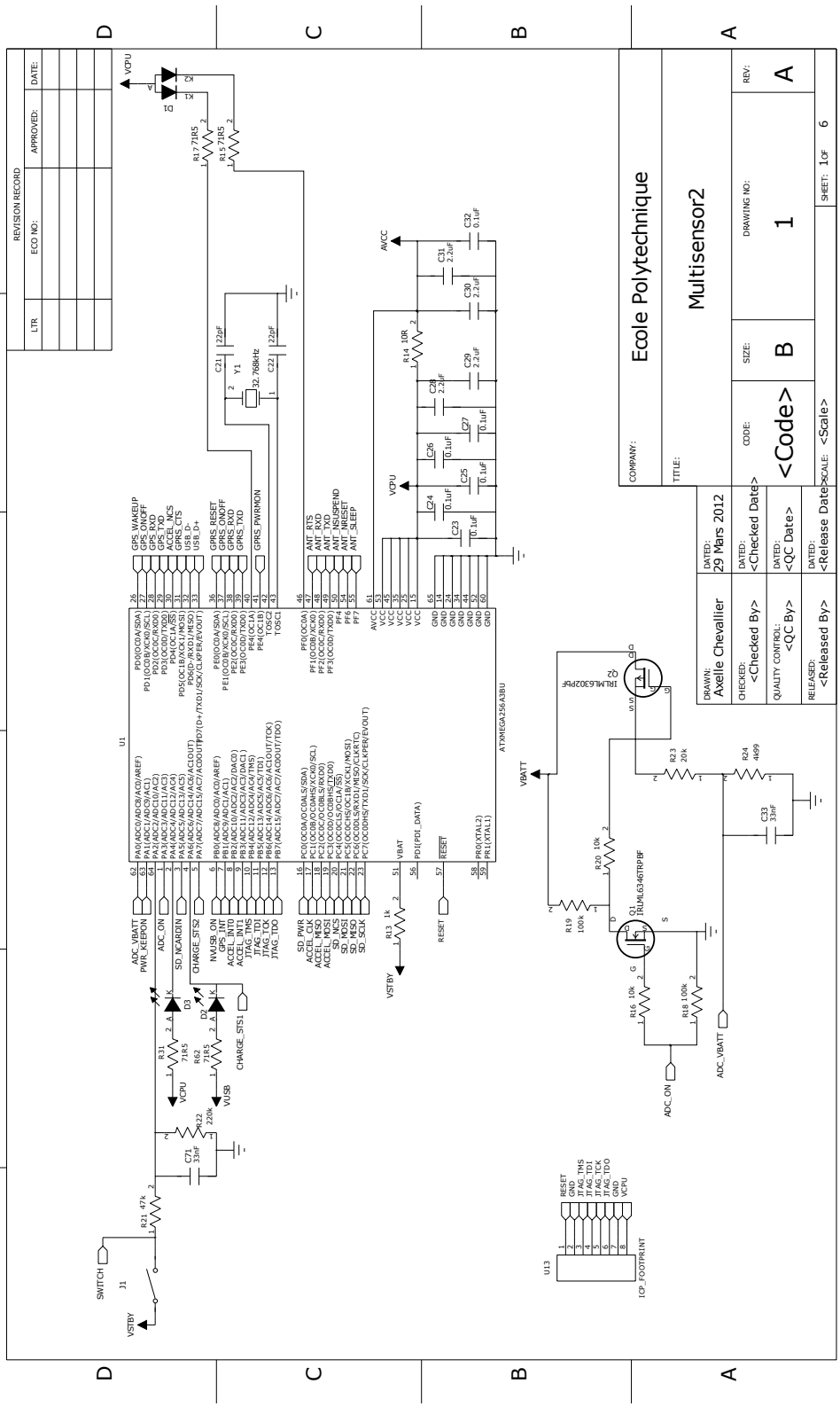
Weiser, M., B. Welch, et al. (1994). Scheduling for reduced CPU energy. Proceedings of the 1st USENIX conference on Operating Systems Design and Implementation. Monterey, California, USENIX Association**:** 2.

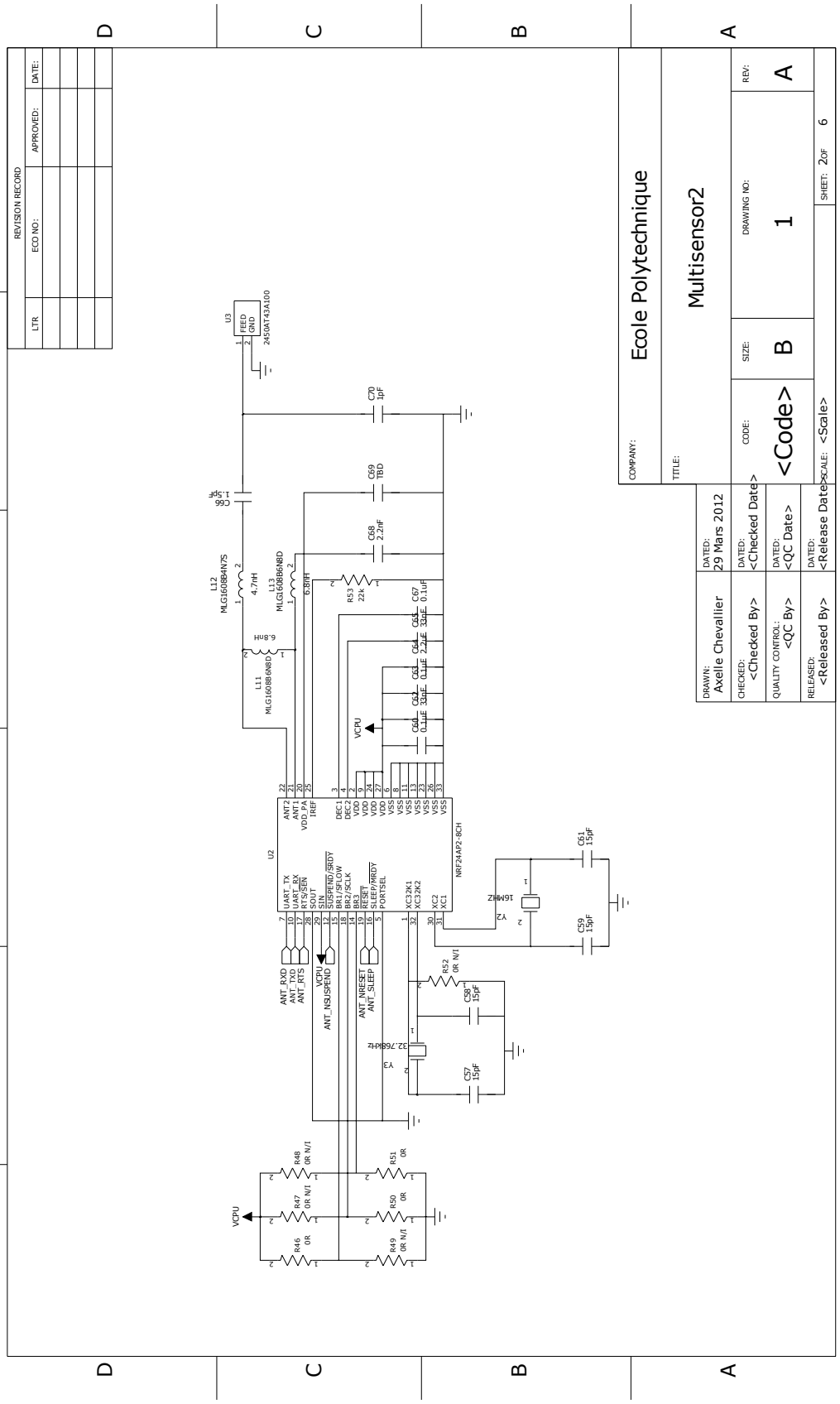
Worringham, C., A. Rojek, et al. (2011). "Development and feasibility of a smartphone, ECG and GPS based system for remotely monitoring exercise in cardiac rehabilitation." PLoS One **6**(2): e14669.

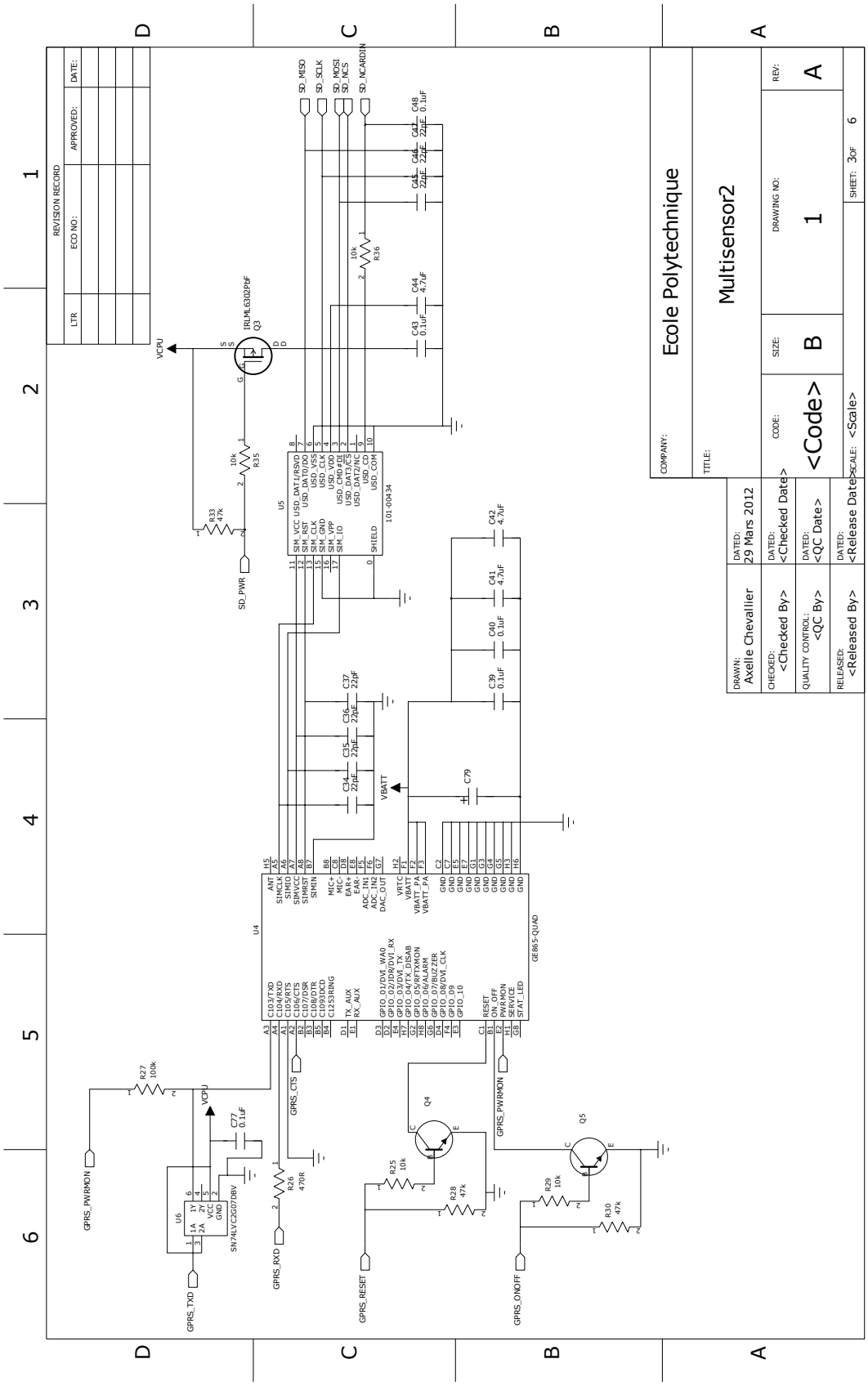
Yuan-Hsiang, L., I. C. Jan, et al. (2004). "A wireless PDA-based physiological monitoring system for patient transport." Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on **8**(4): 439-447.

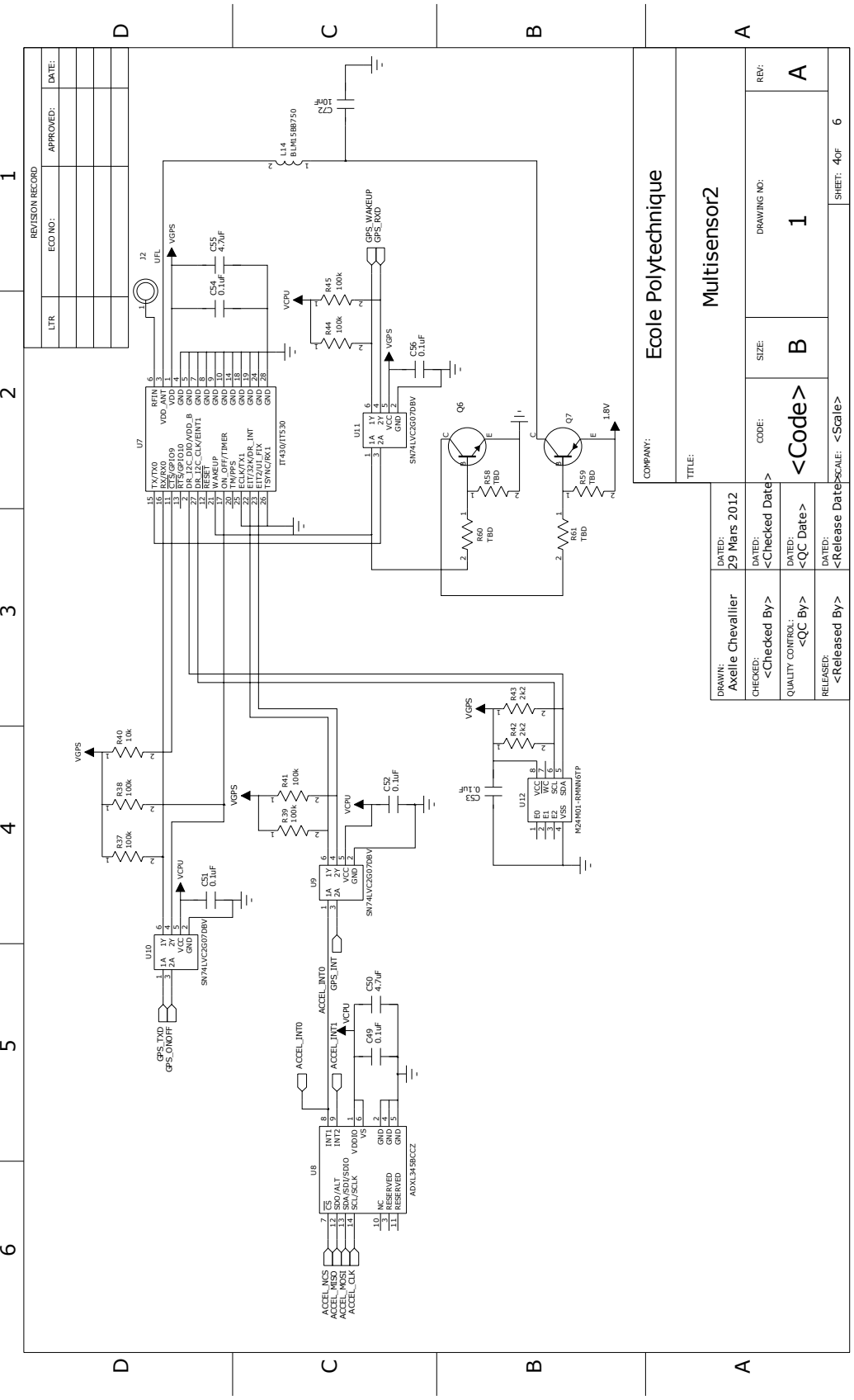
Zisser, H. C., T. S. Bailey, et al. (2009). "Accuracy of the SEVEN continuous glucose monitoring system: comparison with frequently sampled venous glucose measurements." J Diabetes Sci Technol **3**(5): 1146-1154.

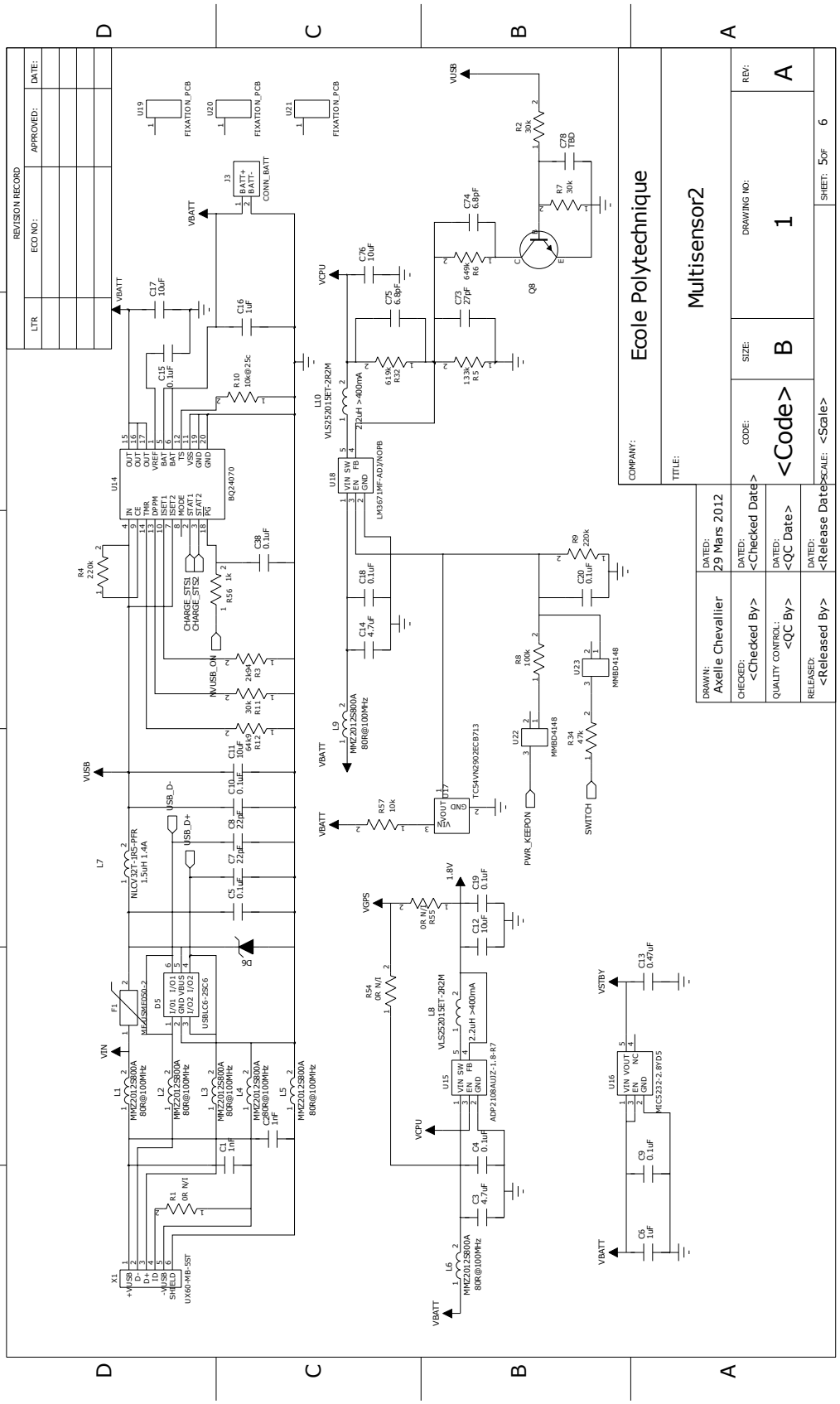
ANNEXE 1 – Schéma électrique de la plateforme




REVISION RECORD
LTR
ECO NO:
APPROVED:
DATE:
COMPANY: Ecole Polytechnique
TITLE: Multisensor2
DRAWN: Axelle Chevallier
DATED: 29 Mars 2012
CHECKED: <Checked By>
DATED: <Checked Date>
QUALITY CONTROL: <QC By>
DATED: <QC Date>
RELEASED: <Release By>
DATED: <Release Date>
CODE: <Code>
SIZE: B
DRAWING NO: 1
REV: A
SCALE: <Scale>
SHEET: 2 OF 6
U2
NRF24AP2-8CH
U3
2450AT43A100
L11
MLG1608B6N8D
L12
MLG1608B4N7S
L13
MLG1608B6N8D
Y2
16MHZ
Y3
32.768KHZ
VCPU
ANT_RXD
ANT_TXD
ANT_RTS
ANT_NSUSPEND
ANT_NRESET
ANT_SLEEP


REVISION RECORD
LTR
ECO NO:
APPROVED:
DATE:
COMPANY: Ecole Polytechnique
TITLE: Multisensor2
DRAWN: Axelle Chevallier
DATED: 29 Mars 2012
CHECKED: <Checked By>
DATED: <Checked Date>
QUALITY CONTROL: <QC By>
DATED: <QC Date>
RELEASED: <Release By>
DATED: <Release Date>
CODE: <Code>
SIZE: B
DRAWING NO: 1
REV: A
SCALE: <Scale>
SHEET: 3 OF 6
GE865-QUAD
SN74LVC2G07DBV
IRLML6302PbF
101-00434
SD_MISO
SD_SCLK
SD_MOSI
SD_NCS
SD_NCARDIN
SD_PWR
VCPU
VBATT
GPRS_PWRMON
GPRS_CTS
GPRS_RXD
GPRS_TXD
GPRS_RESET
GPRS_ONOFF


REVISION RECORD
LTR
ECO NO:
APPROVED:
DATE:
COMPANY: Ecole Polytechnique
TITLE: Multisensor2
DRAWN: Axelle Chevallier
DATED: 29 Mars 2012
CHECKED: <Checked By>
DATED: <Checked Date>
QUALITY CONTROL: <QC By>
DATED: <QC Date>
RELEASED: <Release By>
DATED: <Release Date>
CODE: <Code>
SIZE: B
DRAWING NO: 1
REV: A
SCALE: <Scale>
SHEET: 4OF 6
U7
IT430/IT530
U8
ADXL345BCCZ
U9
U10
U11
U12
SN74LVC2G07DBV
M24M01-RMNN6TP
J2
UFL
L14
BLM15BB750
Q6
Q7
VGPS
VCPU
1.8V
GPS_WAKEUP
GPS_RXD
GPS_TXD
GPS_ON/OFF
ACCEL_INT0
ACCEL_INT1
GPS_INT
ACCEL_NCS
ACCEL_MISO
ACCEL_MOSI
ACCEL_CLK


REVISION RECORD
LTR
ECO NO:
APPROVED:
DATE:
COMPANY:
Ecole Polytechnique
TITLE:
Multisensor2
DRAWN:
Axelle Chevallier
DATED:
29 Mars 2012
CHECKED:
<Checked By>
DATED:
<Checked Date>
QUALITY CONTROL:
<QC By>
DATED:
<QC Date>
RELEASED:
<Released By>
DATED:
<Release Date>
CODE:
<Code>
SIZE:
B
DRAWING NO:
1
REV:
A
SCALE:
<Scale>
SHEET:
5 OF 6

ANNEXE 2 – Code du programme principal implémenté sur la plateforme multi-capteurs

```
 # include <asf.h>
# include <avr/io.h>
# include <util/delay.h>
# include <avr/interrupt.h>
# include <stdio.h>
# include <avr/pgmspace.h>
# include <avr/sleep.h>

# include "accel.h"
# include "adcvbatt.h"
# include "deviceModeManagement.h"
# include "gps.h"
# include "rtc32.h"
# include "sd.h"

#define USE_DYNAMIC_MEMORY

uint8_t touch;
uint16_t countTimeFilesRotation;

int main (void)
{
	deviceMode = DEVMODE_ACTIVE | DEVMODE_MEASURE;
	timeBeforeSleep = 0;
	timeWakeup = 0;
	touch = 0;

	uint8_t clearFlagAccelStart = 1;

/****************************** HW initialization ********************************/
	/***** IOs initialization *****/

	board_initIOs();
	//Oscillator and interruptions configuration
	MCU_conf();

	/***** Configure MCU modules *****/
	//SD
	SD_init();

	//Mount SD Card
	mount_SD_card();
	//Open root directory
	open_root_directory();

	//Open (or create) GPS file
	snprintf((char *)filenameBuffer, 32, "MS-GPS-%04X.txt", FileCountGPS);
	struct fat_file_struct *ptrGPSFile = fopenSD((char *)filenameBuffer);
	//Open (or create) accel file
	snprintf((char *)filenameBuffer, 32, "MS-ACCEL-%04X.txt", FileCountAccel);
	struct fat_file_struct *ptrAccelFile = fopenSD((char *)filenameBuffer);
	//Open (or create) VBatt file
```

```
	snprintf((char *)filenameBuffer, 32, "MS-VBATT-%04X.txt", FileCountVBatt);
	struct fat_file_struct *ptrVBattFile = fopenSD((char *)filenameBuffer);
	//Open (or create) RTC32 file
	snprintf((char *)filenameBuffer, 32, "MS-RTC32-%04X.txt", FileCountRTC32);
	struct fat_file_struct *ptrRTC32File = fopenSD((char *)filenameBuffer);
	openFiles = 1;
	countTimeFilesRotation = 0;

	//RTC32
	RTC32_init();
	//init places of interest
	init_placeOfInterest();

	//Accelerometer
	accel_init();
	//GPS
	gps_init();
	//ADC
	adc_vbatt_init();

	uint8_t bufferSD[250];
	uint8_t idx = 0;
	uint8_t countLongLatRecord = 0;

	ecritureHome = 1;
	ecritureWork = 1;

	/****************************** Principal loop *************************/
	while (deviceMode & DEVMODE_MEASURE)
	{
		/******* Sleep at the beginning of the principal loop if accelerometer or
user asked it or low battery *******/

		//If active mode and user pushed the button during 5 seconds or the battery
is low -> deepsleep
		if(((deviceMode & DEVMODE_DEEPSLEEP) && (deviceMode & DEVMODE_ACTIVE)) ||
(deviceMode & DEVMODE_OFFBATT))
		{
			PORT_LEDB_GREEN.OUTSET = LEDB_GREEN_bm;
			PORT_LEDB_RED.OUTSET = LEDB_RED_bm;
			PORT_LED_RED.OUTSET = LED_RED_bm;

			sprintf((char *)bufferSD, "DEEP SLEEP ACTIVE %d\r\n", deviceMode);
			idx = 0;
			while(bufferSD[idx])
			{
				idx++;
			}

			if(openFiles)
			{
				fwriteSD(ptrRTC32File,bufferSD,idx);

				fcloseSD(ptrGPSFile);
				FileCountGPS++;
				fcloseSD(ptrAccelFile);
				FileCountAccel++;
				fcloseSD(ptrVBattFile);
```

```
                        FileCountVBatt++;
                        fcloseSD(ptrRTC32File);
                        FileCountRTC32++;
                        openFiles = 0;
                }
                goToDeepSleep();
        }//if(((deviceMode & DEVMODE_DEEPSLEEP) && (deviceMode & DEVMODE_ACTIVE)) ||
(deviceMode & DEVMODE_OFFBATT))

        //If active mode and we enter sleep mode -> sleep
        if((deviceMode & DEVMODE_SLEEP) && (deviceMode & DEVMODE_ACTIVE))
        {
                if(openFiles)
                {
                        sprintf((char *)bufferSD,
"INACTIVITY:%04d/%02d/%02d,%02d:%02d:%02d\r\n", \
                                SystemDate.year, SystemDate.month, SystemDate.day,\
                                SystemDate.hour, SystemDate.minute, SystemDate.second);
                        idx = 0;
                        while(bufferSD[idx])
                        {
                                idx++;
                        }

                        fwriteSD(ptrRTC32File,bufferSD,idx);
                }

                goToSleep();
        }

        //******* Traitement des différents modes de fonctionnement *******/

        //If the device is sleeping and just awake to measure battery level (and go
back to sleep)
        if((deviceMode & DEVMODE_SLEEP) && !(deviceMode & DEVMODE_WAKEUP) &&
!(deviceMode & DEVMODE_ACTIVE))
        {
                if(timeToMeasureVbattFlag)
                {
                        timeWakeup = read_RTC32();

                        if(openFiles)
                        {
                                sprintf((char *)bufferSD, "SLEEP %d\r\n", deviceMode);
                                idx = 0;
                                while(bufferSD[idx])
                                {
                                        idx++;
                                }

                                fwriteSD(ptrRTC32File,bufferSD,idx);
                        }

                        Vbatt_processing(ptrVBattFile);
                        RTC32.SYNCCTRL = RTC32_SYNCCNT_bm;
                        while(RTC32.SYNCCTRL & RTC32_SYNCCNT_bm);
                        RTC32.COMP = read_RTC32() + TIMEMSRVBATTSLEEP;
```

```
                        timeToMeasureVbattFlag = 0;

                        if(deviceMode & DEVMODE_OFFBATT)
                        {
                                deviceMode &= ~DEVMODE_SLEEP;
                                deviceMode |= DEVMODE_DEEPSLEEP;
                        }
                }

                goToSleep();
        }

        //If we wake up
        if(deviceMode & DEVMODE_WAKEUP)
        {
                //If we were in sleep mode and we wake up (accelerometer interrupt)
                if(deviceMode & DEVMODE_SLEEP)
                {
                        wakeupFromSleep();

                        if(openFiles)
                        {
                                sprintf((char *)bufferSD,
"ACTIVITY:%04d/%02d/%02d,%02d:%02d:%02d\r\n", \
                                SystemDate.year, SystemDate.month, SystemDate.day,\
                                SystemDate.hour, SystemDate.minute, SystemDate.second);
                                idx = 0;
                                while(bufferSD[idx])
                                {
                                        idx++;
                                }

                                fwriteSD(ptrRTC32File,bufferSD,idx);
                        }
                }
                //If we were in deep sleep mode and we wake up (pushbutton)
                if(deviceMode & DEVMODE_DEEPSLEEP)
                {
                        //Measure battery level, if offbatt stay in deepsleep mode
                        Vbatt_processing(ptrVBattFile);

                        if(deviceMode & DEVMODE_OFFBATT)
                        {
                                deviceMode &= ~DEVMODE_WAKEUP;
                        }
                        else
                        {
                                if (openFiles == 0)
                                {
                                        cli();//Open SD files
                                        snprintf((char *)filenameBuffer, 32, "MS-GPS-
%04X.txt", FileCountGPS);

                                        ptrGPSFile = fopenSD((char *)filenameBuffer);
                                        //Open (or create) accel file
                                        snprintf((char *)filenameBuffer, 32, "MS-ACCEL-
%04X.txt", FileCountAccel);

                                        ptrAccelFile = fopenSD((char *)filenameBuffer);
                                        //Open (or create) VBatt file
```

```
                                        snprintf((char *)filenameBuffer, 32, "MS-VBATT-
%04X.txt", FileCountVBatt);
                                        ptrVBattFile = fopenSD((char *)filenameBuffer);
                                        //Open (or create) RTC32 file
                                        snprintf((char *)filenameBuffer, 32, "MS-RTC32-
%04X.txt", FileCountRTC32);
                                        ptrRTC32File = fopenSD((char *)filenameBuffer);
                                        openFiles = 1;
                                        sei();
                                }

                                if(openFiles == 1)
                                {
                                        RTC32_processing(ptrRTC32File);

                                        sprintf((char *)bufferSD, "DEEP SLEEP
WAKEUP\r\n");
                                        idx = 0;
                                        while(bufferSD[idx])
                                        {
                                                idx++;
                                        }
                                        fwriteSD(ptrRTC32File,bufferSD,idx);
                                }
                                wakeupFromDeepSleep();
                        }
                }
        }
        //If we are in active mode (measure and record of all datas)
        if(deviceMode & DEVMODE_ACTIVE)
        {
                if(openFiles)
                {
                        /************************************* GPS
*************************************/
                        GPS_processing(ptrGPSFile);

                        if(countLongLatRecord == 5)
                        {
                                countLongLatRecord = 0;
                                if(gpsData.fix)
                                {
                                        if(openFiles)
                                        {
                                                sprintf((char *)bufferSD,
"DHDEVICE:%04d/%02d/%02d,%02d:%02d:%02d lat:%ld long:%ld DHGPS:
%04d/%02d/%02d,%02d:%02d:%02d\r\n", \
                                                SystemDate.year, SystemDate.month,
SystemDate.day,\
                                                SystemDate.hour, SystemDate.minute,
SystemDate.second,\
                                                gpsData.latitude,gpsData.longitude,\
                                                SystemDateGPS.year, SystemDateGPS.month,
SystemDateGPS.day,\
                                                SystemDateGPS.hour, SystemDateGPS.minute,
SystemDateGPS.second);

                                                idx = 0;
```

```
                                        while(bufferSD[idx])
                                        {
                                                idx++;
                                        }
                                        fwriteSD(ptrRTC32File,bufferSD,idx);
                                }

                                if(placeDetected && ecritureHome && atHome)
                                {
                                        ecritureHome = 0;
                                        sprintf((char *)bufferSD,
"RTC32:%04d/%02d/%02d,%02d:%02d:%02d AT HOME\r\n", \
                                        SystemDate.year, SystemDate.month,
SystemDate.day,\
                                        SystemDate.hour, SystemDate.minute,
SystemDate.second);
                                        idx = 0;
                                        while(bufferSD[idx])
                                        {
                                                idx++;
                                        }
                                        timePlaceDetected = read_RTC32();
                                        fwriteSD(ptrRTC32File,bufferSD,idx);
                                        PORT_LED_RED.OUTCLR = LED_RED_bm;
                                        fwriteSD(ptrAccelFile,bufferSD,idx);
                                }
                        }
                        else if(gpsData.fix == 0 && (PORT_GPS_WAKEUP.IN &
GPS_WAKEUP_bm))
                        {
                                PORT_LEDB_GREEN.OUTSET = LEDB_GREEN_bm;
                                PORT_LEDB_RED.OUTCLR = LEDB_RED_bm;

                                sprintf((char *)bufferSD,
"RTC32:%04d/%02d/%02d,%02d:%02d:%02d NO FIX\r\n", \
                                        SystemDate.year, SystemDate.month,
SystemDate.day,\
                                        SystemDate.hour, SystemDate.minute,
SystemDate.second);

                                idx = 0;
                                while(bufferSD[idx])
                                {
                                        idx++;
                                }
                                fwriteSD(ptrRTC32File,bufferSD,idx);
                        }
                        else
                        {
                                PORT_LEDB_GREEN.OUTSET = LEDB_GREEN_bm;
                                PORT_LEDB_RED.OUTSET = LEDB_RED_bm;

                        }
                }
//If we didn't have a fix in 10 minutes, we put the GPS in hibernate (we suppose we are at
home)
                if(((read_RTC32() - timeTestLocationHome) == 600) &&
(gpsData.fix == 0)  && atHome)
```

```
                        {
                                //Set GPS in hibernate mode
                                if(PORT_GPS_WAKEUP.IN & GPS_WAKEUP_bm)
                                {
                                        PORT_GPS_ONOFF.OUTSET = GPS_ONOFF_bm;
                                        _delay_ms(100);
                                        PORT_GPS_ONOFF.OUTCLR = GPS_ONOFF_bm;
                                }
                                //We initiate a new wakeup in twenty minutes
                                timeAtHome = read_RTC32();
                        }
/********************************* ACCELEROMETRE ****************************/
                        if(accelDataReady)
                        {
                                accelDataReady = 0;
                                //Fetch accelerometer data and record them on the SD
card
                                accel_processing(ptrAccelFile);
                        }

                        //Clear accelero activity/inactivity flag at first passing to
avoid false detection
                        //The first interruption detected has the two flags (don't
know why)
                        if(clearFlagAccelStart)
                        {
                                clearFlagAccelStart = 0;
                                accel_spi_fetch(accel_spi_buffer,
SPI_ACCEL_INTSOURCE_reg, 1,0);

                                if ((accel_spi_buffer[0] & inactivityFlag) ||
(accel_spi_buffer[0] & activityFlag))
                                {
                                        while((accel_spi_buffer[0] & inactivityFlag) ||
(accel_spi_buffer[0] & activityFlag))
                                        {
                                                accel_spi_fetch(accel_spi_buffer,
SPI_ACCEL_INTSOURCE_reg, 1,0);
                                        }
                                }
                        }

                        //If an inactivity interrupt has occurred
                        if(activityInterrupt)
                        {
                                accel_spi_fetch(accel_spi_buffer,
SPI_ACCEL_INTSOURCE_reg, 1,0);

                                if (accel_spi_buffer[0] & inactivityFlag)
                                {
                                        while(accel_spi_buffer[0] & inactivityFlag)
                                        {
                                                accel_spi_fetch(accel_spi_buffer,
SPI_ACCEL_INTSOURCE_reg, 1,0);
                                        }

                                        //Put the device in sleep mode
                                        deviceMode |= DEVMODE_SLEEP;
```

```
                                }
                                activityInterrupt = 0;

                        }//if(activityInterrupt)
/****************************** ADC BATTERIE ******************************/

                        //Battery is measured each 5 minutes in active mode
                        if(timeToMeasureVbattFlag == 1)
                        {
                                //Read VBatt and record it in VBatt file (timestamp
automatically added)
                                Vbatt_processing(ptrVBattFile);
                                RTC32.SYNCCTRL = RTC32_SYNCCNT_bm;
                                while(RTC32.SYNCCTRL & RTC32_SYNCCNT_bm);
                                RTC32.COMP = read_RTC32() + TIMEMSRVBATTACTIVE;
                                timeToMeasureVbattFlag = 0;

                                //we must count 30 minutes before close accel and GPS
files and open others
                                countTimeFilesRotation++;
                        }
///********************************** RTC 32 **********************************/
                        if(newSecondFlag ==1)
                        {
                                //new second, we read 50 values of accelerometer
                                nbrAccelSamples = 0;

                                sumVariationAccel();

                                //Add timestamp to the accelerometer file
                                RTC32_processing(ptrRTC32File);
                                newSecondFlag = 0;

                                if(atHome)
                                {
                                        //If we are at home for 1 minute, put the GPS in
hibernate mode
                                        if(read_RTC32()-timePlaceDetected == 60)
                                        {
                                                PORT_LED_RED.OUTCLR = LED_RED_bm;

                                                //Set GPS in hibernate mode
                                                if(PORT_GPS_WAKEUP.IN & GPS_WAKEUP_bm)
                                                {
                                                        PORT_GPS_ONOFF.OUTSET =
GPS_ONOFF_bm;

                                                        _delay_ms(100);
                                                        PORT_GPS_ONOFF.OUTCLR =
GPS_ONOFF_bm;
                                                }

        timeAtHome = read_RTC32();

        sprintf((char *)bufferSD, "RTC32:%04d/%02d/%02d,%02d:%02d:%02d AT HOME 60s\r\n", \
                        SystemDate.year, SystemDate.month, SystemDate.day,\
                        SystemDate.hour, SystemDate.minute, SystemDate.second);
        idx = 0;
        while(bufferSD[idx])
```

```
	{
		idx++;
	}
	fwriteSD(ptrRTC32File,bufferSD,idx);
 }

                                        //If the variation in the activity of the last 30
seconds is superior to the threshold, we verify if we moved out of the place
                                        if(sumVariations[0] > THRESHHOME &&
(read_RTC32()-timePlaceDetected > 120))
                                        {
                                                //Set GPS in navigation mode
                                                if(!(PORT_GPS_WAKEUP.IN & GPS_WAKEUP_bm))
                                                {
                                                        PORT_GPS_ONOFF.OUTSET =
GPS_ONOFF_bm;
                                                        _delay_ms(100);
                                                        PORT_GPS_ONOFF.OUTCLR =
GPS_ONOFF_bm;
                                                }
                                                timeTestLocationHome = read_RTC32();

                                                //Enable place detection
                                                ecritureHome = 1;
                                                placeDetected = 0;

                                                sprintf((char *)bufferSD,
"RTC32:%04d/%02d/%02d,%02d:%02d:%02d OUT OF HOME ACTIVITY\r\n", \
                                                        SystemDate.year, SystemDate.month,
SystemDate.day,\
                                                        SystemDate.hour, SystemDate.minute,
SystemDate.second);
                                                idx = 0;
                                                while(bufferSD[idx])
                                                {
                                                        idx++;
                                                }
                                                fwriteSD(ptrRTC32File,bufferSD,idx);
                                        }
                                    }
                                     else if(SystemDate.hour == HOUREXITPLACE &&
SystemDate.minute == MINUTEEXITPLACE && SystemDate.second == SECONDEXITPLACE)
                                    {
                                        //Set GPS in navigation mode
                                        if(!(PORT_GPS_WAKEUP.IN & GPS_WAKEUP_bm))
                                        {
                                            PORT_GPS_ONOFF.OUTSET = GPS_ONOFF_bm;
                                            _delay_ms(100);
                                            PORT_GPS_ONOFF.OUTCLR = GPS_ONOFF_bm;
                                        }

                                        timeTestLocationHome = read_RTC32();

                                        //Enable place detection
                                        ecritureHome = 1;
                                        placeDetected = 0;
```

```
                                        sprintf((char *)bufferSD,
"RTC32:%04d/%02d/%02d,%02d:%02d:%02d OUT OF HOME TIME \r\n", \
                                        SystemDate.year, SystemDate.month,
SystemDate.day,\
                                        SystemDate.hour, SystemDate.minute,
SystemDate.second);
                                        idx = 0;
                                        while(bufferSD[idx])
                                        {
                                                idx++;
                                        }
                                        fwriteSD(ptrRTC32File,bufferSD,idx);
                                 }

                                countLongLatRecord++;
                        }
///***************************************** SD FILES*******************************/
                        //Rotate accel and GPS files each 30 minutes
                        if(countTimeFilesRotation == 6)
                        {
                                countTimeFilesRotation = 0;
                                //Close open files
                                fcloseSD(ptrGPSFile);
                                FileCountGPS++;
                                fcloseSD(ptrAccelFile);
                                FileCountAccel++;
                                fcloseSD(ptrVBattFile);
                                FileCountVBatt++;
                                fcloseSD(ptrRTC32File);
                                FileCountRTC32++;

                                //Open new ones
                                //Open (or create) GPS file
                                snprintf((char *)filenameBuffer, 32, "MS-GPS-%04X.txt",
FileCountGPS);
                                ptrGPSFile = fopenSD((char *)filenameBuffer);
                                //Open (or create) accel file
                                snprintf((char *)filenameBuffer, 32, "MS-ACCEL-
%04X.txt", FileCountAccel);
                                ptrAccelFile = fopenSD((char *)filenameBuffer);
                                //Open (or create) VBatt file
                                snprintf((char *)filenameBuffer, 32, "MS-VBATT-
%04X.txt", FileCountVBatt);
                                ptrVBattFile = fopenSD((char *)filenameBuffer);
                                //Open (or create) RTC32 file
                                snprintf((char *)filenameBuffer, 32, "MS-RTC32-
%04X.txt", FileCountRTC32);
                                ptrRTC32File = fopenSD((char *)filenameBuffer);
                        }
                }
            }//if(deviceMode & DEVMODE_ACTIVE)
    }//while(1)

    if(openFiles)
    {
            fcloseSD(ptrGPSFile);
            FileCountGPS++;
            fcloseSD(ptrAccelFile);
```

```
			FileCountAccel++;
			fcloseSD(ptrVBattFile);
			FileCountVBatt++;
			fcloseSD(ptrRTC32File);
			FileCountRTC32++;
			openFiles = 0;
		}

		fat_close_dir(SDCard.rootDir);
		fat_close(SDCard.fileSystem);
		partition_close(SDCard.partition);

		//Stop GPS software to remove power
		sprintf((char *)commandbuffer, "$PSRF117,16*0B\r\n");
		AddNMEAChecksum(commandbuffer, 50);

		GPS_SendCommand(commandbuffer,0);
		_delay_ms(100);

		PORT_LEDB_GREEN.OUTSET = LEDB_GREEN_bm;
		PORT_LEDB_RED.OUTSET = LEDB_RED_bm;
		PORT_LED_RED.OUTSET = LED_RED_bm;
}

ISR(SWITCH_INT0_vect, ISR_BLOCK)
{
		//If rising edge look the time of the beginning of the push
		if(PORT_SWITCH.IN & SWITCH_bm)
		{
			startButtonPushed = read_RTC32();
			pushed=1;
		}
		else
		{
			timePushed = read_RTC32() - startButtonPushed;
			pushed=0;
			touch = 1;

			//If falling edge, look how many seconds the button were pushed
			if (timePushed > 2 && timePushed <= 5)
			{
				if(deviceMode & DEVMODE_MEASURE)
				{
					deviceMode &= ~DEVMODE_MEASURE;
				}
			}
			else
			{
				//Error, do nothing
			}
		}

}
```