

# Quantification de l'activité physique par accélérométrie

TANGUY Philippe

24th August 2007



## **Résumé**

Ce rapport est une présentation du stage, de son environnement et du travail réalisé. Il s'est déroulé au sein du laboratoire M2S Université de RENNES 2. Le stage s'inscrit dans un projet de recherche pluridisciplinaire dont les objectifs sont la quantification de l'activité physique et une application in vivo sur une classe d'école primaire. Dans un premier temps, mon travail s'est porté sur la réalisation d'un exposé à propos de systèmes de mesure de la fréquence cardiaque pouvant être utilisés dans l'application finale du projet. Enfin, je me suis consacré à la partie traitement du signal. Le but a été la réalisation d'un algorithme permettant une classification de signaux accélérométriques afin de reconnaître des activités physiques.

### **Abstract**

This report describes the environment and the work made during the work experience placement. It was carried out within laboratory M2S Université of RENNES 2. This internship is in keeping with the general pattern of a multidisciplinary research project whose the aims are the quantification of the physical activity and an in vivo application on a primary school class. Firstly, I have made a presentation about differents devices who measure the heart frequency and who can be used in the final application of the project. Furthermore, I worked on signal processing. The purpose was the realization of an algorithm who can recognize the physical activity.

# Table des matières

<b>I</b>	<b>Présentation du stage</b>	<b>3</b>
<b>1</b>	<b>Description des projets PucCom-Santé/SVP</b>	<b>4</b>
1.1	Cadre général . . . . .	4
1.2	Problématique . . . . .	5
1.3	Description de l'application in vivo . . . . .	5
1.4	Etat d'avancement du projet . . . . .	6
<b>2</b>	<b>Présentation lieu du stage</b>	<b>7</b>
<b>3</b>	<b>Présentation du sujet de stage</b>	<b>8</b>
3.1	Objectif . . . . .	8
3.2	Description du matériel exploité . . . . .	8
<b>II</b>	<b>Présentation du travail</b>	<b>11</b>
<b>4</b>	<b>Traitement du signal</b>	<b>12</b>
4.1	Introduction . . . . .	12
4.2	Conditions expérimentales . . . . .	12
4.2.1	Contexte général . . . . .	12
4.2.2	Position des capteurs . . . . .	13
4.2.3	Type d'activités réalisées . . . . .	13
4.2.4	Bilan sur l'expérimentation . . . . .	13
4.3	Programme d'analyse . . . . .	13
4.3.1	Introduction . . . . .	13
4.3.2	Analyse en composantes principales . . . . .	14
4.3.3	Intérêt du programme d'analyse . . . . .	14
4.3.4	Détail du programme . . . . .	14
4.4	Algorithme classification . . . . .	15
4.4.1	Introduction . . . . .	15
4.4.2	Arbre de décision . . . . .	15
4.4.3	Algorithme . . . . .	16
4.5	Détermination des opérateurs de projection . . . . .	16
4.5.1	Introduction . . . . .	16

4.5.2	Détermination opérateur pour la séparation statique et dynamique . . . . .	16
4.5.3	Détermination opérateur séparation marche/course . .	19
4.6	Test de l'algorithme . . . . .	20
4.6.1	Introduction . . . . .	20
4.6.2	Résultat séparation statique dynamique . . . . .	20
4.6.3	Résultat séparation marche course . . . . .	20
<b>5</b>	<b>Cardiofréquencemètre</b>	<b>23</b>
5.1	Introduction . . . . .	23
5.2	Cahier des charges . . . . .	23
5.3	Chaîne d'acquisition/transmission classique d'un électrocar- diogramme . . . . .	23
5.4	Capteurs . . . . .	24
5.5	Systèmes développés en recherche universitaire . . . . .	25
5.5.1	Projet au MIT . . . . .	25
5.5.2	Projet CODEBLUE à Harvard . . . . .	26
5.5.3	Projet de "The University of Alabama in Huntsville" .	26
5.6	Systèmes du commerce . . . . .	27
5.7	Conclusion . . . . .	27

# Table des figures

1.1	Application in vivo . . . . .	5
3.1	Accéléromètre dans son boîtier . . . . .	9
3.2	Vue d'ensemble d'une mesure . . . . .	9
4.1	Arbre décision . . . . .	15
4.2	Algorithme . . . . .	17
4.3	ACP : séparation statique dynamique . . . . .	18
4.4	ACP : séparation marche course . . . . .	19
4.5	Marche 6 kmh 0% hanche gauche Guillaume . . . . .	21
4.6	Résultat séparation statique dynamique : Marche 6 kmh 0% Guillaume . . . . .	21
4.7	Alternance marche 5 kmh course 10 kmh jambe Anthony . . . . .	22
4.8	Résultat séparation marche course : Alternance marche 5 kmh course 10 kmh jambe Anthony . . . . .	22
5.1	Chaîne d'acquisition/transmission d'un électrocardiogramme . . . . .	24
5.2	Oxymètre . . . . .	24
5.3	Ceinture cardiofréquencemètre . . . . .	24
5.4	Electrode . . . . .	25
5.5	Textiles intelligents . . . . .	25
5.6	Schéma de principe . . . . .	26
5.7	Carte projet CODEBLUE . . . . .	26
5.8	Système Cardionet et Cardguard . . . . .	27
5.9	Système Toumaz Sensium . . . . .	27





# Introduction

Le stage dont ce rapport fait l'objet se déroule dans le cadre de la formation de deuxième année au Diplôme d'Ingénieur en Informatique et Communication (DIIC) option TST (Traitement du Signal et Télécommunications) de l'IFSIC (Institut de Formation Supérieure en Informatique et Communication).

Il débuta le 11/06/2007 et prendra fin le 30/09/2007.

La thématique du sujet fait appel à des notions de traitement du signal mais aussi de télécommunications & réseau dans la mesure où le travail à réaliser doit s'intégrer dans un réseau de capteurs.

Le document est partagé en deux parties de plusieurs chapitres. La première présente le cadre générale du projet dans lequel le stage s'inscrit. Les chapitres 1, 2 et 3 ont pour objectif de décrire l'environnement du stage dans sa globalité et les différents acteurs y participant afin de mieux en saisir la place et la problématique. La deuxième partie est quant à elle axée sur le travail réalisé pendant le stage. Le chapitre 4 sous le nom de traitement du signal expose le travail principal dont le but est la classification des mouvements à partir de données accélérométriques en vue de quantifier le mouvement physique. Le chapitre 5 explique la recherche d'une solution pour un cardiofréquencemètre pouvant s'intégrer le plus facilement possible dans le réseau de capteur.



Première partie

Présentation du stage

# Chapitre 1

## Description des projets PucesCom-Santé/SVP

### 1.1 Cadre général

Ce stage s'inscrit en réalité dans deux projets : PucesCom-Santé<sup>1</sup> et SVP<sup>2</sup>, qui ont été labellisés par la région pour le premier et l'ANR<sup>3</sup> pour le second.

Le projet PucesCom-Santé a obtenu des finances dans le cadre d'un Programme de Recherche d'Initiative Régionale (PRIR). Les objectifs des PRIR étant le renforcement de la compétitivité de la recherche en Bretagne, ainsi que des équipes régionales sur des thématiques d'intérêt socio-économique pour la région et la mise en réseaux des laboratoires bretons. Ce type de financement est réservé aux établissements d'enseignement supérieur et de recherche et aux organismes de recherche publics implantés en Bretagne. Le projet a pour but d'explorer l'utilisation d'un réseau de capteurs de données biométriques pour le suivi de l'activité physique et de la dépense énergétique d'une population. Le porteur de ce projet qui débuta en avril 2006 pour une durée de trois années est Jacques PRIOUX<sup>4</sup>

Le projet SVP est quant à lui financé par l'ANR. Il a été labellisé en octobre 2005 dans le cadre du Réseau National pour la Recherche en Télécommunications (RNRT). Ce projet a pour objectif de réaliser une architecture de réseau de capteurs et des expérimentations in vivo au sein de deux types d'applications indépendantes et complémentaires. L'une des deux vise à monitorer l'activité physique afin de surveiller l'obésité chez les jeunes. C'est là qu'intervient le laboratoire M2S.

---

<sup>1</sup><http://www.irisa.fr/R2D2/PucesCom/>

<sup>2</sup>SurVeiller & Prévenir : <http://svp.irisa.fr/>

<sup>3</sup>Agence Nationale de la Recherche

<sup>4</sup>Professeur et directeur du département EPS à l'ENS CACHAN antenne de Bretagne

## 1.2 Problématique

La première cause de mortalité en France est due aux maladies cardiovasculaires. En outre, l'on peut observer une augmentation des maladies métaboliques telles que l'obésité ou le diabète dans les sociétés occidentales. Il semblerait que les modifications du comportement alimentaire n'expliquent pas en totalité cela. Par contre, certains résultats laissent penser qu'un des principaux facteurs de la surcharge pondérale serait la diminution de la dépense énergétique journalière liée à la sédentarisation progressive des populations industrialisées.

On comprend alors aisément l'intérêt du projet. À terme, il est prévu une mesure en temps réel des dépenses énergétiques consécutives à l'activité réalisée par un groupe d'enfants d'une classe de CM1/CM2 au cours d'une journée d'école.

Un deuxième intérêt de l'application *in vivo* se trouve avec le réseau de capteurs sans fil dont le développement est à la charge de l'irisa<sup>5</sup>.

## 1.3 Description de l'application *in vivo*

Afin de valider les hypothèses sur l'influence de l'activité physique au quotidien, il est prévu de faire des mesures sur un groupe d'enfants lors d'une journée d'école. La figure suivante présente un aperçu de l'application.



FIG. 1.1 – Application *in vivo*

Chaque enfant portera un nombre de capteurs non défini à ce jour ainsi qu'un nœud de transmission sans fil pour réaliser le transport des données. Cette application impose de trouver des solutions particulières renseignant

---

<sup>5</sup>Institut de Recherche en Informatique et Systèmes Aléatoires

sur l'activité physique. En effet, les appareils de mesure placés sur les enfants doivent être non invasif et ergonomique.

## **1.4 Etat d'avancement du projet**

Le projet PucésCom-Santé dans le cadre de la quantification du mouvement physique a été scindé en trois étapes d'une année chacune. Les objectifs de la première étape étaient de faire un état de l'art des différentes méthodes pour la quantification de l'activité physique et d'arrêter un choix technologique. Il a été décidé d'utiliser des accéléromètres couplés à un cardiofréquencemètre.

## Chapitre 2

# Présentation lieu du stage

Ce stage a été proposé par le département EPS de l'ENS CACHAN antenne de Bretagne dont le site est sur le campus de Ker Lann à Bruz.

*"Celui-ci a pour vocation de devenir un centre de recherche en science du sport mais aussi un haut lieu de réflexion sur l'EPS via notamment sa préparation à l'agrégation externe en EPS"*<sup>1</sup>. Le département EPS a comme appui pour les sciences de la vie et de l'ingénieur le laboratoire M2S (Mouvement Sport Santé) de l'université de RENNES 2.

Mon stage s'est alors déroulé physiquement au sein du laboratoire M2S. La thématique de ce laboratoire se situe dans la compréhension du mouvement humain en associant des compétences en biomécanique, physiologie et modélisation&simulation.

On peut citer à titre d'exemples quelques projets :

- MKM : Moteur d'animation d'humanoïdes synthétiques.
- PucCom-Santé/SVP (Surveiller & Prévenir) : Projets dans lesquels s'inscrit le stage.
- Kameleon : Ce projet cherche à exploiter des masses de données anatomiques internes et externes pour l'étude des structures squelettiques des vertébrés.

---

<sup>1</sup>mot du directeur : Jacques Prioux

## Chapitre 3

# Présentation du sujet de stage

### 3.1 Objectif

Ce stage prend place dans la deuxième étape du projet PucésCom-Santé. Elle a pour but la quantification de l'activité physique par accélérométrie. Le principal objectif du stage est la réalisation d'un algorithme permettant la classification des signaux accélérométriques dans des classes correspondants à des types d'activités comme la marche, la course, etc. ... . A partir de ces résultats, la quantification de la dépense énergétique d'une activité pourra être faite.

De plus, j'ai aussi eu pour consigne de faire un état des lieux des méthodes de recueil de la fréquence cardiaque pouvant s'intégrer avec les accéléromètres dans le réseau de capteurs. En effet, La fréquence cardiaque sera un indice supplémentaire pour aider le classement des signaux.

### 3.2 Description du matériel exploité

La mesure des mouvements se fait à l'aide d'accéléromètres trois axes (xyz) de chez freescale. La figure qui suit en présente un dans son boîtier réalisé au sein de l'ENS CACHAN antenne de Bretagne.

L'acquisition des données est réalisée par un boîtier porté par le sujet. Il comprend un microcontrôleur qui s'occupe de la conversion analogique numérique et de la gestion de la transmission via un module oem Xbee utilisant le protocole de transmission Zigbee.

Les données sont alors recueillies par voix hertzienne via un récepteur oem Xbee et une liaison usb sur un ordinateur portable de préférence car la portée de ce genre de module n'est pas très grande (environ 30 m en intérieur et 100 m en extérieur champs libre).

Ensuite, un logiciel dédié s'occupe d'enregistrer les signaux dans un fichier excel et permet aussi une visualisation temps réel.





FIG. 3.1 – Accéléromètre dans son boîtier

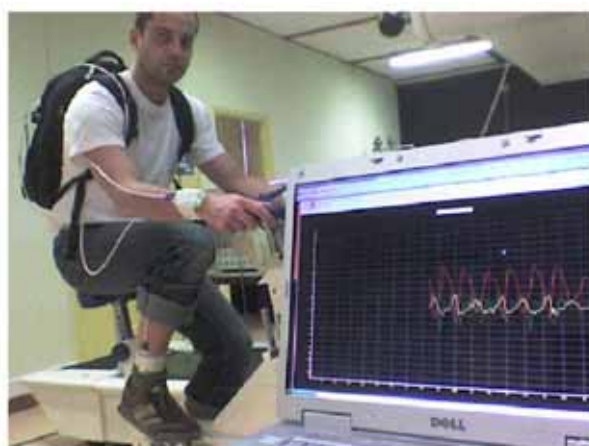


FIG. 3.2 – Vue d'ensemble d'une mesure

Enfin, la partie dans laquelle j'interviens s'occupe du traitement de ces signaux sous matlab afin de définir une algorithmie adéquate pour classer les signaux en fonction de l'activité physique à laquelle ils correspondent. Cette partie sera décrite en détail dans le chapitre suivant.



Deuxième partie

Présentation du travail

## Chapitre 4

# Traitement du signal

### 4.1 Introduction

Nous utilisons des capteurs accélérométriques qui délivrent trois signaux électriques selon les directions x, y et z en fonction du mouvement exercé sur eux. L'objectif sera de les traiter de façon à en extraire le minimum d'information pour déterminer à quels types de mouvements ils se rattachent.

Néanmoins, l'ensemble des opérations de traitement ne peut pas être embarqué sur le capteur car il faut réduire la consommation d'énergie au maximum. De plus, si nous transmettons directement les signaux accélérométriques nous risquons de saturer le réseau. En effet, un enregistrement à 30Hz codé sur 12 bits pour 5 capteurs triaxiaux fourni 5400 bit/s. Par contre, un ensemble d'une dizaine de paramètres (des nombres) représentatifs codés sur 12 bits, ne demanderait que 120 bit/s et un traitement embarqué réduit.

La définition de classes de mouvements (marche, course, ...) sera à faire et tout le problème va être ensuite d'assimiler les signaux aux bonnes classes. Le travail va alors s'axer sur la recherche des meilleurs estimateurs possibles ainsi que sur le meilleur traitement pour que la reconnaissance de l'activité physique soit la bonne et s'intègre dans le réseau de capteurs.

Toutes les étapes menant à la construction de l'algorithme ainsi que ses premiers résultats vont être présentés dans les sections suivantes.

### 4.2 Conditions expérimentales

#### 4.2.1 Contexte général

La mesure repose sur la récupération de signaux de nature électrique venant d'accéléromètres placés sur un individu. Les mouvements de plusieurs

personnes ont été enregistrés au cours d'une première campagne de tests pour des activités de différentes nature telles que la marche, la course, la marche avec charges etc ... . Ces mesures ont fait l'objet en parallèle d'une quantification de l'énergie par une tout autre technique dont le principe de base est de récupérer grâce à un masque la consommation d'oxygène. Les résultats de celle-ci serviront plus tard à lier la nature d'une activité déterminée par l'algorithme de classification à sa dépense énergétique.

#### **4.2.2 Position des capteurs**

La position ainsi que le nombre des capteurs ne sont pas des paramètres à négliger. Cependant, l'application finale impose certaines contraintes comme l'ergonomie, l'aspect portable et donc une faible consommation. Il faut alors envisager de réduire le nombre de capteurs et faire en sorte que leurs emplacements soient le moins gênant possible. Pour toutes ces raisons il faudra trouver un juste équilibre permettant d'avoir une certaine confiance dans l'algorithme de classification.

Au cours de la campagne de mesure le placement de trois capteurs à la jambe droite, la hanche gauche et au poignet droit a été préféré.

#### **4.2.3 Type d'activités réalisées**

L'expérimentation a été menée par Steven GASTINGER qui s'occupe de la partie physiologique du projet. Les tâches ont consistées en des marches avec charge, sans charge pour des pentes de 0, 5 et 10%, un travail intermittent de marche course et cela pour des temps d'exécution différents.

#### **4.2.4 Bilan sur l'expérimentation**

Toutes les mesures n'ont pas été parfaites à cause de problèmes liés aux déconnexions passagères des câbles. Néanmoins, un nombre suffisant de mesures a pu être enregistré.

### **4.3 Programme d'analyse**

#### **4.3.1 Introduction**

Un programme d'analyse des signaux enregistrés a été réalisé sous matlab par Warren GUISTEL et Anthony SOREL. Il a été décidé d'utiliser une technique d'analyse de données : l'analyse en composantes principales (ACP). Celle-ci permettra de définir un opérateur de projection dont l'utilisation sera faite dans l'arbre de décision pour réaliser la classification des mouvements.

### 4.3.2 Analyse en composantes principales

#### Objectif d'une ACP

L'ACP est une méthode d'analyse factorielle qui est généralement utilisée par les statisticiens. Elle permet de représenter un ensemble de données dans un sous espace en regroupant les plus corrélées entres elles afin d'en réduire les dimensions.

#### Principe général

Soit un nuage de  $n$  points dans un espace  $E$  de dimension  $p$ . Nous voulons expliciter les relations entre ces données. Nous allons alors chercher un nouvel espace de représentation  $F$  sous espace de  $E$ . La détermination du sous espace sera telle que la moyenne des carrés des distances entre points projetés soit maximale.

#### Mise en oeuvre

La mise en oeuvre sous matlab est assez simple puisque cette méthode est déjà implémenté et utilisable à l'aide de la toolbox Statistics. Lorsque l'on y regarde de plus près on remarque qu'elle utilise une décomposition en valeur singulière (SVD) et que les données de la matrice passée en argument à la fonction seront centrées.

### 4.3.3 Intérêt du programme d'analyse

Le programme d'analyse où l'acp joue un rôle certain sera donc une étape de prétraitement qui visera à réduire le jeux des données extraites des signaux. De plus, dans l'algorithme finale l'ACP ne sera pas utilisée en temps que tel. En effet, le passage du nuage de données à un sous espace satisfaisant pour envisager une classification ne nécessitera ensuite qu'un opérateur de projection. Celui-ci sera déterminé grâce à l'ACP lors de l'étape d'analyse faite au laboratoire.

La difficulté qui va suivre résidera dans le choix d'un opérateur de projection suffisamment stable au variabilité de mouvement entre les individus pour un même type d'activité mais aussi suffisamment discriminant pour réaliser une bonne classification.

### 4.3.4 Détail du programme

Le programme dans son architecture globale suit les étapes suivantes :

- chargement des signaux.
- extraction des caractéristiques par fenêtres de 3 secondes.
- acp.

- détermination opérateur de projection et enregistrement dans un fichier texte.
- affichage : inertie des composantes principales, projection dans le nouvel espace.

Chaque capteur délivre trois signaux correspondants aux axes x, y et z. Les caractéristiques extraites d'un signal au cours d'une fenêtre de 3 secondes sont les suivantes : moyenne, amplitude maximum, amplitude minimum, range = écart entre l'amplitude max et min, l'énergie, fréquence fondamentale, l'énergie du fondamental, aplatissement de la courbe.

L'extraction des caractéristiques (Features) faite, nous avons alors un jeu de données pour une fenêtre de 3 secondes. Une matrice est ensuite constituée avec comme colonnes les caractéristiques de chaque composantes x, y et z et comme lignes les différents échantillons au cours du temps.

On réalise l'acp et on en extrait l'opérateur de projection que l'on enregistre dans un fichier texte. Enfin, on affiche le résultat de la projection dans le nouvel espace constitué des trois composantes principales et l'on affiche aussi l'inertie de chacune pour connaître l'importance de celles-ci.

## 4.4 Algorithme classification

### 4.4.1 Introduction

J'ai choisi de présenter maintenant l'algorithme de classification afin d'avoir une vue de l'objectif à atteindre. Ensuite, je présenterais dans les sections suivantes la détermination des opérateurs de projections.

La répartition des données dans les classes se fera selon un arbre de décision préalablement défini par nos soins.

### 4.4.2 Arbre de décision

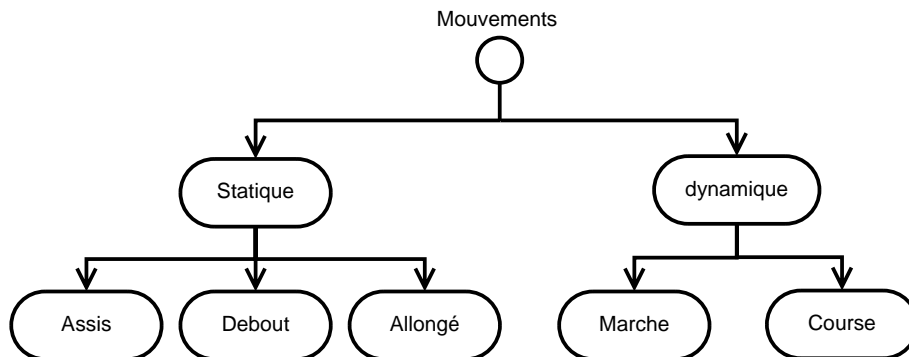


FIG. 4.1 – Arbre décision

Le présent arbre de décision a été fait simple afin de réaliser un premier algorithme de classification. Dans le futur, il aura plus de branches et de feuilles pour que la reconnaissance des mouvements soit plus précise.

### 4.4.3 Algorithme

Le programme implémenté sous matlab suit l'algorithme que l'on peut observer à la figure qui suit. Celui-ci, va permettre de classer les mouvements selon l'arbre de décision.

La sélection des caractéristiques (Features) et de l'opérateur pour la projection varient selon le noeud où l'on se situe dans l'arbre de décision. Ces paramètres ont été préalablement définis à l'aide du programme d'analyse dont le détail est fait dans la section suivante.

La décision puis la classification se font grâce à un seuillage que l'on aura défini pendant la phase d'analyse. De plus, la définition du seuil est empirique et est expliqué dans la section suivante.

## 4.5 Détermination des opérateurs de projection

### 4.5.1 Introduction

L'ACP nous permet d'analyser les caractéristiques des signaux les plus corrélées et les regroupe alors en cluster (amas). La détermination d'un opérateur de projection se fera suite à une ACP et une interprétation de notre part pour juger au mieux de sa pertinence. Il permettra alors la séparation des signaux en classes suivant l'algorithme présenté à la section précédente. Comme il utilise un seuillage, il est indispensable que la projection permette la meilleure discrimination entre les classes. Il nous faudra alors bien choisir les caractéristiques et la dimension du sous espace tout en pensant à réduire le coût calcul.

### 4.5.2 Détermination opérateur pour la séparation statique et dynamique

La séparation statique dynamique est la première étape de séparation dans l'algorithme. Toutes les Features utilisés ensemble lors de l'acp ne donnent pas forcément une bonne séparation. La détermination des caractéristiques s'est alors faite en cherchant le bon cocktail avec le moins de Features possible.

A ce niveau dans l'arbre de décision, les mouvements sont multiples pour l'algorithme. En effet, si le mouvement est dynamique, cela peut être une course ou bien une marche ou encore du vélo ... . Et comme la décision/classification doit se faire sur un seuil il faut prendre en compte un



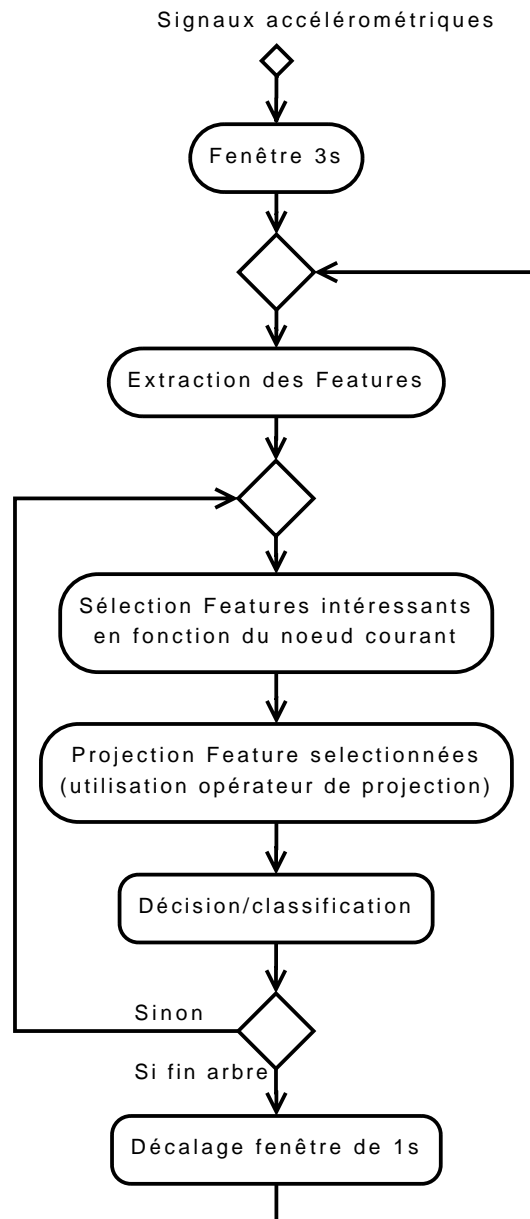


FIG. 4.2 – Algorithme

grand nombre de mouvements physiques. J'ai donc choisi de rassembler le maximum de mesure pour appliquer l'acp et déterminer un opérateur de projection convenable. Les mesures qui ont été choisies sont des mesures de marche à différentes vitesses (pente de 0%) pour différents individus. Celles-ci comportaient toutes une partie statique en début d'enregistrement avant la partie marche.

Lors des essais j'ai essayé de réduire au maximum le jeu de caractéristiques et si possible de ne pas prendre toutes les composantes x, y ou z. De plus, mon objectif était de faire un seuil sur la première composante principale car l'inertie de celle-ci dépassait les 50%.

Le jeu de caractéristiques (Features) que j'ai utilisé pour l'acp a été le suivant : RangeX1 RangeY1 RangeZ1 RangeX2 RangeY2 RangeZ2 RangeX3 RangeY3 RangeZ3 nrjX1 nrjY1 nrjZ1 nrjX2 nrjY2 nrjZ2 nrjX3 nrjY3 nrjZ3 (où RangeX1 est la caractéristique Range pour l'axe X du capteur 1).

### Résultat obtenu

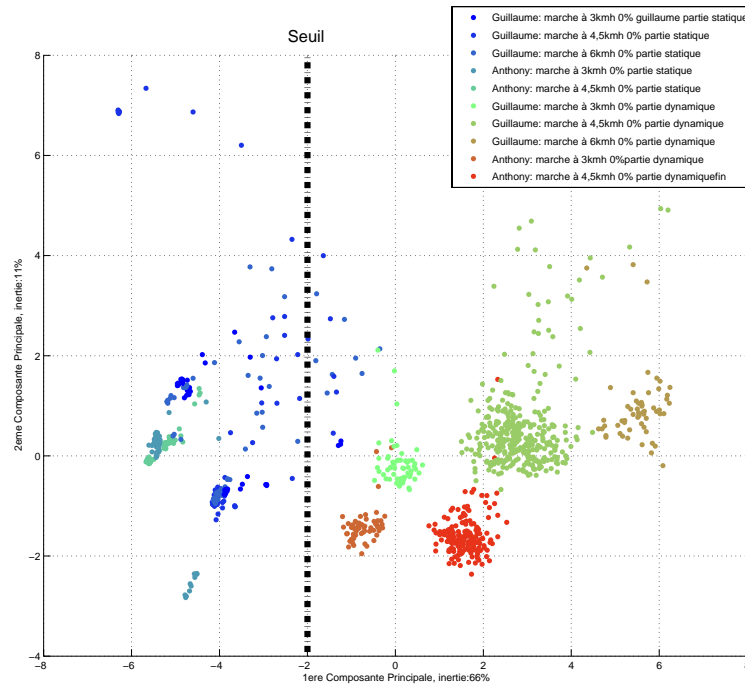


FIG. 4.3 – ACP : séparation statique dynamique

La détermination du seuil s'est faite selon la première composante principale (abscisse) du fait de son inertie à 66%. On peut observer sur la figure que les données sont regroupées en amas, que chaque amas statique est dans une même zone du plan et que les amas dynamique sont dans l'autre. Toutefois, quelques points, surtout des données statiques, se retrouvent éparpillés allant de la zone statique à la partie dynamique du plan. J'ai choisi de négliger ces points car j'ai fait l'hypothèse qu'il s'agissait de transition entre le

statique et le dynamique. J'ai donc placé le seuil à -2.

### 4.5.3 Détermination opérateur séparation marche/course

L'opérateur de séparation marche/course a été déterminé à l'aide des mesures alternance marche/course. Le sujet marchait sur tapis roulant à 5 kmh puis après un certain temps il devait courir à 10 kmh et cela plusieurs fois. Pour faire l'ACP, j'ai réuni ce type de mesure pour différents individus.

L'objectif était aussi ici d'avoir un seuil selon la première composante principale. Le jeu de caractéristiques (Features) que j'ai utilisé pour l'ACP a été le suivant : RangeX1 RangeY1 RangeZ1 RangeX2 RangeY2 RangeZ2 RangeX3 RangeY3 RangeZ3.

#### Résultat obtenus

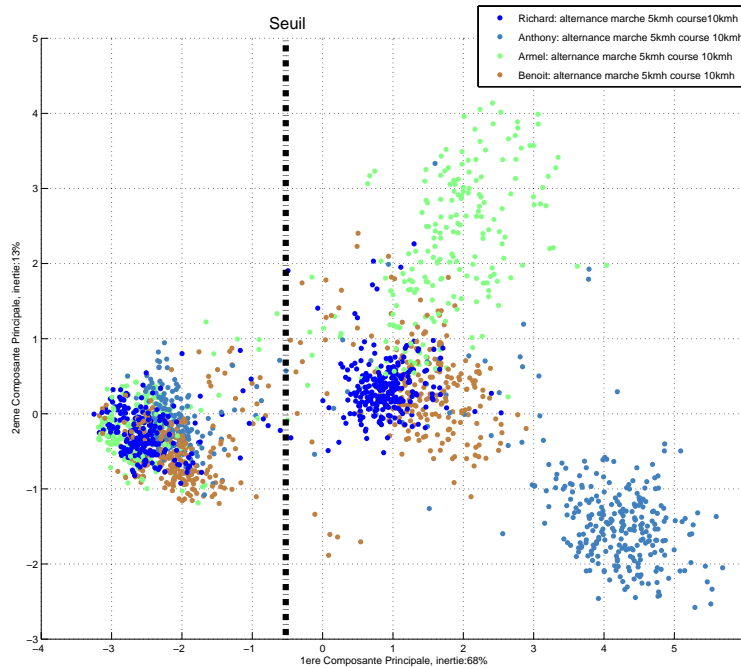


FIG. 4.4 – ACP : séparation marche course

On voit aisément sur la figure que les données se regroupent bien en amas pour chaque individu. Par ailleurs, ces amas se trouvent dans deux parties distinctes du plan, l'une représentant la marche et l'autre la course. J'ai alors choisi de placer le seuil à -0.5 en faisant encore l'hypothèse que les points éparpillés entre les deux parties étaient dû aux transitions.

## 4.6 Test de l'algorithme

### 4.6.1 Introduction

Afin de vérifier la robustesse de l'algorithme il a fallu effectuer des tests. Ceux-ci ont été réalisés pour un noeud seulement dans le but de constater la décision à l'endroit de l'arbre choisi.

### 4.6.2 Résultat séparation statique dynamique

La figure 4.5 est un enregistrement d'un capteur placé sur Guillaume lors d'une marche sur tapis roulant à 6 kmh pour une pente de 0%. Sur cette figure on peut voir le tracé des composantes x, y et z. On constate facilement à l'oeil nu deux phases distinctes. Le protocole pour cette mesure a été le suivant : au début de l'enregistrement le sujet est resté assis, il s'est levé lentement, puis il s'est mis à marcher et enfin il s'est assis. À partir de cela, on peut facilement en déduire que la partie plane est la statique et l'autre la dynamique.

Maintenant, il faut vérifier si l'algorithme arrive à déterminer les phases et leurs donner un sens. On peut vérifier sur la figure 4.6 que c'est bien le cas avec en rouge les phases statiques et en vert la phase dynamique.

Le test est ici concluant et a été aussi fait sur un set de mesures différentes avec de bons résultats. Il faut noter aussi que l'algorithme est robuste aux transitions entre les phases.

### 4.6.3 Résultat séparation marche course

Le test a été fait avec les mesures alternance marche 5 kmh course 10kmh sur tapis roulant. La démarche suivie pour cette mesure a été la suivante : sujet assis, sujet se lève, sujet marche, sujet court, sujet marche, sujet court, sujet marche, sujet court, sujet marche, sujet court, sujet marche, sujet court, sujet debout arrêté, fin enregistrement.

Sur la figure 4.8, on remarque que l'algorithme distingue bien toutes les phases marche course. Cependant, la phase statique en début d'enregistrement est classée en marche ce qui est normal puisque l'algorithme n'est testé que pour un noeud de l'arbre. Tous les enregistrements d'alternance ont été testés avec plus ou moins de succès. En effet, il semble que pour un sujet (Philippe) il a fallu réajuster le seuil pour avoir un résultat satisfaisant. Ce problème est probablement dû au fait que la correction des offsets sur les capteurs n'a pas été faite. Et comme les enregistrements n'ont pas été faits avec les mêmes accéléromètres à chaque fois cela a décalé légèrement les mesures.

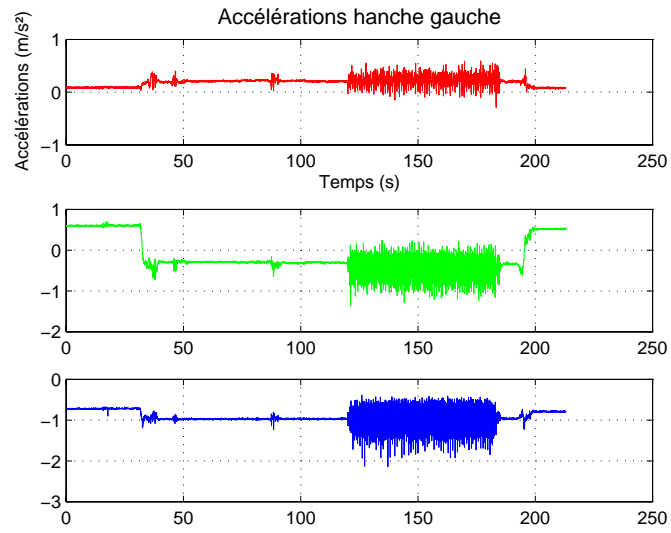


FIG. 4.5 – Marche 6 kmh 0% hanche gauche Guillaume

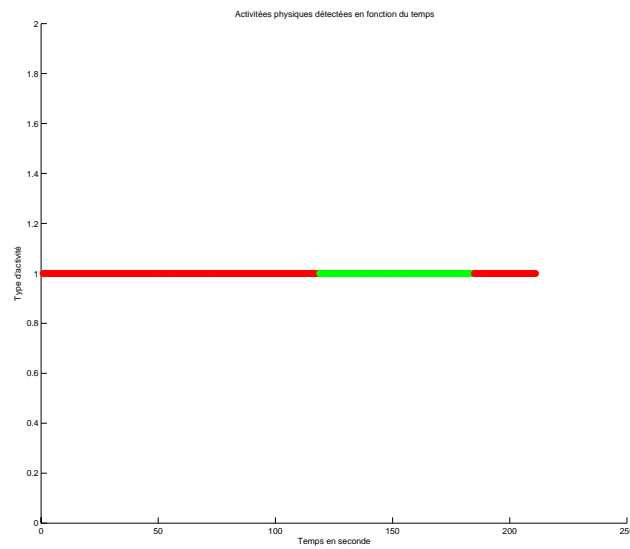


FIG. 4.6 – Résultat séparation statique dynamique : Marche 6 kmh 0% Guillaume

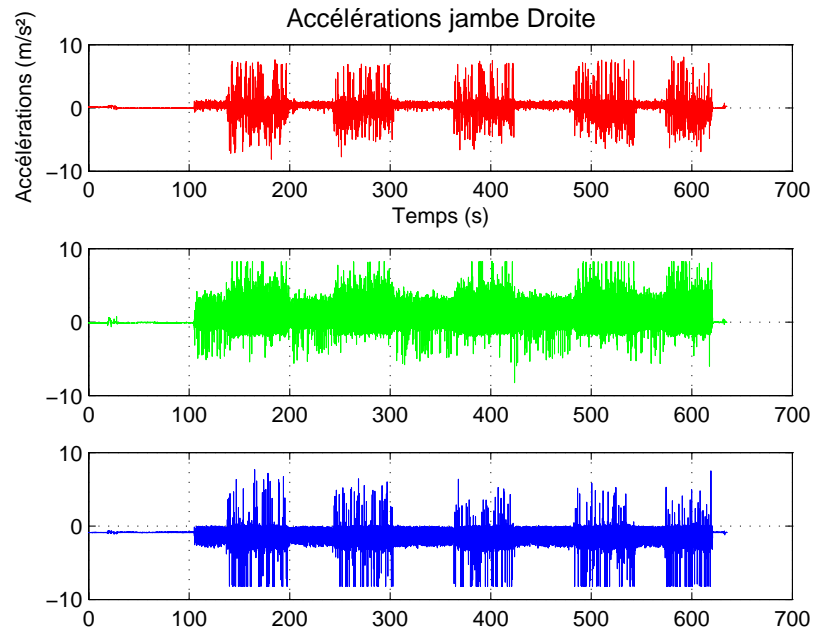


FIG. 4.7 – Alternance marche 5 kmh course 10 kmh jambe Anthony

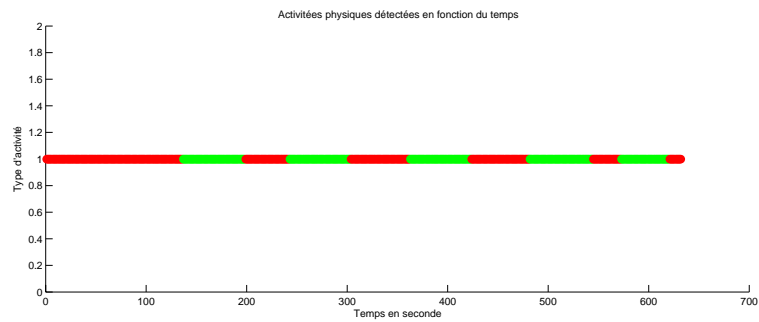


FIG. 4.8 – Résultat séparation marche course : Alternance marche 5 kmh course 10 kmh jambe Anthony

## Chapitre 5

# Cardiofréquencemètre

### 5.1 Introduction

Pour une meilleure quantification physique, la reconnaissance des mouvements sera couplée avec une mesure de la fréquence cardiaque. Ce paramètre essentiel ajoute alors un capteur supplémentaire dont l'information servira dans l'algorithme de classification pour séparer des efforts physiques proches les uns des autres. Il sera placé sur des individus tests qui en l'occurrence seront dans notre cas des enfants et devra s'inscrire dans le réseau de capteurs au même titre que les accéléromètres.

### 5.2 Cahier des charges

Afin de faire la meilleure recherche possible, je me suis fixé un cahier des charges. En effet, le projet par sa nature impose que le cardiofréquencemètre soit :

- Non invasif
- Ergonomique
- Précis (au sens d'une validation scientifique)
- Sans fil
- Intégrable au réseau de capteurs

### 5.3 Chaîne d'acquisition/transmission classique d'un électrocardiogramme

L'acquisition de la fréquence cardiaque se fait le plus classiquement selon le schéma de principe présenté à la figure suivante. Il convient alors de chercher les solutions optimales en suivant ce schéma.

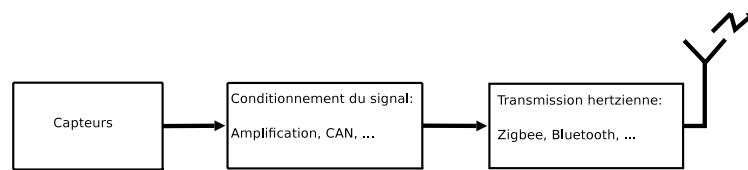


FIG. 5.1 – Chaîne d’acquisition/transmission d’un électrocardiogramme

## 5.4 Capteurs

Le choix des capteurs s’est avéré primordiale car c’est lui qui détermine l’ergonomie, le caractère non invasif du système mais aussi le reste de la chaîne de transmission du signal. Après une recherche, j’ai pu différencier plusieurs solutions envisageables :

- Capteur oxymétrique



FIG. 5.2 – Oxymètre

- Ceinture utilisée pour les sportifs (ceinture *Polar<sup>TM</sup>*)



FIG. 5.3 – Ceinture cardiofréquencemètre

- Electrodes classiques
- Textile. Tee-short Sensatex et addidas avec système *Polar<sup>TM</sup>*





FIG. 5.4 – Electrode



FIG. 5.5 – Textiles intelligents

## 5.5 Systèmes développés en recherche universitaire

Lors de ma recherche j'ai pu constater que certaines recherches en particulier en université ont déjà été faites. Dans la suite, je vais présenter celles qui m'ont parues les plus intéressantes.

### 5.5.1 Projet au MIT

Le projet MITes<sup>1</sup> au sein du MIT<sup>2</sup> a comme objectif de fournir un kit pour la mise en réseau sans fil d'une multitude de capteurs dans l'habitat. Mais ce qui nous intéresse ici c'est l'une de leurs applications qui vise à recueillir le rythme cardiaque. Le système est muni d'un capteur sans fil *Polar<sup>TM</sup>* (la ceinture), le récepteur *Polar<sup>TM</sup>* correspondant qui est relié à la MITes board ( qui permet de communiquer avec le réseau wireless). Le schéma de principe est exposé à la figure suivante.

<sup>1</sup>MIT environmenale sensors : <http://web.media.mit.edu/~emunguia/html/mites.htm>

<sup>2</sup>Massachusetts Institute of Technology

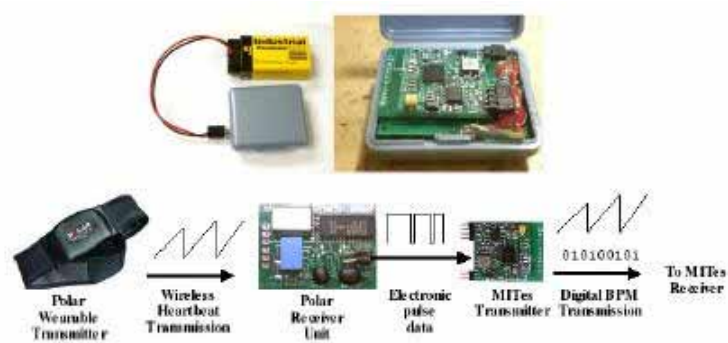


FIG. 5.6 – Schéma de principe

### 5.5.2 Projet CODEBLUE à Harvard

Ce projet est très similaire à PucCom-Santé. Ici, la fréquence cardiaque a été récupérée à l'aide d'électrodes classiques. Pour cela, ils ont réalisé une carte d'acquisition d'ecg qui s'intègre à un module de transmission comme on peut le voir dans la figure suivante. Mais ils se sont portés aussi sur une autre solution qui vise à récupérer le signal d'une ceinture d'un cardiofréquencemètre en l'occurrence une ceinture *Polar<sup>TM</sup>* grâce à un récepteur adéquate pour le transmettre à nouveau grâce au petit module de transmission de leur réseau de capteur.



FIG. 5.7 – Carte projet CODEBLUE

### 5.5.3 Projet de "The University of Alabama in Huntsville"

Ce projet va dans le même sens que le précédent pour l'acquisition de la fréquence cardiaque. En effet, il utilise lui aussi une ceinture *Polar<sup>TM</sup>* pour récupérer les battements du cœur pour l'utiliser à leur guise dans leur réseau de capteurs.

## 5.6 Systèmes du commerce

Il existe aussi des systèmes du commerce pouvant être utilisés et intégrés au projet. On peut citer tout d'abord les appareils utilisés lors d'activités sportives comme les ceintures *Polar<sup>TM</sup>* et le tee-shirt adidas/polar. D'autres ont fait le choix d'utiliser des capteurs type électrodes comme les systèmes Cardionet et Cardguard que l'on peut voir à la figure suivante.



FIG. 5.8 – Système Cardionet et Cardguard

Enfin, l'on peut parler d'un système très intéressant conçu par Toumaz une entreprise anglaise. Le concept est plutôt originale car le système ressemble à un pansement qui intègre les capteurs et le système de transmission comme on peut le voir sur la figure suivante.

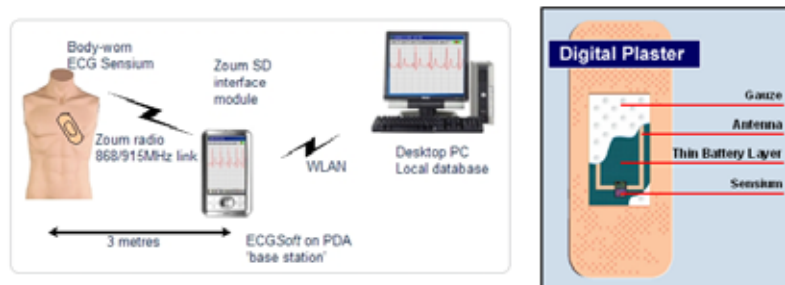


FIG. 5.9 – Système Toumaz Sensium

Après une première prise de contact avec l'entreprise, il faut noter que ce système n'est pas validé médicalement et que son prix est de l'ordre de £320 (520 euros).

## 5.7 Conclusion

Il convient de dire qu'aucun système n'a pleinement répondu au cahier des charges. Toutefois, si l'on fait quelques concessions sur l'ergonomie, plusieurs systèmes seront exploitables. Par contre, le fait que l'application doit

s'intégrer au réseau de capteurs implique que les systèmes devront être modifier en conséquence. Mais en ce qui concerne les systèmes commerciaux cela pose des difficultés.

# Conclusion

La partie cardiofréquence-mètre a fait l'objet d'une présentation au cours d'une réunion (le 04/07/2007), réunissant les acteurs du projet PucesCom-Santé, dont l'objectif était de faire un petit point sur le projet. Il en ressort après discussion que le système de la société Toumaz reste intéressant. Il est donc prévu de la contacter afin d'avoir plus de renseignement et pour prendre date afin de voir le système en action. De plus, une solution, allant dans le même sens que les universités Américaines, couplée au tee-shirt adidas/polar est aussi envisagée.

Le travail de traitement du signal n'est pas fini car l'algorithme de classification va demander d'autres tests pour être validé. Ainsi, je pense par exemple faire une observation de la variabilité inter-individuelle pour vérifier l'application de l'algorithme à toutes personnes. Enfin, la décision/classification s'est orientée sur un seuillage après une projection des caractéristiques extraites des signaux accélérométriques mais d'autres méthodes de classifications existent et mériteraient une comparaison ne serait ce que pour appuyer le premier choix.

Le travail au sein du projet PucesCom-Santé avec la participation de plusieurs acteurs de domaines différents a été très enrichissant. La pluridisciplinité, l'environnement des prises de mesures accélérométriques ainsi que le travail en laboratoire de recherche ont été très intéressants.



# Bibliographie

- [1] Jean-Louis AMAT(dir.). *Techniques avancées pour le traitement de l'information : Réseaux de neurones, logique floue, algorithmes génétiques*. Hermes Science Publication, 2003.
- [2] Tapio FRANTTI and Sanna KALLIO. Expert system for gesture recognition in terminal's user interface. *Experts Systems with Applications*, 26 :189–202, 2004.
- [3] Régis LENGELLE(dir.). *Décision et reconnaissance des formes en signal*. Hermes Science Publication, 2002.
- [4] Régis LENGELLE(dir.). *Techniques avancées pour le traitement de l'information : Réseaux de neurones, logique floue, algorithmes génétiques*. Cépaduès, 2002.
- [5] M.J. MATHIE, B.G. CELLER, N.H. LOVELL, and A.C.F COSTER. Classification of basic daily movements using a triaxial accelerometer. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 42 :679–687, 2004.
- [6] Masaki SEKINE, Toshiyo TAMURA, Tatsuo TOGAWA, and Yasuhiro FUKUI. Classification of waist-acceleration signals in a continuous walking record. *Medical Engineering & Physics*, 22 :284–291, 2000.
- [7] SHERRIL and al. Using hierarchical clustering methods to classify motor activities of copd patients from wearable sensor data. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2004.