



**ESSAI**  
PRÉSENTÉ À  
L'UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À CHICOUTIMI  
COMME EXIGENCE PARTIELLE  
DE LA MAÎTRISE EN INGÉNIERIE

par

**Jérémy Peyratout**

**Conception, réalisation et mise en œuvre d'un calcul de risque de chute en temps réel  
dans un micro-logiciel embarqué dans une semelle intelligente**

Québec, Canada

© [Jérémy,Peyratout] , [Novembre 2017]

## RÉSUMÉ

Mon projet de recherche consiste à développer, sur une semelle instrumenté, une reconnaissance de la marche et un calcul du risque lié à celle-ci qui soit fiable. Pour développer une reconnaissance fiable, il a fallu s'appuyer sur la littérature déjà existante mais aussi développer des moyens de vérifications des procédés mis en place. Pour cela, il a fallu créer un système embarqué que l'on peut diviser en plusieurs étapes : 1) définition d'une fenêtre d'analyse 2) extraction des signaux des capteurs. 3) détection de la marche 4) traitement des signaux pendant l'activité 5) calcul du risque lié à la marche 6) exportation des résultats obtenus pour en faire la vérification.

Pour la première étape, il est important de délimiter une fenêtre pouvant contenir l'activité à détecter, la fenêtre d'analyse étant en corrélation avec le temps, il faut la définir suffisamment grande pour que le début et la fin de l'activité soit dans cette fenêtre mais il est aussi important de ne pas la prendre trop grande car, utilisant de la technologie embarqué, les ressources disponibles ne sont pas « infinies » comme sur un ordinateur.

À la seconde étape, l'acquisition des signaux consiste à mesurer les mouvements de l'opérateur à l'aide d'un instrument de mesure non-invasif, non-intrusif capable de fonctionner dans son milieu de travail in-situ.

La troisième étape consiste, à l'aide de la littérature, à définir ce qu'est un pas traduisant la marche en utilisant les capteurs présents dans la semelle. Ainsi on peut définir ce qu'est un pas et délimiter un segment de notre fenêtre sur lequel nous ferons l'analyse du risque.

Une fois le segment de données extrait à l'aide de la détection de la marche, des caractéristiques sont extraites sur les signaux relevés afin de permettre de diminuer le nombre de données à traiter ainsi que de permettre de créer plus facilement une distinction entre la marche et les autres activités.

En cinquième étape, nous calculons le risque à l'aide des caractéristiques extraites, ce modèle de calcul est calqué sur un modèle déjà existant très fiable et pourtant très simpliste basé sur un modèle statistique.

Pour la dernière étape, les données obtenues sont transférées vers un ordinateur afin de faire un traitement sur Matlab des résultats obtenus, à la fois sur le calcul des caractéristiques mais aussi sur le calcul du risque.

Une fois la comparaison effectuée, le calcul de la déviation de l'écart mesuré avec les valeurs attendues donne des résultats de l'ordre de  $10^{-7}\%$  pour les résultats avec l'écart le plus grand. Dans les meilleurs cas, la précision atteinte est de 100%, tout particulièrement pour le calcul du risque qui est le résultat le plus intéressant à étudier. Ces résultats n'impliquent pas que le risque est reconnu dans 100% des situations mais plutôt que les résultats des calculs sont totalement fiables. Ainsi, la semelle mis en place dispose des meilleurs outils pour atteindre les résultats escomptés dans la détection des autres activités.

## Table des matières

RÉSUMÉ .....	i
Table des matières .....	ii
LISTE DES TABLEAUX .....	iii
LISTE DES FIGURES .....	iv
LISTE DES ABRÉVIATIONS .....	v
REMERCIEMENTS .....	vi
INTRODUCTION .....	1
Contexte .....	1
Objectifs .....	1
Problématique .....	2
Méthodologie .....	2
ANALYSE DE LA MARCHE .....	3
Différentes étapes de la marche .....	3
Pose du pied (stance) .....	4
Balancement du pied (swing) .....	4
Aperçu du système .....	5
Conclusion .....	5
REVUE DE LA LITTÉRATURE .....	6
Introduction .....	6
WBAN .....	6
Composition .....	6
Architecture de communication .....	6
Technologies existantes .....	7
Reconnaissance d'activités .....	7
Domaine médical .....	7
Domaine du travail .....	9
Conclusion .....	9
TECHNOLOGIE MISE EN PLACE SUR LA SEMELLE .....	10
Technologie de la semelle .....	10
Wake On Motion .....	10
Flux de données .....	10
Architecture .....	11
Liste des caractéristiques .....	21
Caractéristiques à fournir .....	22
Mise en place des caractéristiques .....	23
Diagnostic et tests de mise en œuvre .....	24
Méthode de développement des tests internes .....	24
Caractéristiques à valider sur l'électronique .....	24
Caractéristiques des Force Sensitive Resistor (FSR) .....	32
Caractéristiques à valider sur la semelle .....	40
Reconnaissance du pas pour la marche .....	43
Calcul du risque .....	47
Conclusion .....	49
BIBLIOGRAPHIE .....	52
Annexe .....	54
Calcul de la compensation sur le magnétomètre .....	54
Axes de l'IMU .....	54
Calcul du pitch et du roll à partir de l'accéléromètre .....	55
Calcul du yaw à partir du magnétomètre, du pitch et du roll .....	56

## **LISTE DES TABLEAUX**

Tableau 1. Liste des pins de sortie et signification (ESPWROOM32) .....	14
Tableau 2. Pins MPU9250 .....	15
Tableau 3. Données sur la moyenne des longueurs de foulées .....	42
Tableau 4. Données sur la déviation standard de la longueur de foulée .....	42
Tableau 5. Données sur le coefficient de variation de la longueur de foulée .....	43

## LISTE DES FIGURES

Figure 1. Caractérisation des étapes de la marche .....	3
Figure 2. Caractérisation des sous-étapes de la marche.....	3
Figure 3. Segmentation des données .....	11
Figure 4. Architecture autour de l'ESP8266 .....	12
Figure 5. Fonctionnement de l'ESPWROOM32.....	12
Figure 6. Montage de FSR en parallèle .....	16
Figure 7. Machine d'états ESP8266 .....	17
Figure 8. Diagramme d'interruption temporisateur .....	18
Figure 9. Diagramme de l'utilisation de l'interruption Wake On Motion .....	19
Figure 10. Diagramme de l'interruption pour l'historique des pas .....	19
Figure 11. Description de la mémoire flash .....	20
Figure 12. Diagramme de fonctionnement du serveur Bluetooth .....	21
Figure 13. Moyenne de l'accélération .....	26
Figure 14. Écart de la variance de l'accélération .....	26
Figure 15. Déviation de la variance de l'accélération.....	27
Figure 16. Déviation de la variance de l'accélération.....	28
Figure 17. Écart sur le Skewness de l'accélération .....	28
Figure 18. Déviation sur le Skewness de l'accélération .....	29
Figure 19. Écart de la moyenne de la résultante .....	30
Figure 20. Écart de la variance de la résultante de l'accélération.....	31
Figure 21. Disposition des FSR.....	32
Figure 22. Écart de la moyenne de Centre de pression.....	33
Figure 23. Déviation de la moyenne du centre de pression.....	34
Figure 24. Écart des mesures de la variance du centre de pression.....	35
Figure 25. Déviation des résultats de la variance du centre de pression .....	35
Figure 26. Comparaison des taux de déviation Matlab/ESP32 .....	36
Figure 27. Déviation du taux alpha .....	37
Figure 28. Comparaison des moyennes de vitesse du centre de pression .....	38
Figure 29. Déviation des valeurs calculées de la moyenne de la vitesse du centre de pression.....	38
Figure 30. Facteur Beta .....	39
Figure 31. Déviation sur le calcul de la longueur de foulée .....	41
Figure 32. Pose du talon (COPy < 0.85% (-dy)) .....	44
Figure 33. Pose du pied à plat (COPy ≈ 0) .....	45
Figure 34. Nombre de pas durant les expérimentations .....	46
Figure 35. Risque de chute lié à la marche lors d'essais .....	48
Figure 36. Image d'une expérimentation (TUG).....	49
Figure 37. Orientation du MPU9250 .....	54

## LISTE DES ABRÉVIATIONS

Abréviation	Signification	Traduction
<b>IMU</b>	Inertial Motion Unit	Centrale inertielle
<b>FSR</b>	Force Sensitive Resistor	Capteur de force résistif
<b>BIST</b>	Build In Self Test	Auto test incorporé
<b>WBAN</b>	Wireless Body Area Network	réseau corporel sans fil
<b>TMS</b>		Trouble Musculo-Squelettiques
<b>WOM</b>	Wake On Motion	Réveil sur activité
<b>FOTA</b>	Firmware Over The Air	Update à distance (sans fil)
<b>TCP</b>	Transmission Control Protocol	Protocole de transmission contrôlé
<b>ADC</b>	Analogic to Digital Converter	convertisseur analogique numérique
<b>TUG</b>	Timed Up and Go	Test chronométré du lever de chaise
<b>RTOS</b>	Real Time Operating System	Système d'opérateur temps réel
<b>COP</b>	Center Of Pressure	Centre de pression

## **REMERCIEMENTS**

Je tiens à remercier chaleureusement le professeur Martin Otis pour m'avoir offert cette opportunité de travailler au Laboratoire d'Automatisme, d'Interaction 3D et Multimodale Intelligente (LAIMI). De plus son soutien et ses conseils m'ont aidé énormément à progresser dans le domaine de l'électronique embarqué dans lequel j'aimerais faire carrière. Je tiens aussi à le remercier pour son aide et sa compréhension dans mes difficultés avec les démarches administratives. Je tiens aussi à souligner que son enthousiasme à l'égard du projet m'a poussé à m'investir pleinement.

Je tiens aussi à remercier mes collègues de travail pour leur collaboration et le partage de leur expérience professionnelle. J'aimerais remercier tout particulièrement Julien Vandewynckel qui m'a énormément appris sur la programmation objet qui m'a été très utile au cours de ce projet, de plus, son expérience dans le domaine professionnel m'a aidé à surmonter des étapes que je ne pensais pas arriver à franchir seul.

Je remercie également mes autres professeurs de l'UQAC et mes professeurs de l'ISEN qui ont contribué à ma formation et permis d'atteindre mes objectifs.

## INTRODUCTION

### Contexte

Chez les personnes âgées, on constate que les chutes sont bien plus fréquentes que chez le reste de la population. Bien que souvent celles-ci ne soient pas graves, on peut observer une hésitation, une perte de mobilité dans la vie de tous les jours due à la peur de la rechute. Le risque de chute chez les personnes âgées est conséquent puisque 33% des personnes de plus de 65 ans vivant dans leur domicile ont déjà chuté. De plus une simple chute peut entraîner de lourdes séquelles comme une fracture, une luxation, une entorse, etc. Des approches différentes ont été mises en place pour faire face à ce risque comme le renforcement des jambes, le développement de l'équilibre, l'évaluation de sources potentielles de chutes chez la personne, une opération des yeux (cataractes), une prise de compléments alimentaires ou un changement de la médication.

Cependant le risque est toujours présent et il n'existe pas de moyens de savoir quelles sont les activités qui suscitent le plus grand risque afin d'agir de façon à ce que cela ne se reproduise plus (éliminations du risque, entraînement physique adapté, etc.). Ainsi, l'idée qui a été développée pour détecter les activités à risque de chute est de mettre en place une semelle qui pourrait détecter les activités de la personne pour expliciter un risque de chute dans chacune des activités. Le fait d'utiliser une semelle permettrait de rendre la technologie plus facilement intégrable pour une personne âgée car souvent les nouvelles technologies sont vues comme une barrière pour ces personnes. Le port d'un bracelet ou le fait d'utiliser un téléphone intelligent est devenu quelque chose de commun pour les jeunes générations mais il a été constaté que les personnes âgées ont plus de mal à se laisser convaincre par l'utilisation de technologies nouvelles.

### Objectifs

Dans le but d'utiliser des algorithmes de reconnaissance d'activités, il est nécessaire d'utiliser des capteurs pouvant récolter des données pertinentes pour chacune d'entre elles. Il est aussi nécessaire d'utiliser des technologies de calcul (microcontrôleurs) qui seraient intégrées dans la semelle afin de pouvoir donner des informations sur l'activité en temps réel. Pour ce faire, l'utilisation de microcomposants est nécessaire et la contrainte première est que la puissance de

ces composants ne peut égaler celle d'un ordinateur. Il est donc obligatoire de « compacter » les données relevées par les capteurs afin de les rendre utilisable.

### **Problématique**

La réduction des données peut engendrer des « pertes » de l'information si la méthode utilisée n'est pas bonne ou les calculs effectués ne sont pas assez précis, c'est pourquoi il est nécessaire de connaître les méthodes de réduction déjà utilisées pour optimiser la reconnaissance d'activités mais aussi de mettre en place des moyens de vérification des calculs mis en place. Pour faire une première validation des caractéristiques, seules les données de la marche seront étudiées afin d'avoir une première approche de ce qui sera développé par la suite.

### **Méthodologie**

Pour mettre en place les différentes caractéristiques à extraire des signaux, il sera nécessaire de consulter les différentes revues technologiques déjà publiées sur la reconnaissance de la marche afin de mettre en place une liste de caractéristique « minimales » à extraire. Pour la vérification du calcul des caractéristiques, l'idée serait d'utiliser des logiciels exclusivement réservés au calcul (Matlab par exemple) sur un ordinateur pour vérifier la pertinence des résultats obtenus avec le microcontrôleur afin de valider leur développement. Ce mémoire présentera l'intégralité des étapes de conception du système embarqué. Il sera présenté une méthode de segmentation pour la détection d'un pas de la marche, une méthode de sauvegarde des données et une méthode de calcul du risque. Ainsi, le premier chapitre présente les paramètres importants de la marche et le risque de chute. Par la suite, la conception du système embarqué sera présentée dans le second chapitre. Enfin, le dernier chapitre présente certains résultats.

## ANALYSE DE LA MARCHE

### Différentes étapes de la marche

Afin d'avoir une vision claire de ce que représente réellement la marche, il est nécessaire d'en décomposer le mouvement afin de pouvoir en faire une analyse plus poussée et d'identifier ce qui la différencie des autres activités. Dans un premier temps, on peut distinguer facilement deux étapes clefs, la pose du pied (*stance*) et le balancement du pied (*swing*). Cependant, il est toujours possible de diviser ces deux phases pour évaluer ce qui les caractérisent. Voici une représentation de ces deux phases :

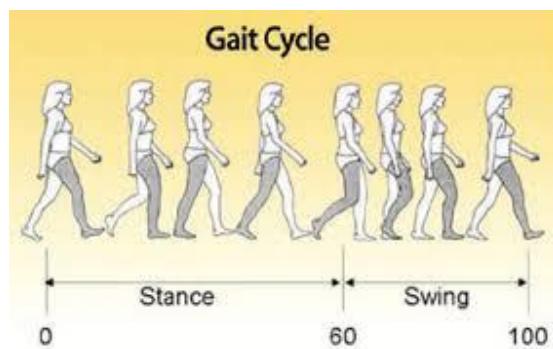


Figure 1. Caractérisation des étapes de la marche

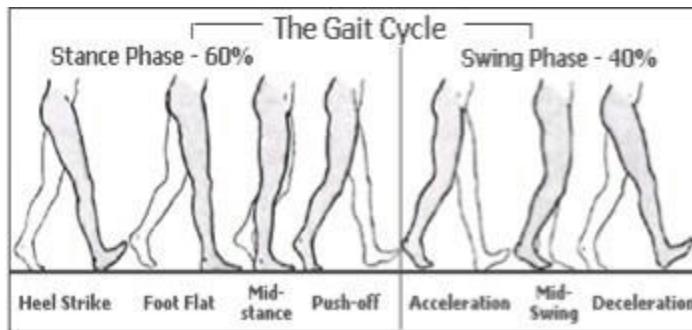


Figure 2. Caractérisation des sous-étapes de la marche

De plus, ces deux phases peuvent être dissociées en sous-étapes qui vont pouvoir expliciter les différents mouvements effectués pendant ces deux phases. Ces étapes sont décrites dans les prochaines sections.

### ***Pose du pied (stance)***

La pose du pied peut se diviser en une succession d'étape que nous effectuons sans nous en rendre compte. Dans un premier temps, on peut distinguer les étapes figurant sur la figure 2, soit le « coup de talon » (*heel strike*), le pied à plat (*feet flat*), la demi-marche (*mid stance*) et le relèvement du talon (*push-off*). Ces étapes se distinguent par la zone de pression qui est appliquée sur la surface de la voute plantaire. Dans la première étape, seule la zone du talon est sollicitée, dans la seconde, l'intégralité de la voute pouvant être en contact avec le sol est en appui, dans la troisième étape, la pression commence à se répartir sur l'avant du pied. Pour finir, la zone de contact lors de la quatrième étape est située exclusivement sur les orteils. Ces informations nous permettent de justifier le choix des capteurs utilisés puisque nous avons décidé d'utiliser des capteurs FSR localisés dans la semelle qui nous permettent d'établir où est situé le centre de pression du pied. Ainsi, il nous est possible de reconnaître la pose du pied en distinguant la position du centre de pression lors de chacune de ces étapes. Effectivement, lors du coup de talon, le centre de pression du pied sera à l'arrière du pied, lorsque le pied est à plat, le centre de pression devrait être à peu près au milieu du pied. Lors de la « mi-marche » le centre de pression devrait être en train de se décaler vers l'avant du pied et lors du soulèvement, le centre de pression devrait être au bout du pied.

### ***Balancement du pied (swing)***

Tout comme la pose du pied, on peut diviser le balancement du pied comme une succession de différentes étapes. Dans le cas du balancement, on peut diviser l'activité en trois sous-étapes : l'accélération qui suit le lever du pied, le demi-balancement où l'on peut supposer que la vitesse de balancement atteint son pic et la décélération quand le pied atteint le bout de sa course et va se poser. On peut donc supposer que lors de la première étape, l'accélération du pied sera maximale. Elle sera nulle lors de la deuxième étape (vitesse stable donc accélération nulle)

et sera négative lors de la troisième étape puisque nous sommes en présence d'une décélération. Ainsi, à l'aide d'un IMU, qui nous permet de relever l'accélération selon les différents axes, nous pourrions distinguer les différentes phases de la marche.

### **Aperçu du système**

Comme explicité dans la partie « différentes étapes de la marche », le choix a été fait d'utiliser des capteurs FSR ainsi qu'une centrale inertie (IMU) pour identifier les différentes phases de la marche. Pour identifier le mouvement du centre de pression sous le pied, les capteurs FSR ont été placés de façon à approximer un rectangle, de cette façon, on peut situer le centre de pression dans cette zone. Bien sûr, il est important de placer les capteurs aux extrémités du pied afin de maximiser la zone de détection du centre de pression. Un choix très intéressant a été aussi d'utiliser la mémoire *Flash* qui est incluse dans le module ESPWROOM32. Cette *Flash* nous permet de stocker un grand nombre de données de configuration ainsi que les caractéristiques pendant que la connexion Bluetooth n'est pas effective ou au cas où un défaut d'alimentation surviendrait. Le système aura donc deux modes : le mode d'enregistrement en continu et le mode de transmission en continu des données.

### **Conclusion**

On peut constater en observant les différentes étapes de la marche que le choix des capteurs utilisés est propice à la détection de la marche. En effet, l'utilisation d'un IMU nous permet de distinguer le balancement de la pose du pied puisque lors de la pose du pied, l'accélération reste nulle (le pied ne bouge pas lorsqu'il est au sol). De plus le choix des FSR nous permet de distinguer tout aussi clairement la pose du pied du balancement puisque les FSR ne détecteront pas de pression lors du balancement. Ainsi, il sera possible d'utiliser les signaux provenant des capteurs pour identifier des caractéristiques intéressantes pour en déduire un risque de chute.

## REVUE DE LA LITTÉRATURE

### Introduction

Afin de permettre aux différents éléments du système de communiquer, une architecture de communication basée sur le modèle des WBAN (*Wireless Body Area Network*) est mise en place. Cette architecture va permettre la communication entre l'ESP et l'utilisateur mais aussi avec les différents éléments qui y sont reliés.

### WBAN

Le WBAN est une technologie de réseau sans fil basée sur les radio-fréquences qui consiste à interconnecter sur, autour ou dans le corps humain de minuscules dispositifs pouvant effectuer des mesures ou agir de façon active [1]. Ces capteurs très miniaturisés, disposant d'une très grande autonomie et utilisant des courants de très faible puissance, peuvent être capable de dialoguer avec un centre de service distant, pour alerter un service d'urgences hospitalières par exemple. Les principales applications se trouvent dans le domaine de la santé, des premiers secours, du militaire, du divertissement, du sport, de l'intelligence ambiante ou des interactions humain-machine [1].

### Composition

Le WBAN est constitué d'un ensemble de capteurs mobiles et compacts qui surveillent les paramètres du corps. Ces dispositifs portables communiquent les données collectées à une station de base grâce à une technologie sans fil. Les données peuvent alors être réexpédiées en temps réel vers un hôpital, une clinique ou ailleurs. Ce type de réseau trouve des applications dans le domaine de la santé mais aussi du sport, de la défense et des loisirs. La demande croissante de capteurs pour l'électronique grand public, en particulier dans les domaines du médical et du jeu, permet de réduire le coût des éléments constitutifs du WBAN [1].

### Architecture de communication

L'architecture de communication d'un réseau WBAN peut se décliner en trois niveaux [1]:

- Le premier niveau représente les communications intra-BAN. Ce sont les échanges qui ont lieu à proximité du corps humain. C'est-à-dire les communications entre les capteurs et les communications vers un assistant personnel.
- Le deuxième niveau représente les communications inter-BAN. Cela représente les communications entre l'assistant personnel et un point d'accès réseau.
- Le troisième niveau représente les communications hors BAN. C'est-à-dire le niveau où le service est fourni. Dans notre cas d'utilisation cela représente le rapport d'activités qui sera donné aux médecins.

### **Technologies existantes**

Les semelles intelligentes se démocratisent de plus en plus, elles sont utilisées dans de nombreux domaines mais tout particulièrement dans le domaine médical. La recherche se développe aussi tout particulièrement dans la reconnaissance d'activités pour les applications sportives, dans le domaine du travail ou tout public.

### **Reconnaissance d'activités**

De nombreuses recherches sont développées sur la reconnaissance d'activités, l'objectif principal étant d'obtenir une reconnaissance fiable [11] afin d'utiliser ces résultats dans différents domaines. L'objectif étant aussi de pouvoir reconnaître un maximum d'activités [6] pour pouvoir permettre au domaine médical de traiter un maximum de situations à risques selon les pathologies étudiées.

### **Domaine médical**

Les semelles connectées sont grandement utilisées pour le suivi de patients. On peut distinguer trois cas :

- Les personnes ayant une pathologie nécessitant un suivi permanent, les semelles connectées permettent par exemple le suivi de personne diabétique pendant leur traitement en étudiant la distribution de la pression exercée sur la voute plantaire en utilisant différentes semelles [12], permettant ainsi de détecter les ulcères du pied diabétique [5]. Le cas de la maladie de Parkinson est aussi grandement étudiée afin d'identifier les mouvements à risque pour adapter le suivi [8].
- Les patients sortant d'une opération d'une partie inférieure du corps, ceux-ci nécessitant un suivi afin de voir comment évolue leur réadaptation en fonction de leurs activités tout au long du quotidien [13]. Ce moyen de suivi est notamment développé pour les patients sortant d'une opération de la hanche ou du genou [3], mais aussi pour les personnes atteintes d'hernies [4].
- Les personnes âgées ont besoin elles aussi d'un suivi particulier, de nombreuses études sont faites sur les situations à risque chez ces personnes, tout particulièrement le risque de chute dans le quotidien. Il existe des analyses basés sur le risque de chute uniquement durant la marche [10] [16], d'autres sont basés sur le risque de chute durant la marche et les différents mouvements du corps qui peuvent être effectués [9] comme dans le cas de notre étude. Cependant notre étude est basée sur l'identification du risque lors d'activités bien précise comme le fait de tourner durant la marche ou le fait de se lever et s'assoir qui sont les activités présentant le plus haut taux de risque selon la médecine.

### ***Domaine du travail***

Il a été constaté que dans le domaine du travail ouvrier, les TMS surviennent fréquemment [15] dû à des défauts de positionnement lors d'activités répétées. Le suivi à l'aide de semelle intelligente permet de détecter les erreurs de positionnement et de les corriger avant que les TMS ne surviennent.

Cependant, ce n'est pas le seul domaine à présenter des risques, le domaine par exemple est soumis à un fort taux de surmenage. Le fait de s'occuper de patients tout en forçant son corps à dépasser les limites de la fatigue, en raison du nombre d'heures de travail effectué, déclenche l'apparition de douleurs chroniques. Certaines recherches se concentrent sur l'apparition de ces douleurs afin de permettre une action préventive pour le personnel médical [2].

### **Conclusion**

Le développement des technologies WBAN a permis d'améliorer les gestes de prévention ou de suivi liés à la médecine et au travail. On peut aussi observer que beaucoup de recherches sont développées autour de ce domaine. On peut observer aussi que des recherches sur la détection d'activités à l'aide d'une semelle intelligente ont déjà été effectuées et qu'elles présentent des résultats corrects. Tout comme dans le cadre de ce projet, les recherches sont effectuées pour venir en aide au personnel médical dans le cadre de la prévention et du suivi en présentant des résultats en ligne ou via Bluetooth de chacun des patients à distance.

## **TECHNOLOGIE MISE EN PLACE SUR LA SEMELLE**

Certains prérequis doivent être validés pour permettre à la semelle intelligente de remplir sa mission. Par exemple, l'utilisation de tableaux circulaires pour accumuler les données est nécessaire à une bonne segmentation, l'utilisation du Réveil sur activité est aussi nécessaire pour l'économie de la batterie. Il a donc fallu mettre ces différents outils en place pour permettre au projet de fonctionner au mieux.

### **Technologie de la semelle**

Voici la liste des différentes technologies utilisées dans la semelle pour permettre d'accomplir ses différentes missions : traitement des données, économie de la batterie, segmentation des données.

#### ***Wake On Motion***

Afin d'économiser un maximum d'énergie électrique pour augmenter la durée de vie de la batterie, nous avons utilisé les différentes technologies mises à disposition par l'ESPWROOM32 et le MPU9250. L'ESPWROOM32 est équipé de la technologie BLE qui permet une large économie d'énergie comparée au Wifi et au BT. Cependant, l'utilisation du WOM du MPU9250 demeure notre solution la plus efficace afin de permettre la durabilité de la semelle et de son utilisation sur une longue durée. Le WOM permet de détecter si la semelle est en activité ou non afin de nous permettre d'interrompre l'utilisation du Bluetooth qui demeure l'unité la plus consommatrice en énergie électrique.

#### ***Flux de données***

Les données extraites des capteurs sont stockées dans des tampons circulaires, ce qui permet d'avoir un nombre de données limitées à traiter et pouvant contenir chaque événement. La fenêtre est ainsi délimitée sur une durée de deux secondes afin de pouvoir détecter toutes les activités (l'activité la plus longue a une durée de 1,8 secondes). Afin de pouvoir calculer les

caractéristiques des signaux pertinentes à chaque activité, on se sert de tableaux de pointeurs pour délimiter chaque activité. Ainsi on obtient le modèle suivant :

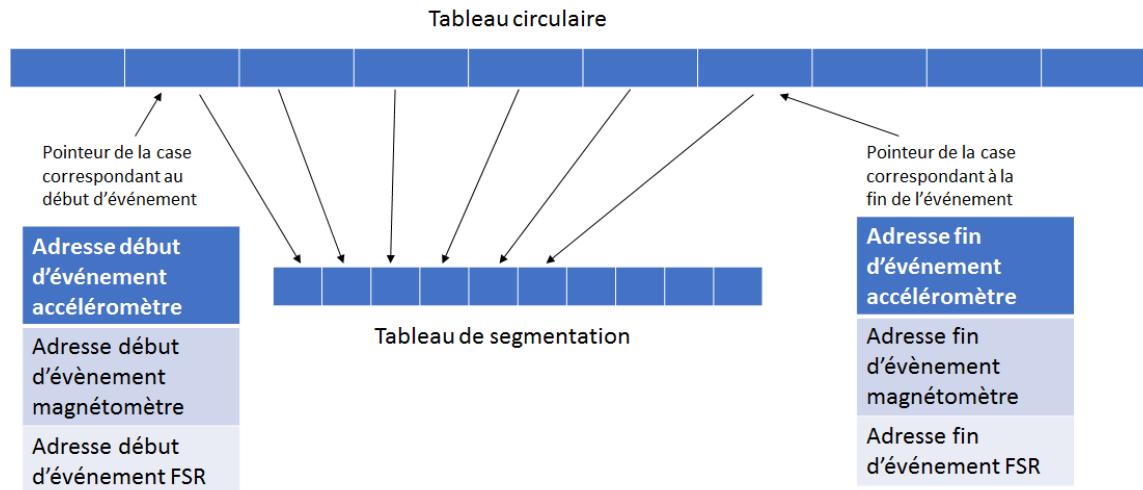


Figure 3. Segmentation des données

L'exemple est explicité pour seulement un capteur, il y a en réalité trois buffers circulaires de type FILO (accéléromètre, magnétomètre, FSR). Une fois que le début et la fin d'une activité sont détectés, les données sont extraites et le calcul des caractéristiques nécessaires au calcul du risque correspondant à l'activité détecté est produit.

### **Architecture**

Deux architectures ont été développées durant la période de développement, une première basée sur le WiFi avec l'ESP8266 et une seconde basée sur le Bluetooth avec l'ESP32. Le changement de technologie implique de grands changements sur l'architecture environnante mais aussi sur l'architecture du firmware.

#### **Composantes de l'architecture (ESP8266)**

Sur l'ESP8266, l'architecture autour de la semelle était la suivante :

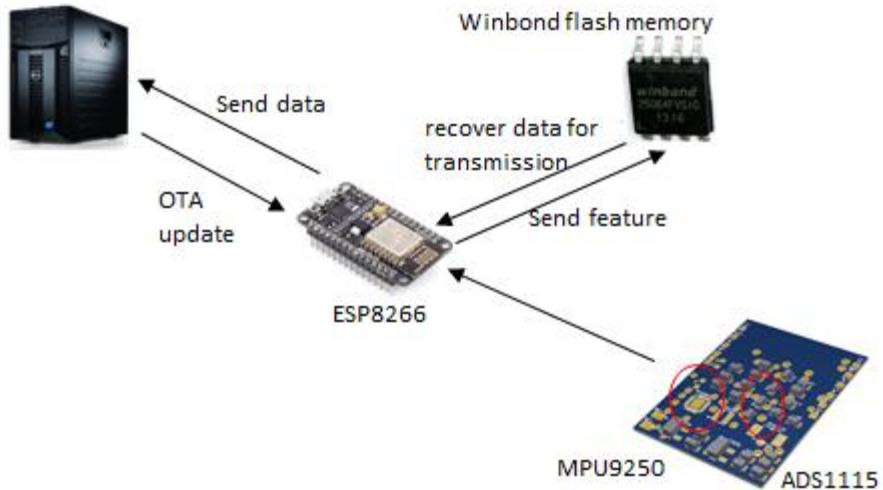


Figure 4. Architecture autour de l'ESP8266

On peut observer que dans l'ESP8266, il n'y a pas d'ADC intégré, il était donc nécessaire d'en ajouter un sur le PCB. De plus l'utilisation du WiFi nécessite l'utilisation d'un serveur. Celui qui a été développé contient un serveur avec communication par protocole TCP pour la fiabilité de la transmission des données. L'utilisation d'un serveur http était nécessaire pour la mise à jour du firmware via OTA.

#### Composante de l'architecture (ESPWROOM32)

Sur l'ESPWROOM32, l'architecture se différencie par le fait que l'utilisation d'un serveur TCP pour la communication n'est pas nécessaire, l'utilisation d'un ADC n'est pas nécessaire puisque celui-ci est inclus dans le composant. L'architecture est donc de la forme :

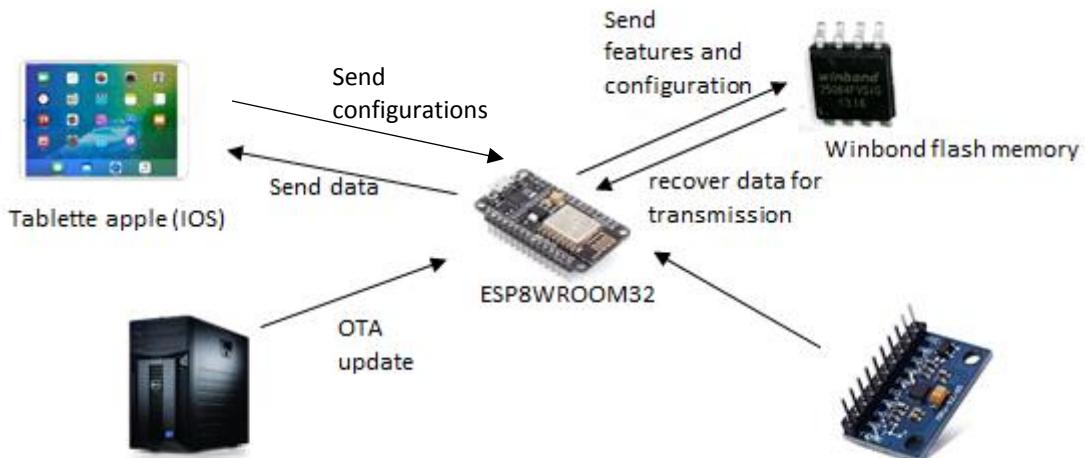


Figure 5. Fonctionnement de l'ESPWROOM32

La communication via BLE permet à l'utilisateur d'utiliser une interface visuelle afin de pouvoir « communiquer » avec l'ESPWROOM32, on peut ainsi communiquer des données (changer le nom visible de L'ESP32 sur la liste Bluetooth, segmenter les activités lors du TUG par exemple). Pour faire une mise à jour du firmware, l'utilisation du Wifi est tout de même nécessaire pour une question de rapidité. De plus, pour les besoins de l'entreprise pour laquelle le produit est développé, la mise à jour OTA se fait via un protocole http sécurisé (https).

Voici la liste des pins de sortie utilisées dans le programme afin de se connecter à chacun des composants :

- **ESPWROOM32**

Port ESP32 Feather Adafruit	Port ESPWROOM32	Signification	Composant(s) rélié(s)
SCL	GPIO22	Port série I <sup>2</sup> C - référence d'horloge	MPU9250
SDA	GPIO23	Port série I <sup>2</sup> C – Transfert des données	MPU9250
A1_0 /A4	GPIO36	ADC1 canal 0	FSR1
A1_3/A3	GPIO39	ADC1 canal 3	FSR2
A1_4/port 8	GPIO32	ADC1 canal 4	FSR3
A1_5/port 9	GPIO33	ADC1 canal 5	FSR4
TX	GPIO35	Port transmission UART	USB
RX	GPIO34	Port réception UART	USB
Vcc	Vcc	alimentation	MPU9250, FSR
GND	Pin 1 ou 4	Terre de référence	MPU9250, FSR
INT	Pin 2	Pin d'interruption Wake On Motion	MPU9250

Tableau 1. Liste des pins de sortie et signification (ESPWROOM32)

- MPU9250

MPU9250 Board	Port MPU9250 component	Signification	Composant(s) relié(s)
SDA	Pin 24	Port série I <sup>2</sup> C- transfert des données	ESPWROOM32
SCL	Pin 23	Port série I <sup>2</sup> C – référence d'horloge	ESPWROOM32
AUX_SDA	Pin 21	Port série auxiliaire I <sup>2</sup> C- transfert des données	ESPWROOM32
AUX_SCL	Pin 7	Port série auxiliaire I <sup>2</sup> C – référence d'horloge	ESPWROOM32
INT	Pin 12	Pin d'interruption Wake On Motion	ESPWROOM32
Vcc	Pin 13	Alimentation	ESPWROOM32
GND	Pin 18	Terre de référence	ESPWROOM32

Tableau 2. Pins MPU9250

- FSR

Voici un montage de référence pour brancher des FSR en parallèle (schéma utilisé pour le montage final) :

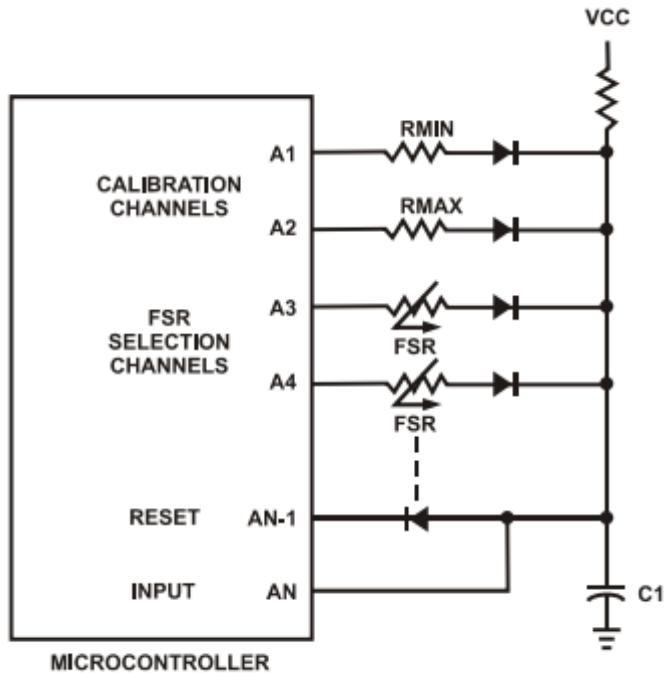


Figure 6. Montage de FSR en parallèle

## Architecture du firmware (ESP8266)

Pour programmer l'ESP8266, il a fallu mettre en place une structure qui permette à la fois d'avoir un fonctionnement optimal tout en permettant d'économiser un maximum d'énergie pour permettre d'avoir une durée de fonctionnement de la semelle maximale. Pour se faire, il a fallu que le module Wifi soit activé de façon optimale.

Il a fallu distinguer deux modes de fonctionnement :

- le mode continu qui permet l'envoi des caractéristiques après chaque calcul (chaque secondes). Ce mode est le plus énergivore car il nécessite de rester connecté au Wifi et de transmettre des données en permanence.
  - Le mode enregistrement qui stocke les caractéristiques calculées dans la mémoire *Flash*. Ce mode permet l'économie d'énergie car il scrute simplement des requêtes du serveur pour savoir s'il doit transmettre les données enregistrées ou se préparer à une mise à jour OTA.

Le fonctionnement peut être décrit par une machine d'état :

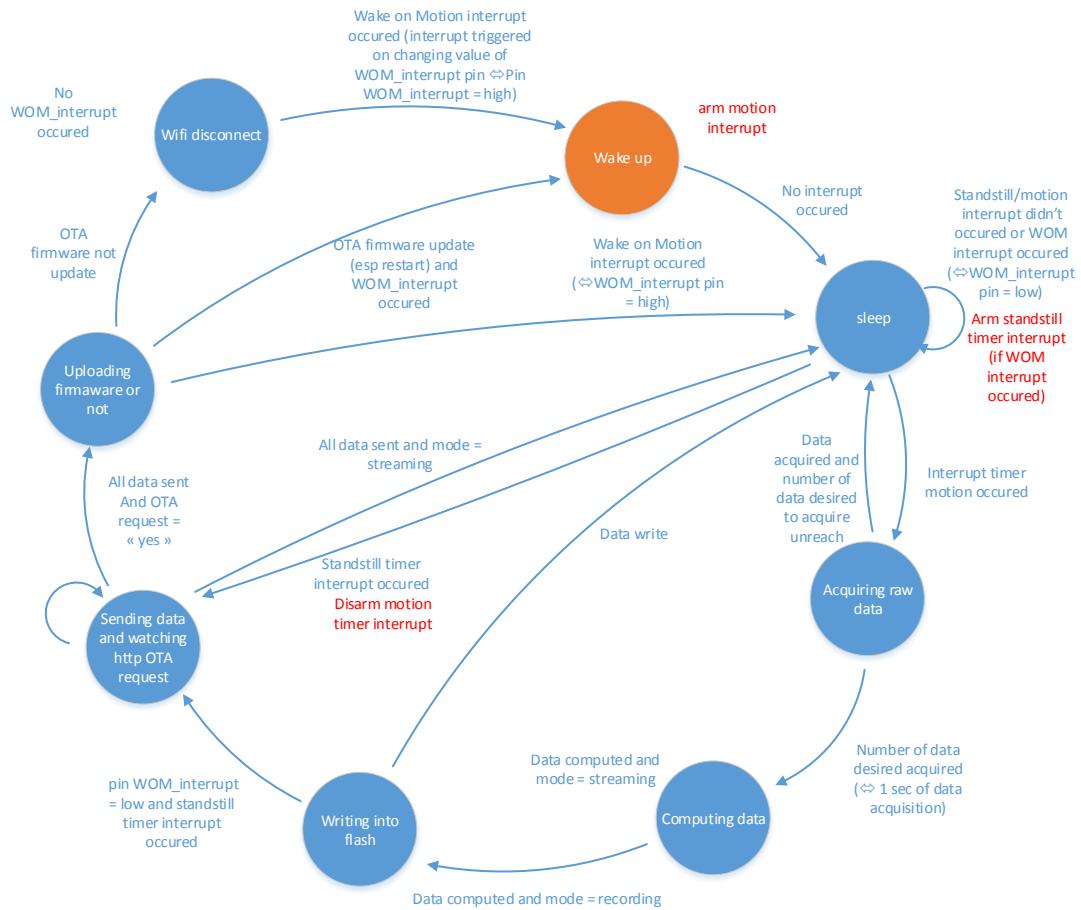


Figure 7. Machine d'états ESP8266

### Architecture du firmware (ESPWROOM32)

Le module ESPWROOM32 nécessite une programmation très différente car il fonctionne de façon événementielle en raison de l'outil freeRTOS nécessaire à l'utilisation du Bluetooth. Il n'est donc pas simplifiable à une seule machine d'état, il est donc plus intéressant de détailler son fonctionnement en fonction des différents évènements qui peuvent se produire.

## Interruption temporisateur

Les interruptions ont été reliées à des évènements, ainsi lorsque celles-ci sont déclenchées elles lancent une tâche qui pourra fonctionner en parallèle des autres (BLE, WiFi qui seront traitées sur un autre coeur):

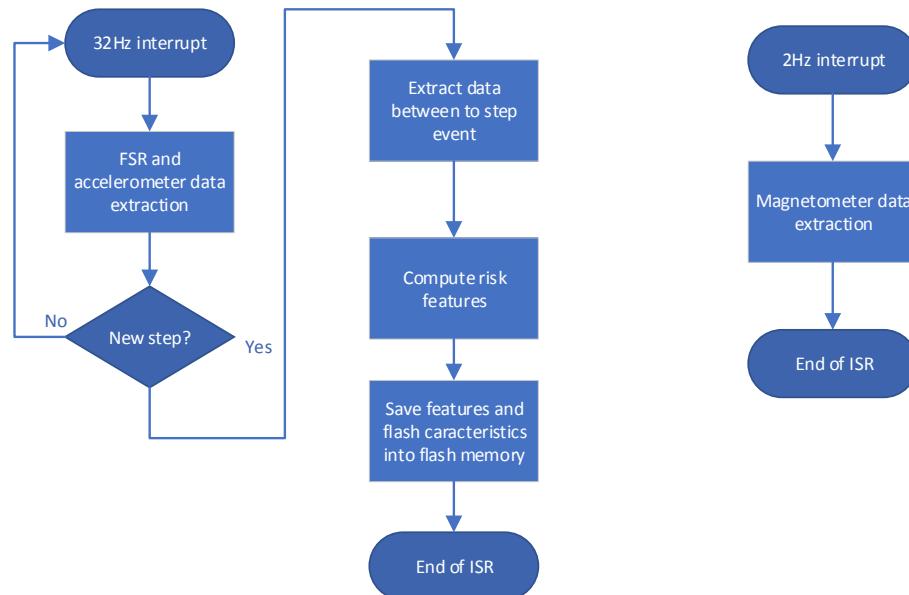


Figure 8. Diagramme d'interruption temporisateur

## Interruption WOM

L'interruption sur le WOM est déclenchée sur front montant et sur front descendant. Sur front descendant (fin de la détection d'activité) un temporisateur est enclenché afin de générer une interruption au bout de cinq minutes, ainsi, si aucune activité n'est détectée pendant ce temps-là on désactivera le BLE afin d'économiser la batterie. Sur front montant on désactive ce temporisateur afin d'éviter de couper le BLE inutilement. On peut observer ce fonctionnement dans le diagramme suivant :

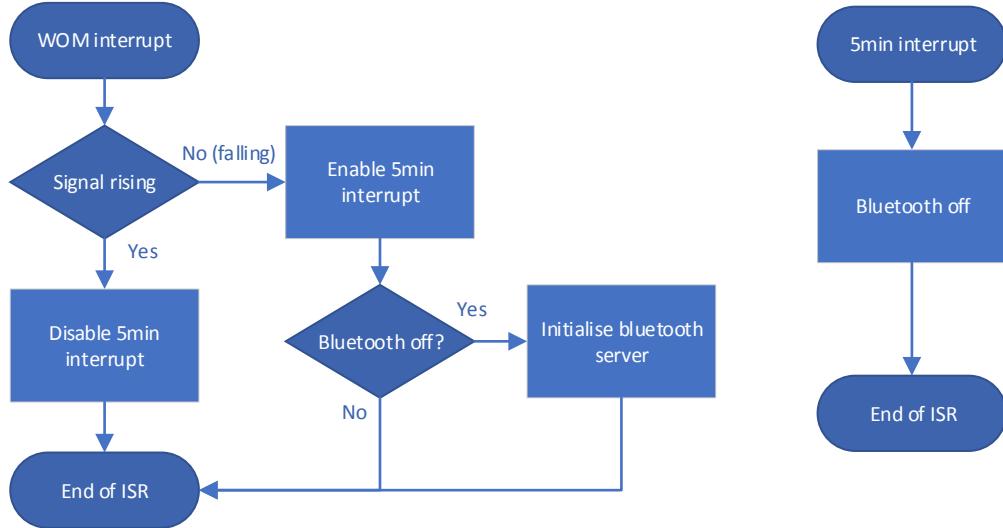


Figure 9. Diagramme de l'utilisation de l'interruption Wake On Motion

### Historique des pas

L'historique des pas est aussi fixé sur une interruption temporisateur, chaque cinq minutes on a choisi d'enregistré le nombre de pas effectués durant les cinq dernières minutes. Ayant enregistré l'heure du démarrage de L'ESP32, afin d'éviter de chercher le temps écoulé on enregistre aussi un indexe correspondant au nombre de cinq minutes écoulées depuis le démarrage. Le diagramme de fonctionnement est de la forme :



Figure 10. Diagramme de l'interruption pour l'historique des pas

### Architecture de la mémoire flash

La mémoire flash intégré dans l'ESPWROOM32 et l'ESP8266 sont identiques, elles peuvent contenir toutes deux 4Mo de données et possèdent la même architecture. La mémoire est divisée en 64 secteurs de 4.096 octets, ce qui nous donne l'architecture décrite dans la figure 6.

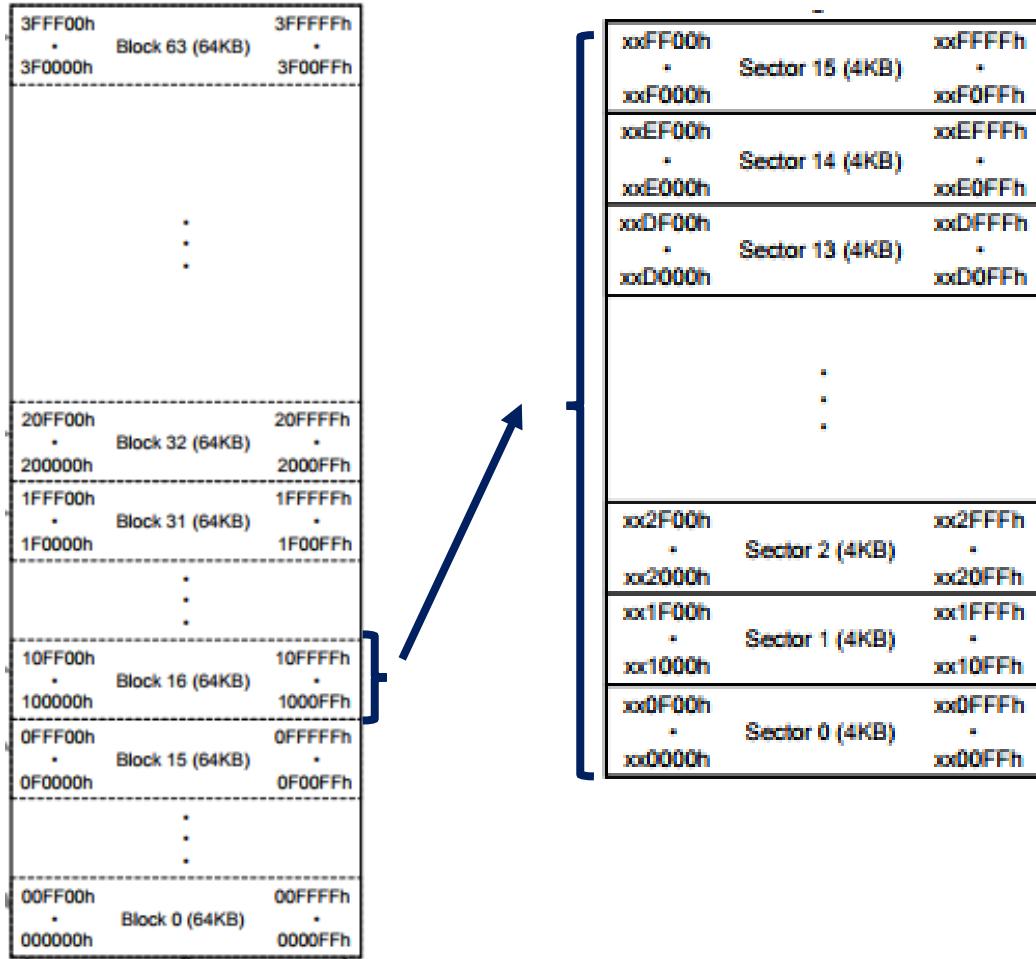


Figure 11. Description de la mémoire flash

### Paradigmes de la programmation (ESP8266)

La programmation de l'ESP8266 est basée sur le Framework Arduino qui est assez proche d'une programmation standard pour de l'électronique embarqué (lecture/écriture des registres). Nous lui avons ajouté une couche C++ afin de définir des objets. Le principe se définit toujours sur l'utilisation d'une fonction « *setup* » qui correspond à la phase d'initialisation du composant et des capteurs qui y sont reliés. Une fonction « *loop* » qui correspond à la routine du composant. Les fonctions dans cette routine se répèteront indéfiniment afin de permettre à l'ESP8266 d'avoir un fonctionnement autonome.

Ainsi nous avons initialisé la connexion au Wifi, l'IMU et l'ADC durant la phase de « *setup* » et mis en place la machine d'états (figure 3.) dans la fonction « *loop* ». Afin de rendre la récupération des données des capteurs « temps réel » c'est-à-dire cadencé de façon très précise,

nous avons utilisé des interruptions synchronisées sur l'horloge physique du système (quartz). Cela nous permet de ne pas travailler sur une base de valeurs approximatives.

### Paradigmes de la programmation (ESPWROOM32)

La programmation de l'ESPWROOM32 est basée sur le Framework d'Espressif (constructeur) car ce produit a été commercialisé il y a un an et les librairies Arduino ne sont pas suffisamment bien développées pour nous permettre d'utiliser correctement le module.

La programmation de l'ESP32 ressemble plus à une programmation C standard avec une simple fonction « main ». Cependant la nouveauté est la couche freeRTOS développée pour l'utilisation du Bluetooth qui est une programmation par évènement. C'est-à-dire que chaque action effectuée par l'opérateur sur le client Bluetooth (tablette, ordinateur, etc...) déclenche une tâche reliée à une action précise.

De plus, nous avons dû y ajouter notre récupération de données qui nécessite une application temps réel qui n'est pas garantie par cette couche « freeRTOS ». Ainsi, tout comme pour l'ESP8266, nous avons défini nos interruptions basées sur l'horloge physique pour récupérer nos données et créer des tâches pour les traiter. Afin de rendre le programme plus facile à reprendre et à comprendre, nous y avons aussi ajouté une couche C++. On peut voir le serveur Bluetooth comme un diagramme simplifié de la sorte :

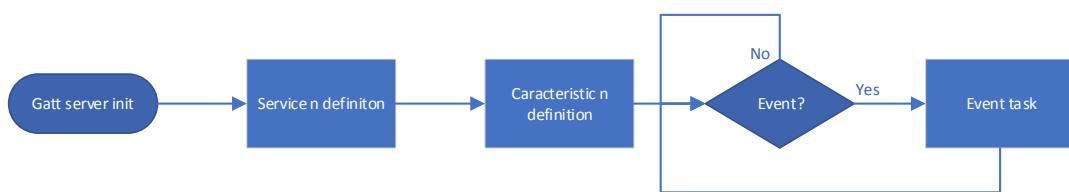


Figure 12. Diagramme de fonctionnement du serveur Bluetooth

### Liste des caractéristiques

Pour pouvoir effectuer la reconnaissance d'activités ainsi que le calcul du risque de chute, il est nécessaire d'extraire des caractéristiques des différents signaux à disposition. Ainsi, à l'aide de la littérature, une liste de caractéristique a été mise en place. Néanmoins, cette liste pourra être modifiée selon les performances obtenus sur l'algorithme de reconnaissance utilisé puisque celui-

ci est développé par un étudiant en doctorat, ce n'est donc pas un algorithme existant dans la littérature.

### ***Caractéristiques à fournir***

Les caractéristiques que nous voulons extraire diffèrent selon les capteurs utilisés, mais aussi selon le type de caractéristique que nous voulons extraire. Par exemple, nous allons extraire des caractéristiques du capteur inertiel et des capteurs de forces mais nous souhaitons aussi extraire des caractéristiques liées directement à une activité. Dans le cas de ce travail, l'activité étudiée est la marche. Les caractéristiques qui vont être extraite sont donc définies selon ces différents cas de figure :

#### **I. Accéléromètre**

Les caractéristiques extraites de l'accéléromètre sont les suivantes :

- Moyenne
- Variance
- Skewness
- Résultante, dont on va aussi déterminer :
  - La moyenne
  - La variance

#### **II. Capteurs de forces**

Les données brutes des capteurs de forces sont prétraitées, ce qui nous intéresse sur les signaux de ces capteurs est le centre de pression, ainsi on en extrait :

- La moyenne
- La variance

- Le taux de déviation
- La vitesse, dont on va aussi déterminer :
  - La moyenne
  - Le facteur  $\beta$  (inverse de la moyenne de la vitesse)

### III. Caractéristiques de la marche

A l'aide de la détection de la marche mise en place, on extrait les caractéristiques suivantes :

- Le temps de la foulée et du pas
- Le temps de pose du pied
- Le temps de balancement du pied
- La longueur de la foulée et du pas

#### **Mise en place des caractéristiques**

Le calcul des caractéristiques est effectué sur une fenêtre glissante d'une seconde, c'est-à-dire que les données des capteurs sont accumulées pendant une seconde et que chacune des caractéristiques est calculée sur ce groupe de données. On utilise une fenêtre glissante afin de pouvoir détecter des caractéristiques utiles qui apparaissent à une fréquence différente de notre calcul de caractéristiques.

Les données sont extraites de sept capteurs, un MPU9250 (*Inertial Motion Unit*) fournit les données d'accélération (milliG), de gyroscope (degrés par secondes) et de magnétomètre (microTesla). A l'aide des ports ADC inclus dans l'ESP32, on récupère aussi les données de quatre FSR. Les données d'accéléromètre et de FSR sont extraites

à une fréquence de 32Hz, les données du magnétomètre sont extraites à une fréquence de 1Hz, il n'est donc pas nécessaire d'extraire des caractéristiques sur ce signal.

#### **Diagnostic et tests de mise en œuvre**

Afin de vérifier les calculs mis en place, il est nécessaire de développer des Build-in Self-Tests (BIST). Ces tests permettront au lancement d'un programme particulier de vérifier si les calculs développés atteignent la précision désirée et si il n'y a pas eu d'erreur dans l'algorithmique.

#### ***Méthode de développement des tests internes***

Pour le développement des BIST, on procède de la façon suivante : les données extraites sont transmises via port série puis comparées sur Matlab. Pour avoir les mêmes données de comparaison, on utilise des données générées de façon aléatoire (<https://www.random.org/integers/>). Ces données sont utilisées pour l'initialisation dans le programme Matlab et le programme de l'ESPWROOM32. Les données générées permettent de simuler dix secondes de mesures pour démontrer que les calculs sont minimalement robustes.

A l'aide du programme Matlab, on extrait ainsi l'écart entre les caractéristiques calculées sur Matlab et celles de l'ESP32. On extrait aussi la déviation afin de rendre compte de façon plus objective la valeur de cet écart (un écart de 0.1 sur des valeurs de l'ordre du millième est bien plus important que sur des valeurs de l'ordre du millier).

#### ***Caractéristiques à valider sur l'électronique***

- Caractéristiques de l'accéléromètre

Pour réduire le nombre de données provenant de l'accéléromètre sur une fenêtre de une seconde (soit  $32 \times 3 = 96 \rightarrow 32$  Hz sur trois axes), on en extrait la moyenne sur les trois axes, la variance et le Skewness. On calcule aussi la résultante des trois axes pour

en déterminer la moyenne et la variance. Ces caractéristiques permettent à la fois de réduire le nombre de données à traiter mais aussi de donner une vision plus claire des déplacements effectués sur les trois axes. On passe donc de 96 données à 11 données (trois moyennes, trois variances, trois Skewness ainsi qu'une moyenne de résultante et une variance de résultante).

Cependant, bien que ces données apportent une simplification à la vision qu'on puisse avoir du système ou au traitement que l'on veuille exercer dessus, elles nécessitent un traitement mathématique dont il faille vérifier la véracité et la robustesse. Ainsi les données sont traitées en parallèle sur Matlab et l'ESPWROOM32 afin de vérifier les résultats obtenus :

- Moyenne de l'accélération

La première caractéristique calculée est la moyenne sur chacun des axes. Pour la calculer, des données sont accumulées pendant une seconde, soit 32 données sur chaque axe et le calcul de moyenne y est appliqué, soit :

$$\text{moyenne} = \frac{1}{32} * \sum_{i=1}^{i=32} a_{x,y,z}(i) , \quad (1)$$

Les résultats obtenus sur dix échantillons ( $\Leftrightarrow$  10 secondes) sur Matlab sont :

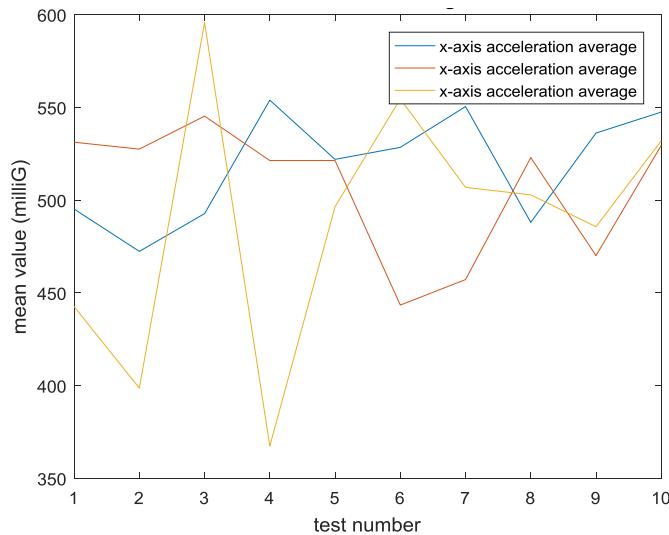


Figure 13. Moyenne de l'accélération

Les données obtenues sur l'ESPWROOM32 sont purement identiques (l'écart calculé est nul à chaque itération, les résultats ne sont donc pas exposés).

- Variance de l'accélération

La seconde caractéristique calculée est la variance de l'accélération, elle permet de voir l'écart que chacune des valeurs relevées a avec la moyenne sur la fenêtre traitée, cela permet de facilement détecter un mouvement sur une fenêtre précise. La variance est exprimée de la forme :

$$\text{variance} = \frac{1}{32} * \sum_{i=1}^{32} (a_{x,y,z} - \tilde{a}_{x,y,z})^2, \quad (2)$$

où  $\tilde{a}$  représente la moyenne sur la fenêtre d'une seconde.

L'écart mesuré entre les résultats obtenus par Matlab et l'ESPWROOM32 sont explicités dans le graphe suivant :

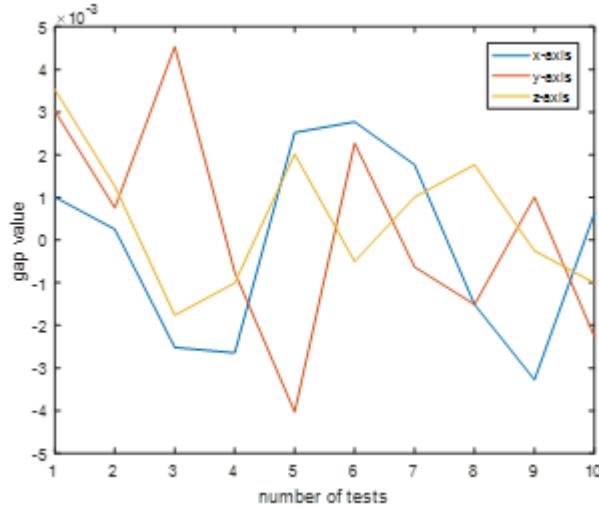


Figure 14. Écart de la variance de l'accélération

Les valeurs obtenues sont plutôt faibles, ce qui démontre que les valeurs calculées par l'ESP sont proches des valeurs déterminées par Matlab. Pour rendre compte de façon plus concrète la valeur que cet écart représente, on représente la déviation de la forme :

$$deviation = \left( \frac{\text{écart mesuré}}{\text{valeur attendue}} \right) * 100, \quad (3)$$

On obtient donc le graphe suivant :

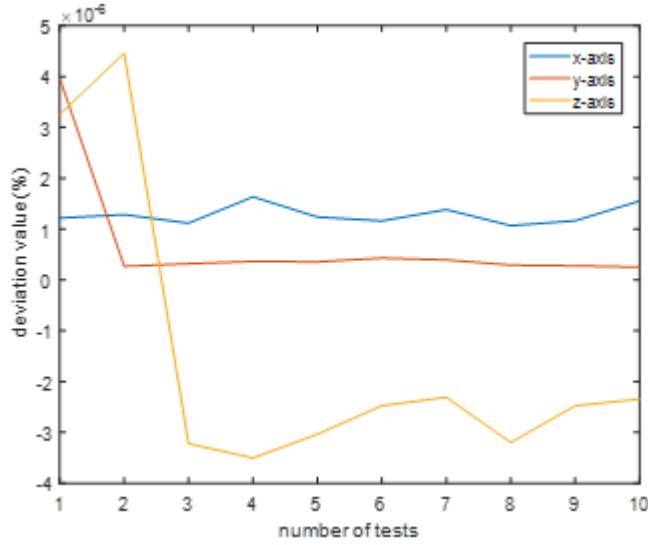


Figure 15. Déviation de la variance de l'accélération

On peut observer que la déviation est de l'ordre de  $10^{-6}\%$ , ce qui est négligeable compte tenu du fait que le carré accentue la valeur. On pourrait améliorer la précision en changeant de type de variable dans lequel le résultat est stocké. Cependant, cet écart est acceptable et l'objectif reste aussi de minimiser la quantité d'informations à stocker dans la mémoire flash de l'ESP.

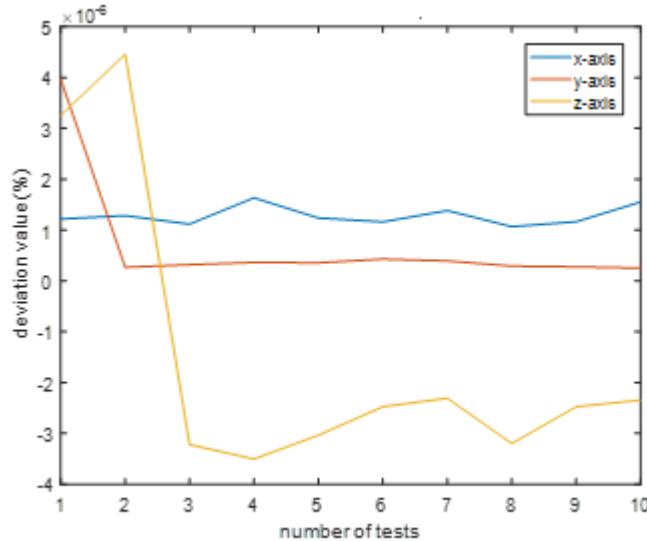


Figure 16. Déviation de la variance de l'accélération

- Skewness sur l'accélération

La caractéristique suivante qui est calculée est le Skewness sur l'accélération, il exprime un rapport entre la moyenne et la déviation (racine carrée de la variance). Il est utilisé pour représenter l'asymétrie de la distribution de l'accélération. On l'exprime sous la forme :

$$skewness = \frac{1}{32} * \sum_{i=1}^{l=32} \left( \frac{a_{x,y,z} - \bar{a}_{x,y,z}}{\sqrt{var(a_{x,y,z})}} \right)^3, \quad (4)$$

où  $\bar{a}$  représente la moyenne sur la fenêtre de une seconde ( $\Leftrightarrow moyenne_{1sec}$ ) et  $var(a_{x,y,z})$  la variance sur l'axe x, y, ou z. L'écart entre les résultats obtenus sur Matlab et l'ESP32 sont explicités dans le tableau suivant :

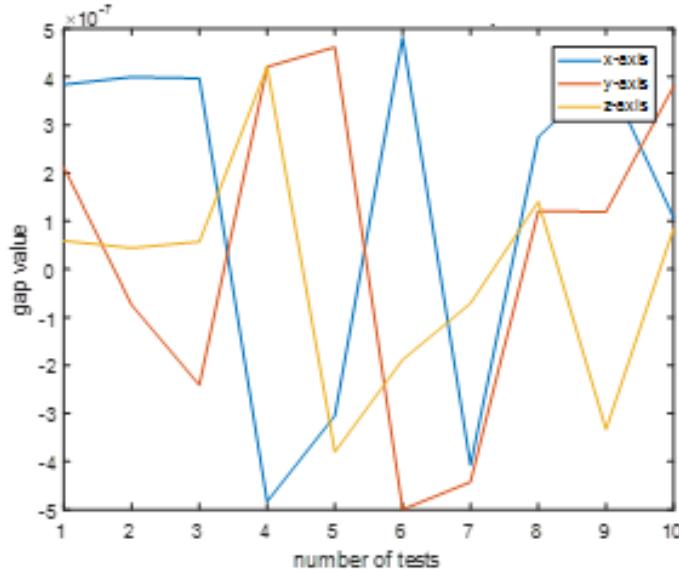


Figure 17. Écart sur le Skewness de l'accélération

Pour rendre compte plus clairement de l'écart, voici le graphe de la déviation correspondant à l'équation (3) :

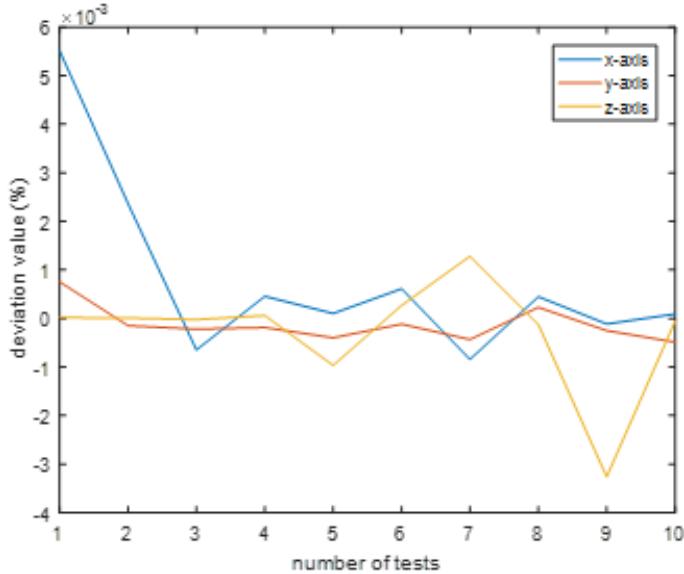


Figure 18. Déviation sur le Skewness de l'accélération

Pour comparer avec les résultats précédents, on constate que l'écart est plus faible (ordre  $10^{-7}$ ), cependant la déviation est plus élevée ( $10^{-3}\%$  au lieu de  $10^{-6}\%$  dans le cas précédents). Les valeurs de référence sont donc plus faibles, ainsi on constate l'importance d'exprimer la déviation en plus de l'écart. Cependant, ces valeurs démontrent toujours un écart négligeable, il n'est donc pas nécessaire d'augmenter la précision pour ce résultat.

- Moyenne de la résultante de l'accélération

On s'intéresse aussi à la norme de l'accélération pour déduire la vitesse du pied dans l'espace en prenant les trois axes confondus, la résultante s'exprime sous la forme :

$$\text{résultante} = a_x^2 + a_y^2 + a_z^2, \quad (5)$$

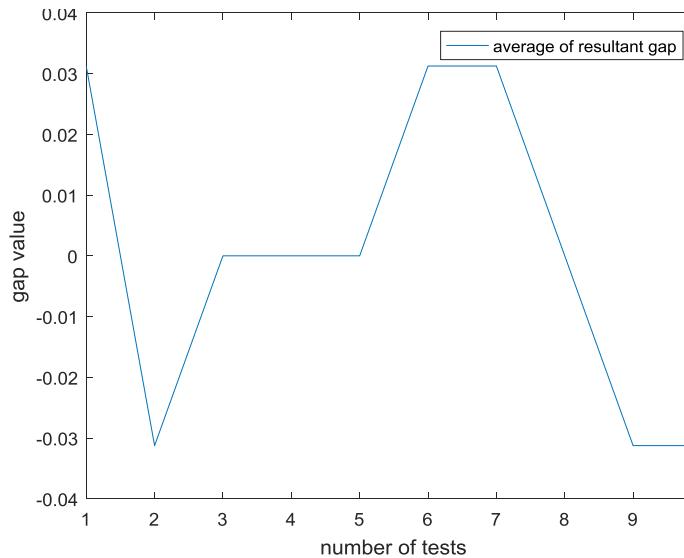


Figure 19. Écart de la moyenne de la résultante

De la même façon que pour l'accélération sur les trois axes, la moyenne de la résultante est exprimée de la même façon que dans l'équation (1), l'écart est représenté comme suit :

L'écart constaté est d'un ordre bien plus élevé que dans les cas précédents, de plus on sait que la variance dépend de la moyenne au carré, un écart aussi élevé quel que soit l'ordre de grandeur de la résultante peut avoir un gros impact sur la variance. Il est donc nécessaire d'augmenter la précision des variables utilisées pour le calcul quitte à occuper un peu plus de mémoire dans la mémoire flash et la mémoire vive. La pertinence des résultats est prioritaire. Ainsi en utilisant des doubles au lieu des floats on obtient un écart nul à chaque itération mais on sacrifie deux octets supplémentaires à chaque écriture dans la mémoire flash. La déviation qui en découle est donc nulle elle aussi.

- Variance de la résultante de l'accélération

De même que pour l'accélération sur les trois axes, on s'intéresse à la variance de la résultante afin de parfaire la vision que l'on peut avoir des déplacements mais aussi pour permettre de dissocier chacune des activités. La variance calculée de la même façon que dans l'équation (2). On obtient l'écart suivant entre les résultats Matlab et ceux de l'ESP :

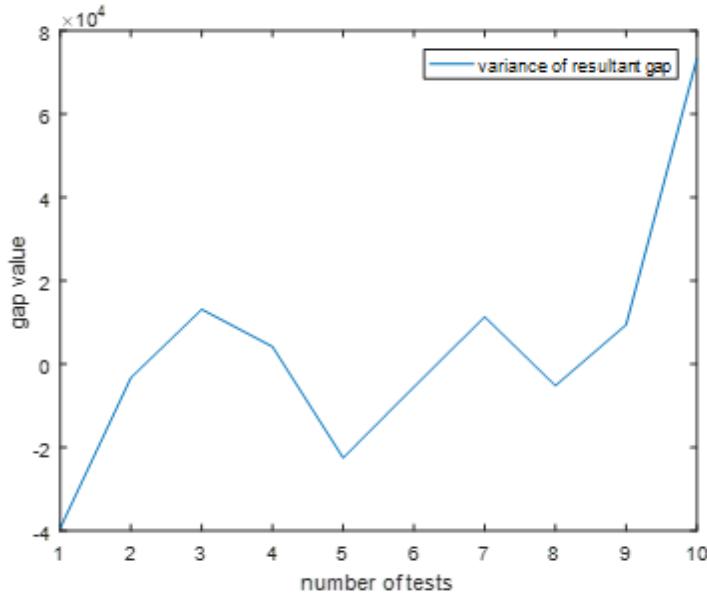


Figure 20. Écart de la variance de la résultante de l'accélération

On observe que comme pour la moyenne de la résultante, la valeur de l'écart est conséquente en raison du fait que les variables utilisées soient en 32 bits signées (float), pour annuler cet écart il faut utiliser des variables 64 bits (double). On constate ainsi que, comme pour la moyenne de la résultante, l'écart devient nul mais on utilise encore 2 octets supplémentaires qui seront enregistrés dans la mémoire flash à chaque fenêtre d'une seconde.

## Caractéristiques des Force Sensitive Resistor (FSR)

Dans notre application, nous utilisons quatre FSR qui sont utilisés à la même fréquence que le MPU9250 (soit 32 Hz), ce qui représente un total de 4x32 données soit 128 données à traiter chaque seconde. Ainsi pour minimiser le nombre de données à traiter par la suite, les données des quatre FSR ont été réduites à un centre de pression (COP → Center Of Pressure). Ce centre de pression exprime le barycentre entre quatre points disposés de façon à former un rectangle (on approxime la forme à un rectangle) :

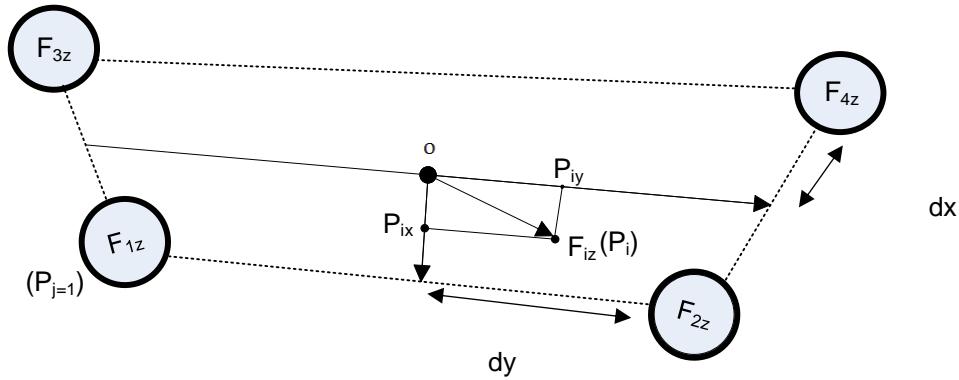


Figure 21. Disposition des FSR

Le calcul du centre de pression est effectué de la sorte :

$$COP_x = \left( \frac{dx}{F_{tot}} \right) * ((F_{2z} + F_{1z}) - (F_{4z} + F_{3z})), \quad (5)$$

$$COP_y = \left( \frac{dy}{F_{tot}} \right) * ((F_{4z} + F_{2z}) - (F_{1z} + F_{3z})), \quad (6)$$

Les  $F_{iz}$  représentent la force exercée sur le capteur correspondant,  $dx$  et  $dy$  représentent l'écart entre le 0 et les capteurs sur les axes x et y respectivement.  $F_{tot}$  représente la somme des forces mesurées sur les quatre capteurs ( $F_{tot} = 0 \Rightarrow COP_x = COP_y = 0$ ).

- Moyenne du centre de pression

Le but va ensuite être d'étudier les déplacements du centre de pression; ainsi, tout comme pour l'accéléromètre, on s'intéresse au calcul de la moyenne. En réutilisant l'équation (1), on obtient le modèle suivant :

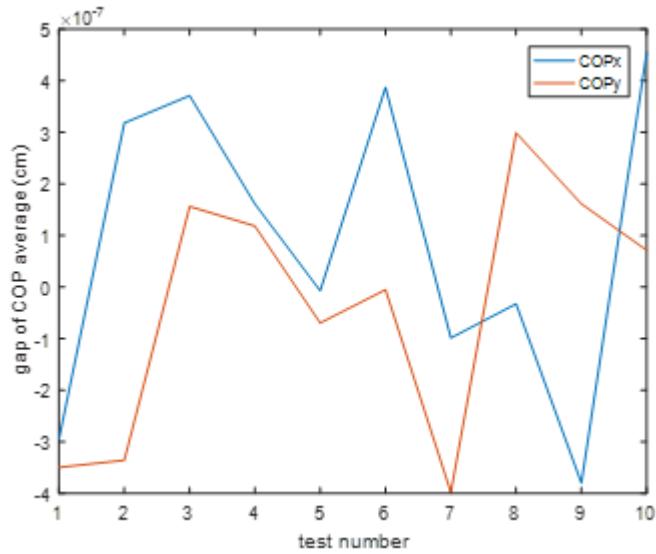


Figure 22. Écart de la moyenne de Centre de pression

Les valeurs d'écart sont relativement faibles, on va cependant observer les valeurs de déviation afin de rendre compte réellement de l'impact de cet écart :

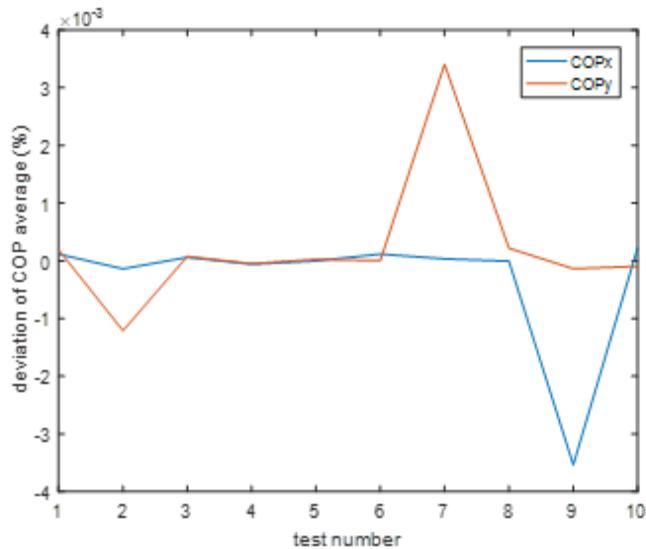


Figure 23. Déviation de la moyenne du centre de pression

La déviation est encore extrêmement faible, on peut donc dire que le calcul donne des résultats acceptables qui ne nécessitent pas d'augmenter la précision.

- Variance du centre de pression

Afin d'avoir un meilleur aperçu du déplacement du pied sur la semelle durant la fenêtre d'étude, on étudie la variance du centre de pression. Le calcul appliqué est identique à l'équation (2) :

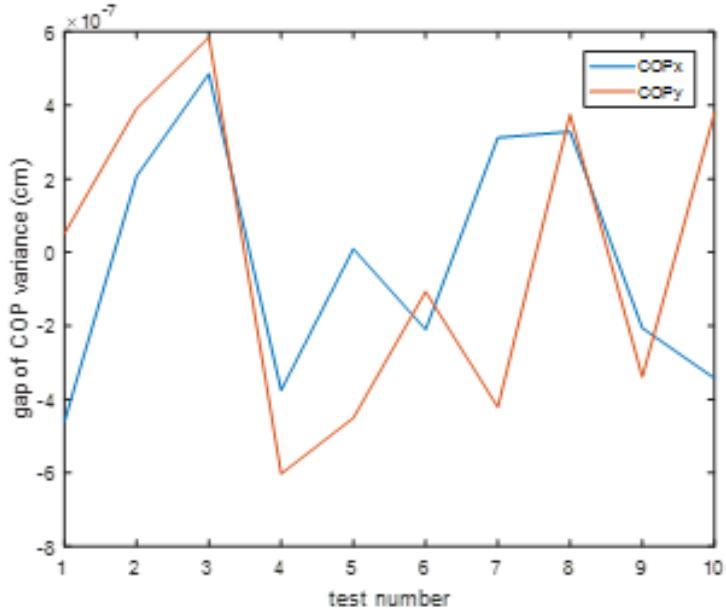


Figure 24. Écart des mesures de la variance du centre de pression

On constate que la déviation reste extrêmement faible, cela confirme donc la robustesse du calcul. Les résultats sont du même ordre que pour le calcul de la moyenne, on peut donc estimer que le calcul est correct, on vérifie cependant en observant la déviation :

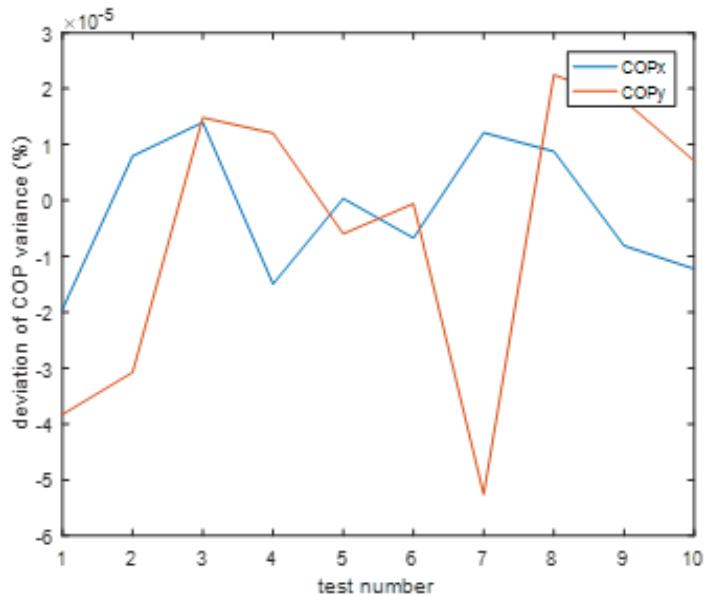


Figure 25. Déviation des résultats de la variance du centre de pression

Les résultats obtenus montrent que le calcul est correct et plutôt fiable sur cet échantillon de valeurs.

- Taux de déviation

Afin de mesurer une déviation entre la coordonnée x du centre de pression et sa coordonnée sur l'axe y, on calcule le taux de déviation de la sorte :

$$dev = \sqrt{\frac{var(COP_y)}{var(COP_x)}}, \quad (7)$$

$var(COP_x)$  et  $var(COP_y)$  exprimant respectivement les variances des centres de pression des axes x et y. On peut estimer que la valeur de la déviation sera d'autant plus élevée que la déviation du centre de pression sera sur l'axe x majoritairement et d'autant plus faible que la déviation se fera sur l'axe y. On observe les résultats suivant en affichant les résultats obtenus avec l'ESP32 et Matlab :

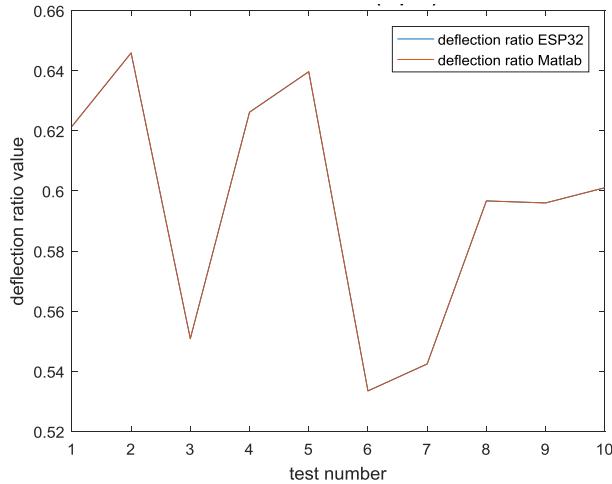


Figure 26. Comparaison des taux de déviation Matlab/ESP32

On peut observer que les deux courbes se confondent, on peut donc estimer que le calcul de l'ESP32 peut être validé. On peut constater par la déviation de l'écart par rapport aux valeurs attendues que le résultat est tout à fait satisfaisant :

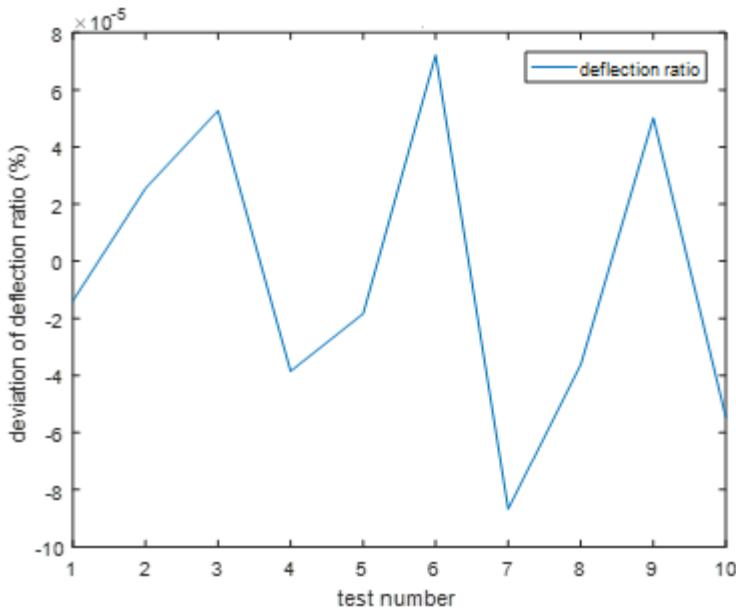


Figure 27. Déviation du taux alpha

La déviation étant de l'ordre de  $10^{-5}\%$ , cela confirme que les résultats obtenus sont corrects.

- Moyenne de la vitesse du centre de pression

Dans le but de distinguer plus facilement les mouvements du pied sur la semelle, le calcul de la vitesse du centre de pression a été mis en place. Pour réduire le nombre de données liées à la vitesse, il a été aussi nécessaire d'en extraire des caractéristiques comme la moyenne et le facteur  $\beta$ . Tout d'abord, voici le calcul de la vitesse du centre de pression :

$$\Delta_{COPx,y} = COP_{x,y,t} - COP_{x,y,(t-1)}, \quad (8)$$

$$V_{COP} = \sqrt{\Delta_{COPx}^2 + \Delta_{COPy}^2}, \quad (9)$$

On peut observer qu'il n'y a pas de division par le temps effectuée, l'écart de temps étant constant il n'est pas nécessaire de le prendre en compte car les algorithmes de classification ne

verront pas de différence avec des résultats proportionnels. De plus, éviter une opération telle que la division permet de gagner du temps de calcul et coûte moins de ressources CPU (Central Processor Unit). Le calcul de la moyenne est effectué de la même façon que dans l'équation (1).

Voici les résultats obtenus sur dix calculs successifs :

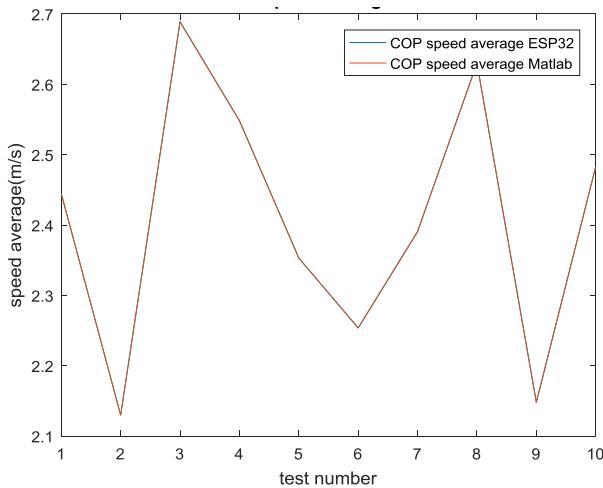


Figure 28. Comparaison des moyennes de vitesse du centre de pression

On peut constater que l'écart entre les valeurs n'est pas visible à l'œil nu, voici le graphe de la déviation afin de rendre compte de l'importance de l'écart par rapport aux valeurs attendues :

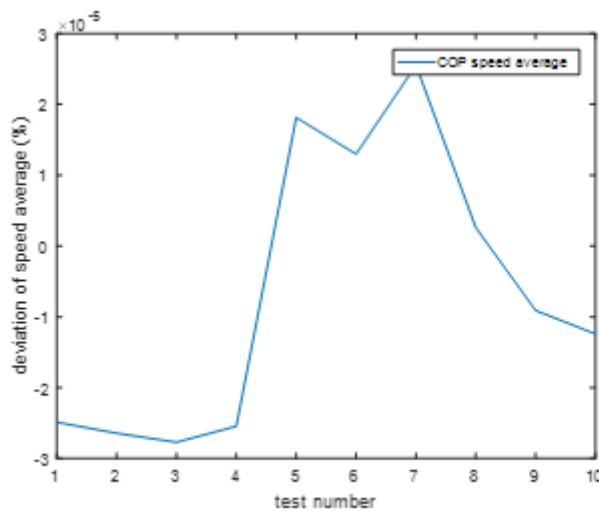


Figure 29. Déviation des valeurs calculées de la moyenne de la vitesse du centre de pression

La déviation étant de l'ordre de  $10^{-5}\%$ , on peut estimer que les résultats obtenus sont corrects et ne nécessitent pas d'augmenter la précision.

- Calcul du facteur  $\beta$

Le calcul de la moyenne de la vitesse du centre de pression permet de déterminer une caractéristique plus explicite qui est le facteur  $\beta$ . Ce facteur est tout simplement l'inverse de la moyenne de la vitesse. Le calcul s'exprime donc comme suit :

$$\beta = 1/\widetilde{V_{COP}}, \quad (10)$$

$\widetilde{V_{COP}}$  représentant la moyenne du centre de pression.

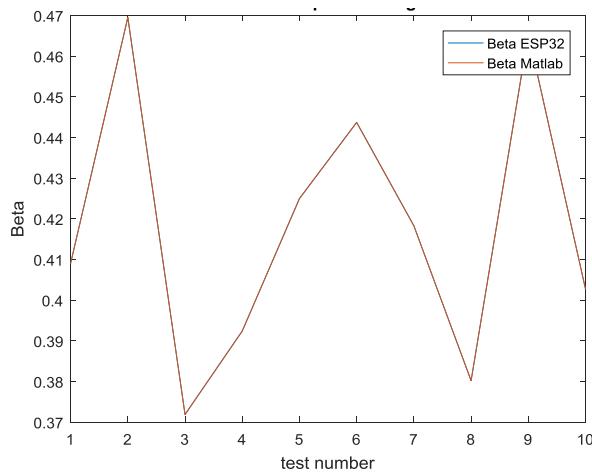


Figure 30. Facteur Beta

On peut observer que la différence entre les deux graphes est nulle.

## Caractéristiques à valider sur la semelle

Dans le but d'optimiser la reconnaissance du risque de chute et de la marche, les différentes étapes de la marche sont étudiées. Des caractéristiques comme la longueur de foulée, le temps de pose du pied au sol ou de balancement sont mises en place. Certaines autres caractéristiques sont extraites de ces différents paramètres comme le coefficient de variation et la déviation standard.

- *Longueur de foulée*

La longueur de foulée est la longueur parcourue par le pied entre deux coups de talons. Pour déterminer cette longueur, une approximation extraite de revue de la littérature a été extraite et s'exprime de la forme :

$$L_f = 0.98 * \sqrt[3]{\bar{a}_x} , \quad (11)$$

où  $\bar{a}_x$  représente l'accélération moyenne sur l'axe x.

Pour comparer les résultats obtenus, on peut observer les graphes obtenus avec les résultats de l'ESP32 et de Matlab :

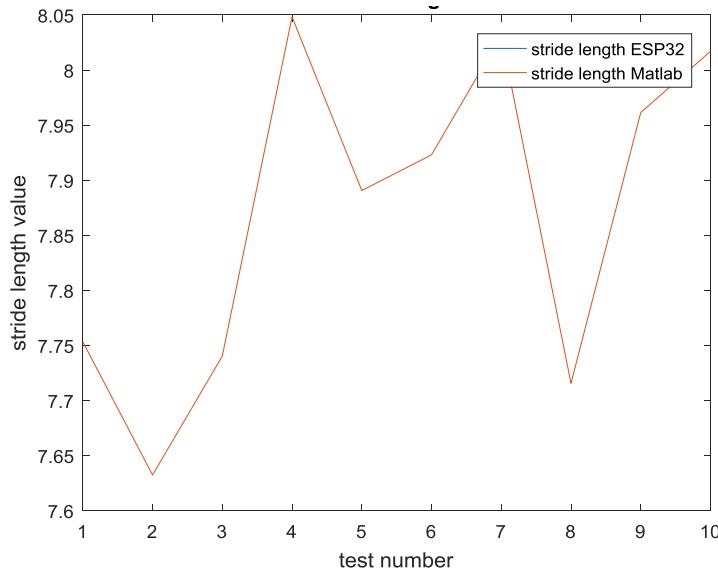


Figure 25. Calcul de la longueur de foulée

Les résultats obtenus semblent se confondre parfaitement, on peut afficher la déviation obtenue pour confirmer cette hypothèse.

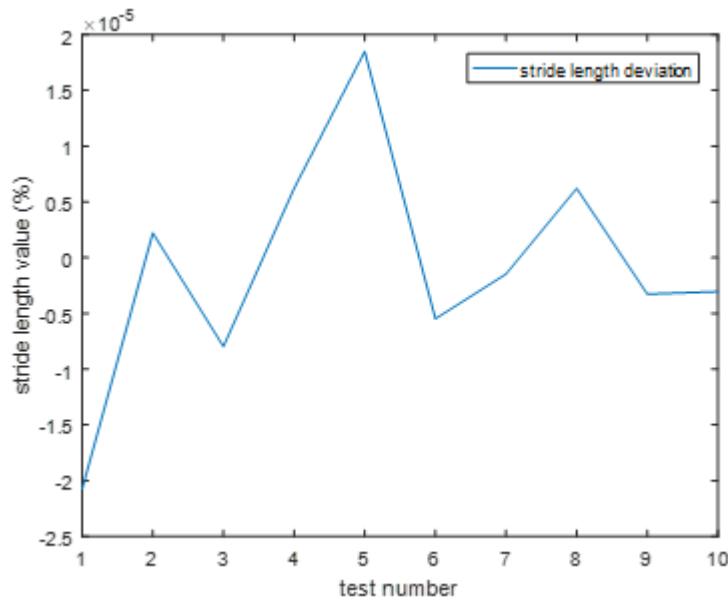


Figure 31. Déviation sur le calcul de la longueur de foulée

La déviation étant de l'ordre de  $10^{-5}\%$ , on peut donc confirmer la validité du calcul mis en place sur l'ESP32 et la non-nécessité d'augmenter la précision.

- *Moyenne de la longueur de foulée*

La longueur de foulée n'est pas utilisée directement car il est possible d'en extraire des données statistiques plus propices à la mesure d'un risque. La moyenne de la longueur de foulée pourrait permettre de détecter un comportement à risque par exemple. Si la moyenne de la longueur connaît un changement brusque entre plusieurs échantillonnages de valeur, on pourrait facilement constater que la marche n'est pas normale et qu'un comportement à risque est en train de se produire.

La moyenne de la longueur de foulée est calculée sur un échantillon de dix pas. L'équation utilisée est la même que l'équation (1). On obtient les résultats suivants :

Moyenne de la foulée ESP32	Moyenne de la foulée Matlab	Ecart	Déviation (%)
7.871316	7.871316233	2.33E-07	2.95E-06

Tableau 3. Données sur la moyenne des longueurs de foulées

On observe que l'écart entre les valeurs calculées par Matlab et celles calculées par l'ESP32 est minime. De plus, quand on évalue la déviation, on confirme que l'écart entre les deux valeurs est largement acceptable.

- *Déviation standard de la longueur de foulée*

Afin d'observer les écarts par rapport à une marche moyenne, on utilise la déviation standard. Pour reprendre l'exemple de la partie précédente, une valeur qui aurait un gros écart par rapport à la moyenne impliquerait une hausse de la déviation standard et signifierait qu'une situation à risque se produit. Le calcul de la déviation standard correspond à la racine carrée de la variance explicitée dans l'équation (2). On obtient donc :

$$\text{standard\_deviation} = \sqrt{\text{variance}}, \quad (12)$$

En utilisant les données que nous avons générées aléatoirement, on calcule la déviation standard sur un échantillon de dix pas, de même que pour la moyenne on en détermine le tableau suivant :

Déviation standard de la foulée ESP32	Déviation standard de la foulée Matlab	Ecart	Deviation (%)
0.149766	0.149766322	3.22E-07	2.15E-04

Tableau 4. Données sur la déviation standard de la longueur de foulée

On constate que les valeurs déterminées de chaque côté (ESP32 et Matlab) sont sensiblement identiques. On peut donc valider le calcul fait par l'ESP32 pour déterminer la déviation standard de la longueur de foulée.

- *Coefficient de variation de la longueur de foulée*

Afin d'optimiser la reconnaissance du risque, une autre caractéristique a été mise en place : le coefficient de variation. Il permet de normer la déviation standard par rapport à la moyenne afin de rendre compte de l'impact qu'a la déviation standard par rapport à celle-ci. Le coefficient de variation est exprimé de la façon suivante :

$$\text{Coefficient\_variation} = 100 * \left( \frac{\text{standard\_deviation}}{\bar{L}_f} \right), \quad (13)$$

où  $\bar{L}_f$  représente la moyenne de la longueur de la foulée sur dix pas. En se basant sur les résultats précédents, on obtient :

Coefficient de variation de la foulée ESP32	Coefficient de variation de la foulée Matlab	Ecart	Deviation (%)
1.902683	1.902684607	1.61E-06	8.44E-05

Tableau 5. Données sur le coefficient de variation de la longueur de foulée

On peut constater que, comme pour les résultats précédents, les données obtenues avec l'ESP32 sont acceptable et ne nécessitent pas d'en augmenter la précision.

### Reconnaissance du pas pour la marche

Pour la reconnaissance de la marche, je me suis basé sur le modèle définit en introduction (Figure 1.). De ce fait, je me suis limité à l'utilisation des capteurs FSR et donc du centre de pression pour repérer un pas traduisant la marche (en avant). Pour repérer la marche, je l'ai

délimité par l'action de deux pas traduisant une marche en avant, c'est-à-dire l'action successive de : 1) avoir le pied en l'air 2) poser le talon au sol 3) avoir le pied à plat.

Pour la première étape, je repère le fait que le pied soit en l'air ( $F_{totale} = 0$ ). Ainsi on peut établir que le pied est en balancement.

Pour la deuxième étape, je vérifie que le centre de pression sur l'axe y soit inférieur à un certain seuil par rapport à la valeur minimal plus un écart pouvant représenter le fait que le pied ne puisse être partiellement à plat lors de la pose du pied. Plus clairement, je vérifie si le COP correspond bien à une valeur correspondant au talon posé, c'est-à-dire que la valeur de COP soit inférieure à 85% (seuil à définir selon la personne, si la pose du talon n'est pas assez prononcé comme dans le cas d'une personne âgée on peut diminuer ce seuil) de  $-dy$  (voir figure 21.). Cela revient à vérifier si le centre de pression est dans la zone suivante :

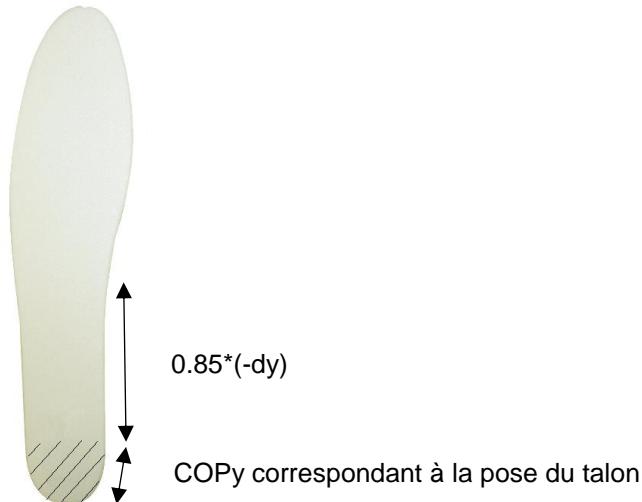


Figure 32. Pose du talon ( $COPy < 0.85\% (-dy)$ )

Enfin, je regarde combien de temps s'est écoulé entre la pose du pied et la reconnaissance du pied à plat (centre de pression sur l'axe y à peu près égal à zéro). Ainsi, on peut éviter de comptabiliser un pas lorsque le talon d'une personne touche le sol avant que le pas soit terminé pour éviter de signaler un risque inutilement. Cela revient donc à regarder si l'axe y du centre de pression avoisine zéro et si le temps entre la pose du talon et le pied à plat est inférieure à  $n^*\Delta t$  ( $n$  étant le nombre de fois que la fonction est appelée entre les deux détections et  $\Delta t$  la période à

laquelle la fonction est appelée soit 31.25 ms correspondant à une fréquence de 32Hz. Voici comment se représente la détection du pied à plat :

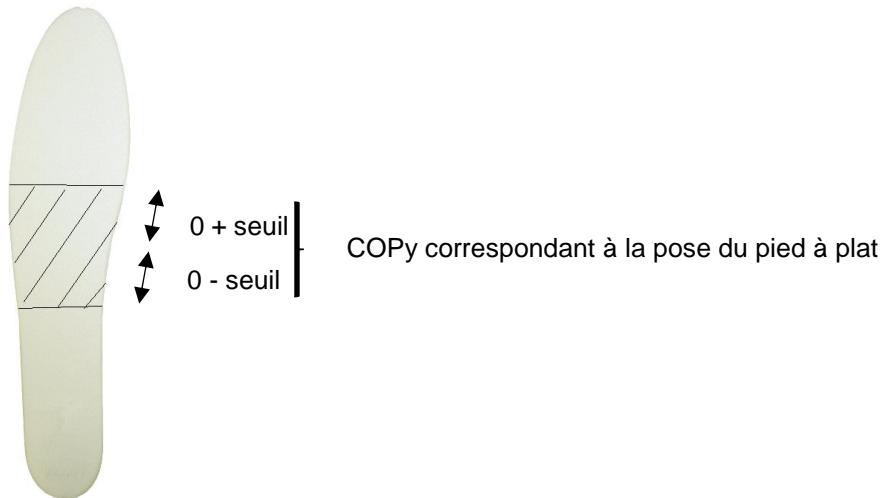


Figure 33. Pose du pied à plat ( $COPy \approx 0$ )

La reconnaissance de la marche donne des résultats totalement fiables pour détecter la marche d'une personne ayant une démarche normale. Cependant, dans le cas d'une personne âgée, il est possible que cela fonctionne moins bien mais aucun n'essais n'ont pu être effectués jusqu'à présent.

On peut voir dans les graphiques suivant le compte des pas effectué lors de tests sur le calcul du risque et de TUG (mesures de l'IMU lors d'un TUG → voir annexe 2) :

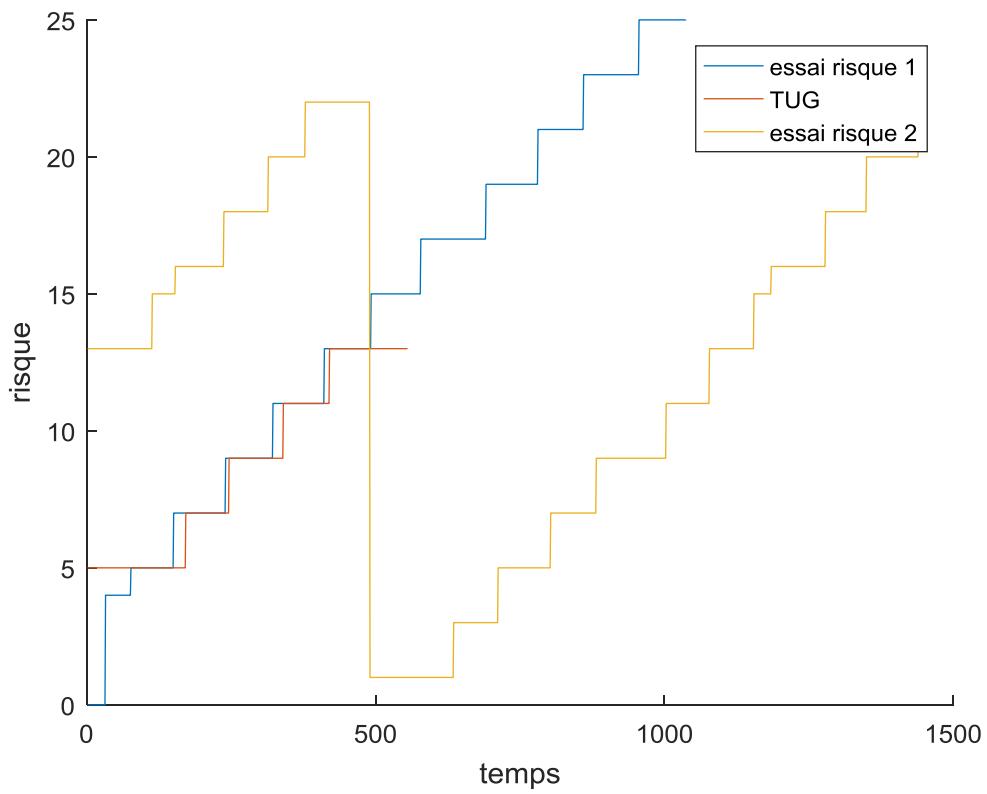


Figure 34. Nombre de pas durant les expérimentations

### **Essai risque 1**

Etant donné que la marche est faite sans pause lors d'un essai sur le risque, on peut observer que la courbe augmente de façon continue, ce qui traduit bien l'expérimentation.

### **Essai risque 2**

Comme dans le cas précédent, on voit que le nombre de pas augmente de façon linéaire, cependant le nombre repasse à zéro. C'est seulement dû à une autre fonctionnalité du programme qui enregistre toutes les cinq minutes le nombre de pas effectué et remets le compteur à zéro.

### **TUG**

On peut observer que le compteur de pas n'est pas initialement nul, en effet le compte des pas est démarré dès le démarrage de l'ESP et remets le compteur à zéro toutes les cinq minutes comme on peut le voir sur le graphe. Le nombre de pas augment linéairement, ce qui correspond bien au fait que la personne marche en continu.

## Calcul du risque

Le calcul du risque est calculé seulement à partir des caractéristiques extraites de la marche, son calcul est effectué en se servant de valeur de références extraites de travaux précédents. Le calcul effectué est basé sur une analyse statistique, cette analyse a été démontré comme aussi efficace que différents algorithmes de réseaux de neurones, le taux de reconnaissance est de 86%. Cependant, le calcul à mettre en place est beaucoup plus simple à mettre en œuvre et demande beaucoup moins de ressources, ce qui correspondait parfaitement à nos besoins puisque tous les calculs sont mis en place sur la semelle et que les ressources à disposition ne sont pas les mêmes que sur un ordinateur.

Pour commencer, le calcul du risque est basé sur quatre caractéristiques, le stance time, le swing time, le step time et le step length. Le calcul effectué se présente en trois étapes sous la forme suivante :

$$- \quad R = \frac{\text{mesure-référence}_\text{moyenne}}{\text{référence}_\text{variance}}, \quad (14)$$

Le calcul de R est effectué pour chacune des caractéristiques citées ci-dessus.

$$- \quad S = \sum(100 - \|R_i * \alpha_i\|), \quad (15)$$

avec  $\sum \alpha_i = 100$

- La valeur de S est seuillée pour définir un niveau de risque, sachant que plus la valeur est élevée, plus le risque est faible.

Comme le calcul du risque est basé sur seulement quatre caractéristiques, la valeur maximale qu'il puisse atteindre est de 400 s'il n'y a pas d'écart entre les valeurs mesurées et les valeurs de références. Ainsi, une modification de la valeur de risque obtenue est mise en place :

$$risk = \frac{400 - risk}{400} * 3, \quad (16)$$

On obtient ainsi une valeur de risque entre 0 et 3 avec 0 le risque le plus faible et 3 le risque maximal (chute).

En expérimentant de la marche en étant légèrement bousculé par moment ainsi qu'un TUG, on obtient les graphes suivant (mesures de l'IMU lors d'un TUG ➔ voir annexe 2) :

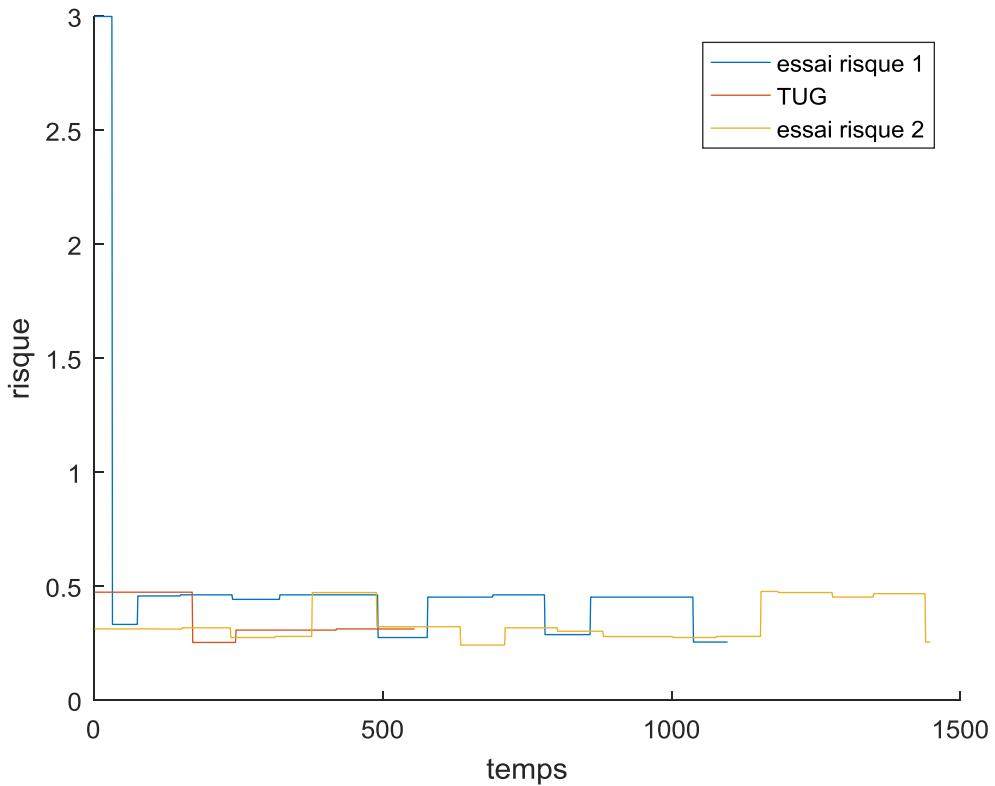


Figure 35. . Risque de chute lié à la marche lors d'essais

### Essai risque 1

On peut observer que le risque diminue lors du déséquilibre, il diminue parce que les valeurs de références ne sont pas adaptées à la personne effectuant les tests. Le déséquilibre n'étant pas assez important, on peut voir que les données se rapprochent des données de référence à ce moment-là.

### TUG

On peut constater que lors d'un TUG, le risque varie très peu.

### Essai risque 2

On peut constater que le risque est stable (non nul car les valeurs de références ne correspondent pas à celui qui a fait le test → valeur de référence existantes seulement pour des personnes âgées) lors de la marche et lorsqu'il y a bousculement, la valeur augmente.

Voici quelques images de l'expérimentation :



Figure 36. Image d'une expérimentation (TUG)

### Conclusion

La vérification des caractéristiques permet de valider la mise en place des différentes méthodes de réduction qui sont appliqués aux paquets de données récoltées. À l'aide de Matlab il a été possible de vérifier chacune des caractéristiques mises en place et de définir s'il était nécessaire d'augmenter la précision des calculs dans certains cas. Vérifier la fiabilité des calculs mis en place est un enjeu important dans la détection d'activités car une déviation trop importante sur les résultats attendus pourrait empêcher la distinction de certaines activités en plus de ne pas refléter le comportement réel des capteurs.

Les caractéristiques ainsi mises en place pourront permettre de distinguer plus facilement les différentes activités. Chaque caractéristique devrait posséder des valeurs propres à chaque activité ou groupe d'activités, par exemple la moyenne de la vitesse du centre de pression pourrait avoir des valeurs similaires pour la marche et le fait de tourner mais des valeurs bien distinctes dans le cas de se lever ou s'assoir. Ainsi la classification des activités pourra être optimale.

## **CONCLUSION**

Dans le cadre de mes travaux de recherche, j'ai voulu mettre en place une reconnaissance de la marche ainsi que le calcul du risque associé qui soit totalement fiable. De plus, je devais mettre en place un système qui soit utilisable pour la suite du projet qui est de reconnaître les activités à risque et le calcul du niveau de risque associé à chacune de ces activités.

Pour mettre en place ce système, j'ai dû m'aider de la littérature ainsi que de mes partenaires qui avaient déjà expérimenter dans ce domaine. Il a fallu aussi mettre en place les outils de vérifications nécessaires pour valider chacune des étapes des calculs afin d'obtenir les meilleures performances.

La contrainte majeure de ce projet était que tout le système est développé en système embarqué, ce qui oblige à mettre en place des systèmes peu complexe qui soient peu coûteux en ressources. Cependant, les résultats de chacun des calculs ont été démontrés comme étant extrêmement fiable tout en étant imbriqué dans une architecture qui puisse garantir les meilleures performances grâce à l'utilisation d'une fenêtre glissante et d'une segmentation optimisée pour chaque activité à reconnaître.

Pour la continuité du projet, il faudra mettre en place la reconnaissance des autres activités ainsi que le calcul du risque qui leur sont associé. De plus, pour l'amélioration du projet, il est toujours possible de modifier la reconnaissance de la marche en utilisant l'accéléromètre pour reconnaître le mouvement de balancement du pied (à l'aide d'une cross-corrélation par exemple). Cette méthode de reconnaissance n'a pas été mis en place car les résultats obtenus sont très concluants pour les expérimentations faites en laboratoire mais il est possible qu'ils demandent une amélioration lors de leur application pour des personnes âgées.

## BIBLIOGRAPHIE

- [1] Wikipédia, dernière modification 2017/10/20, cité le 2017/11/01 : [https://fr.wikipedia.org/wiki/Body\\_Area\\_Network](https://fr.wikipedia.org/wiki/Body_Area_Network)
- [2] Feng Lin, Chen Song, Xiaowei Xu, Lora Cauvoto, Wenyao Xu, "Sensing from the Bottom: Smart Insole Enabled Patient Handling Activity Recognition Through Manifold Learning", 2016 IEEE First International Conference on Connected Health: Applications, Systems and Engineering Technologies (CHASE), vol. 00, no. , pp. 254-263, 2016, doi:10.1109/CHASE.2016.22
- [3] Manu Myry, Aki Halme, Tapio Karinsalo, Timo Salpavaara, Jukka Lekkala, Pekka Iso-Ketola, Jukka Vanhalta, "Development of a Lower Extremity Rehabilitation Aid Utilizing an Insole-Integrated Load Sensor Matrix and a Sole-Embedded Measurement Node", 2012 16th International Symposium on Wearable Computers, vol. 00, no. , pp. 107-114, 2009, doi:10.1109/ISWC.2009.20
- [4] Guoru Zhao, Lei Wang, Cong Liu, Tiexiang Wen, Teng Zhang, "Clubfoot Pattern Recognition towards Personalized Insole Design", Wearable and Implantable Body Sensor Networks, International Workshop on, vol. 00, no. , pp. 273-276, 2010, doi:10.1109/BSN.2010.13
- [5] Uli Niemann, Myra Spiliopoulou, Fred Samland, Thorsten Szczechanski, Jens Grutzner, Antao Ming, Juliane Kellersmann, Jan Malanowski, Silke Klose, Peter R. Mertens, "Learning Pressure Patterns for Patients with Diabetic Foot Syndrome", 2016 IEEE 29th International Symposium on Computer-Based Medical Systems (CBMS), vol. 00, no. , pp. 54-59, 2016, doi:10.1109/CBMS.2016.31
- [6] Basim Hafidh, Hussein Al Osman, Abdulmotaleb El Saddik, "SmartInsole: A foot-based activity and gait measurement device", 2013 IEEE International Conference on Multimedia and Expo Workshops (ICMEW), vol. 00, no. , pp. 1-4, 2013, doi:10.1109/ICMEW.2013.6618323
- [7] Paton,J.;Bruce,G.;Jones,R.;Stenhouse,E. Volume 25, Issue 1, pp. 52-62
- [8] Lirani-Silva, E., et al. "Continuous use of textured insole improve plantar sensation and stride length of people with Parkinson disease: A pilot study." Gait & Posture 58: 495-497.
- [9] Oberzaucher, J., et al. (2010). Using a Wearable Insole Gait Analyzing System for Automated Mobility Assessment for Older People. Computers Helping People with Special Needs: 12th International Conference, ICCHP 2010, Vienna, Austria, July14-16, 2010, Proceedings, Part II. K. Miesenberger, J. Klaus, W. Zagler and A. Karshmer. Berlin, Heidelberg, Springer Berlin Heidelberg: 600-603.
- [10] Talavera, G., et al. (2015). Fully-Wireless Sensor Insole as Non-invasive Tool for Collecting Gait Data and Analyzing Fall Risk. Ambient Intelligence for Health: First International Conference, AmIHEALTH 2015, Puerto Varas, Chile, December 1-4, 2015, Proceedings. J. Bravo, R. Hervás and V. Villarreal. Cham, Springer International Publishing: 15-25.
- [11] Braun, B. J., et al. (2015). "Validation and reliability testing of a new, fully integrated gait analysis insole." Journal of Foot and Ankle Research 8(1): 54.
- [12] Zequera, M., et al. (2008). Effectiveness of Insole in Reducing Plantar Pressure and Improving Gait on Diabetic Patient (2007). IV Latin American Congress on Biomedical Engineering 2007, Bioengineering Solutions for Latin America Health: September 24th–28th, 2007 Margarita Island, Venezuela. C. Müller-Karger, S. Wong and A. La Cruz. Berlin, Heidelberg, Springer Berlin Heidelberg: 718-722.
- [13] Braun, B. J., et al. (2017). "Weight-bearing recommendations after operative fracture treatment—fact or fiction? Gait results with and feasibility of a dynamic, continuous pedobarography insole." International Orthopaedics 41(8): 1507-1512.
- [14] Stief, T. and K. Peikenkamp (2015). "A new insole measurement system to detect bending and torsional moments at the human foot during footwear condition: a technical report." Journal of Foot and Ankle Research 8(1): 49.

- [15] Gagnon David, Ménélas Bob-Antoine-Jerry et Otis Martin J.-D.. Qualitative risk of falling assessment based on gait abnormalities. Dans : *IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics* , 13-16 Oct. 2013, Manchester, United Kingdom
- [16] Barkallah Eya. (2016). *Conception et évaluation d'un instrument de mesure pour la détection des postures et des mouvements contraignants menant à l'apparition des troubles musculosquelettiques en milieu de travail à l'aide de réseaux de neurones*. Mémoire de maîtrise, Université du Québec à Chicoutimi.

## Annexe

### Annexe 1 : Calcul de la compensation sur le magnétomètre

#### Axes de l'IMU

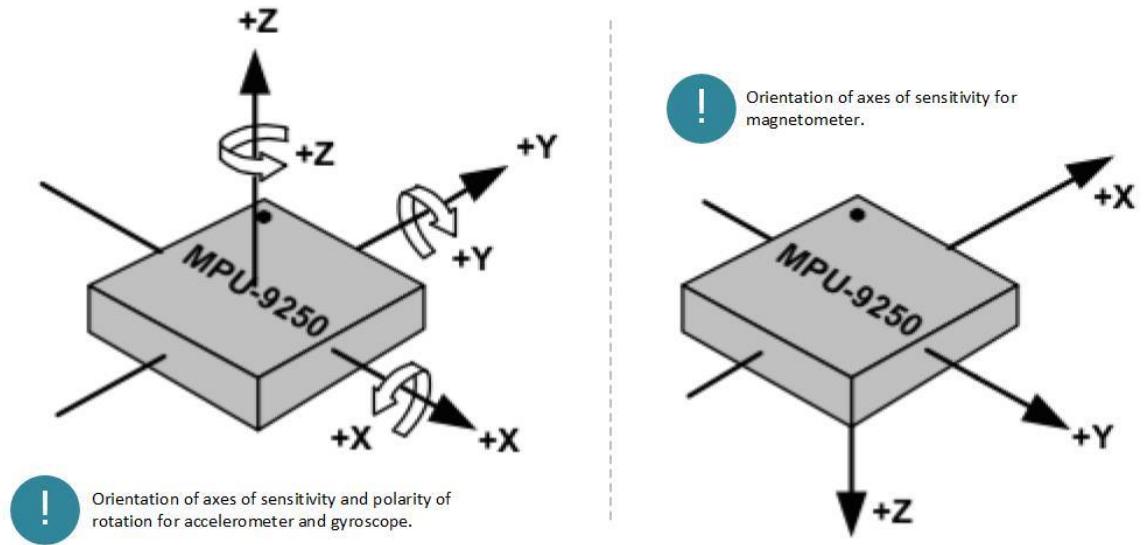


Figure 37. Orientation du MPU9250

- Accéléromètre

$$\text{On a } \mathbf{G}_r = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ g \end{pmatrix}_{\text{referentiel terrestre}} \quad \text{et } \mathbf{G}_p = R_x(\phi) * R_y(\theta) * R_z(\psi) * \mathbf{G}_r$$

Pour calculer la compensation, on calcule les rotations inverses pour le pitch et le roll :

$$R_y(-\theta) * R_x(-\phi) * \mathbf{G}_p = R_z(\psi) * \mathbf{G}_r \quad (17)$$

#### Magnétomètre

$$\text{On a } \mathbf{B}_r = B * \begin{pmatrix} \cos \delta \\ 0 \\ \sin \delta \end{pmatrix}_{\text{referentiel terrestre}} \quad \text{et } \mathbf{B}_p = R_x(\phi) * R_y(\theta) * R_z(\psi) * \mathbf{B}_r$$

Pour calculer la compensation, on calcule les rotations inverses pour le pitch et le roll :

$$R_y(-\theta) * R_x(-\phi) * \mathbf{B}_p = R_z(\psi) * \mathbf{B}_r \quad (18)$$

### **Calcul du pitch et du roll à partir de l'accéléromètre**

L'accéléromètre est orienté correctement, il n'y a donc pas de transformation à appliquer aux mesures du capteur. À partir de l'équation (1), on obtient :

$$\begin{bmatrix} \cos \theta & 0 & \sin \theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \theta & 0 & \cos \theta \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \phi & -\sin \phi \\ 0 & \sin \phi & \cos \phi \end{bmatrix} * \begin{pmatrix} Gp_x \\ Gp_y \\ Gp_z \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \psi & \sin \psi & 0 \\ -\sin \psi & \cos \psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ g \end{pmatrix}$$

$$\Rightarrow \begin{bmatrix} \cos \theta & \sin \theta * \sin \phi & \sin \theta * \cos \phi \\ 0 & \cos \phi & -\sin \phi \\ -\sin \theta & \cos \theta * \sin \phi & \cos \theta * \cos \phi \end{bmatrix} * \begin{pmatrix} Gp_x \\ Gp_y \\ Gp_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ g \end{pmatrix}$$

(19)

(19) → La deuxième ligne nous donne l'équation suivante :

$$Gp_y * \cos \phi - Gp_z * \sin \phi = 0 \rightarrow Gp_y * \cos \phi = Gp_z * \sin \phi$$

$$\rightarrow \tan \phi = \frac{Gp_y}{Gp_z} \rightarrow \boxed{\phi = \text{atan} \frac{Gp_y}{Gp_z}}$$

(19) → La première ligne nous donne l'équation suivante :

$$Gp_x * \cos \theta + Gp_y * \sin \theta * \sin \phi + Gp_z * \sin \theta * \cos \phi = 0$$

$$\rightarrow Gp_x * \cos \theta = -\sin \theta * (Gp_y * \sin \phi + Gp_z * \cos \phi)$$

$$\rightarrow \tan \theta = \frac{-Gp_x}{Gp_y * \sin \phi + Gp_z * \cos \phi} \rightarrow \boxed{\theta = \text{atan} \left( \frac{-Gp_x}{Gp_y * \sin \phi + Gp_z * \cos \phi} \right)}$$

### **Calcul du yaw à partir du magnétomètre, du pitch et du roll**

Le magnétomètre ayant une orientation différente de l'accéléromètre, il est nécessaire de faire un changement de repère pour que le calcul de la compensation soit correct et prenne un sens concret.

A partir des axes, on peut définir la matrice suivante traduisant le changement de coordonnées :

$$Q = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 \end{bmatrix}$$

Ce qui traduit le changement suivant :

$$[m_x \ m_y \ m_z]_{magnéto} = [m_y \ m_x \ -m_z]_{accéléromètre}$$

On en déduit donc :  $Br = \begin{pmatrix} 0 \\ \cos \theta \\ -\sin \theta \end{pmatrix}$

En prenant le premier membre de l'équation (2), on obtient :

$$\begin{aligned} R_z(\psi) * Br &= \begin{bmatrix} \cos \psi & \sin \psi & 0 \\ -\sin \psi & \cos \psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{pmatrix} 0 \\ \cos \theta \\ -\sin \theta \end{pmatrix} * B \\ \Rightarrow R_z(\psi) * Br &= \begin{pmatrix} \sin \psi * \cos \theta \\ \cos \psi * \cos \theta \\ -\sin \theta \end{pmatrix} * B \end{aligned}$$

À partir de l'équation (2) et du résultat du calcul de l'équation (3), on obtient :

$$\begin{pmatrix} \sin \psi * \cos \theta \\ \cos \psi * \cos \theta \\ -\sin \theta \end{pmatrix} * B = \begin{bmatrix} \cos \theta & \sin \theta * \sin \phi & \sin \theta * \cos \phi \\ 0 & \cos \phi & -\sin \phi \\ -\sin \theta & \cos \theta * \sin \phi & \cos \theta * \cos \phi \end{bmatrix} * \begin{pmatrix} Bp_y \\ Bp_x \\ -Bp_z \end{pmatrix}$$

On obtient un système à deux équations :

$$B * \sin \psi * \cos \theta = Bp_y * \cos \theta + Bp_x * \sin \theta * \sin \phi - Bp_z * \sin \theta * \cos \phi \quad (20)$$

$$B * \cos \psi * \cos \theta = Bp_x * \cos \phi + Bp_z * \sin \phi \quad (21)$$

En divisant (20) par (21), on obtient :

$$\tan \psi = \frac{Bp_y * \cos \theta + Bp_x * \sin \theta * \sin \phi - Bp_z * \sin \theta * \cos \phi}{Bp_x * \cos \phi + Bp_z * \sin \phi}$$

Et

donc

$$\boxed{\psi = \text{atan} \left( \frac{Bp_y * \cos \theta + Bp_x * \sin \theta * \sin \phi - Bp_z * \sin \theta * \cos \phi}{Bp_x * \cos \phi + Bp_z * \sin \phi} \right)}$$

## Annexe 2 : mesures d'un TUG

accel_x	accel_y	accel_z	mag_x	mag_y	mag_z
-2139	-91	-17294	-1090	-280	-1072
-2200	-48	-17221	-1090	-280	-1072
-2177	-13	-17151	-1090	-280	-1072
-2137	-53	-17144	-1090	-280	-1072
-2134	-4	-17270	-1090	-280	-1072
-2116	-18	-17166	-1090	-280	-1072
-2151	-55	-17182	-1090	-280	-1072
-2122	-58	-17114	-1090	-280	-1072
-2155	12	-17204	-1090	-280	-1072
-2178	-51	-17208	-1094	-280	-1066
-2205	-17	-17161	-1094	-280	-1066
-2170	3	-17179	-1094	-280	-1066
-2155	-26	-17182	-1094	-280	-1066
-2182	-64	-17151	-1094	-280	-1066
-2327	-119	-17051	-1094	-280	-1066
-2271	-52	-17142	-1094	-280	-1066
-2244	81	-17170	-1094	-280	-1066
-2154	42	-17183	-1094	-280	-1066
-2129	1	-17219	-1094	-280	-1066
-2158	3	-17209	-1094	-280	-1066
-2006	27	-17252	-1094	-280	-1066
-2053	44	-17220	-1094	-280	-1066
-2222	7	-17181	-1094	-280	-1066
-2206	47	-17137	-1094	-280	-1066
-2098	100	-17132	-1094	-280	-1066
-2140	62	-17200	-1097	-279	-1065
-2188	18	-17194	-1097	-279	-1065
-2201	91	-17181	-1097	-279	-1065
-2165	85	-17097	-1097	-279	-1065
-2649	-232	-17165	-1097	-279	-1065
-2649	-232	-17165	-1097	-279	-1065
-1798	-175	-17349	-1104	-284	-1072
-1790	-186	-17337	-1104	-284	-1072
-1813	-241	-17343	-1104	-284	-1072
-1777	-301	-17286	-1104	-284	-1072
-1810	-202	-17326	-1104	-284	-1072
-1813	-197	-17296	-1104	-284	-1072

-1744	-132	-17305	-1104	-284	-1072
-1731	-168	-17391	-1104	-284	-1072
-1678	-230	-17331	-1107	-291	-1061
-1696	-273	-17367	-1107	-291	-1061
-1884	-168	-17320	-1107	-291	-1061
-1624	-286	-17320	-1107	-291	-1061
-1537	-290	-17320	-1107	-291	-1061
-1937	-147	-17362	-1107	-291	-1061
-1614	-692	-17388	-1107	-291	-1061
-1924	-472	-17930	-1107	-291	-1061
-698	-617	-16626	-1107	-291	-1061
-1824	100	-17514	-1107	-291	-1061
-2542	-489	-17122	-1107	-291	-1061
-1685	-473	-17963	-1107	-291	-1061
-1830	85	-17085	-1107	-291	-1061
-1561	-112	-17256	-1107	-291	-1061
-1500	197	-17583	-1107	-291	-1061
-1360	400	-17104	-1107	-291	-1061
-1340	83	-17501	-1109	-287	-1063
-765	5	-17180	-1109	-287	-1063
-749	-510	-17108	-1109	-287	-1063
-2610	1	-18179	-1109	-287	-1063
-1846	-21	-17026	-1109	-287	-1063
-1614	440	-17627	-1109	-287	-1063
-998	162	-17271	-1109	-287	-1063
-1009	231	-17525	-1109	-287	-1063
-556	415	-16854	-1109	-287	-1063
-1498	459	-17172	-1109	-287	-1063
-991	262	-17211	-1109	-287	-1063
-994	-124	-17445	-1109	-287	-1063
-1934	-148	-16986	-1109	-287	-1063
-1511	-402	-17138	-1109	-287	-1063
-1666	-888	-16515	-1109	-287	-1063
-3091	-1744	-18054	-1109	-287	-1063
-2113	-1340	-17988	-1102	-298	-1070
531	-1747	-17348	-1102	-298	-1070
-1654	-1714	-18324	-1102	-298	-1070
-2148	-1205	-18004	-1102	-298	-1070
-1343	-1191	-17541	-1102	-298	-1070
-2746	-1329	-18395	-1102	-298	-1070
-1361	-2501	-17993	-1102	-298	-1070

-232	-2230	-18042	-1102	-298	-1070
-762	-2337	-17376	-1102	-298	-1070
-573	-2261	-17998	-1102	-298	-1070
-62	-207	-17290	-1102	-298	-1070
-1285	-1960	-16334	-1102	-298	-1070
-2619	-1778	-18819	-1102	-298	-1070
-2839	-2710	-17543	-1102	-298	-1070
-2706	-4970	-17420	-1102	-298	-1070
-4082	-4071	-19594	-1102	-298	-1070
546	1527	-16850	-1066	-298	-1078
49	-571	-16438	-1066	-298	-1078
-2792	-900	-20066	-1066	-298	-1078
1115	510	-14704	-1066	-298	-1078
-817	-588	-17858	-1066	-298	-1078
-1651	-824	-18780	-1066	-298	-1078
-1177	108	-17032	-1066	-298	-1078
-1583	-360	-17924	-1066	-298	-1078
-1104	-670	-17596	-1066	-298	-1078
-648	259	-17862	-1066	-298	-1078
-83	-303	-17711	-1066	-298	-1078
-1210	-406	-18850	-1066	-298	-1078
-1738	-674	-18984	-1066	-298	-1078
-1657	205	-19459	-1066	-298	-1078
-2065	302	-21751	-1066	-298	-1078
-6368	452	-25361	-1066	-298	-1078
-7137	5088	-22192	-1107	-323	-1039
-9687	3182	-21678	-1107	-323	-1039
1323	-8981	-7730	-1107	-323	-1039
-338	-16938	-11015	-1107	-323	-1039
-5969	-17325	-8759	-1107	-323	-1039
-4053	-13325	-12102	-1107	-323	-1039
-4791	-7317	-20969	-1107	-323	-1039
-2652	-2472	-24318	-1107	-323	-1039
-1514	-653	-22487	-1107	-323	-1039
-2274	2496	-24593	-1107	-323	-1039
-231	5288	-20576	-1107	-323	-1039
4371	10831	-22109	-1107	-323	-1039
4383	15356	-16988	-1107	-323	-1039
4137	15606	-22343	-1107	-323	-1039
3334	6731	-13650	-1107	-323	-1039
736	-19788	-13244	-1107	-323	-1039

-16311	-2168	-29849	-991	-193	-1051
12714	8050	-18277	-991	-193	-1051
-11022	-2206	-19225	-991	-193	-1051
1631	164	-16034	-991	-193	-1051
-1521	-3003	-16083	-991	-193	-1051
-1842	-41	-18881	-991	-193	-1051
-3196	-816	-17337	-991	-193	-1051
-6161	-281	-18534	-991	-193	-1051
-4154	-174	-18223	-991	-193	-1051
-4143	-716	-17288	-991	-193	-1051
-2674	-1460	-16861	-991	-193	-1051
-2322	-1412	-17482	-991	-193	-1051
-2697	-382	-16301	-991	-193	-1051
-3715	-87	-17214	-991	-193	-1051
-2706	-406	-17564	-991	-193	-1051
-113	-512	-17358	-991	-193	-1051
-1679	-840	-17602	-1057	-189	-1045
-2682	281	-18496	-1057	-189	-1045
-922	-442	-16698	-1057	-189	-1045
-719	403	-17922	-1057	-189	-1045
-1631	625	-17332	-1057	-189	-1045
-2374	1939	-17139	-1057	-189	-1045
-2769	2220	-18686	-1057	-189	-1045
-1434	242	-17853	-1057	-189	-1045
-3033	1682	-21991	-1057	-189	-1045
-2402	-1874	-24269	-1057	-189	-1045
-2438	-3672	-30562	-1057	-189	-1045
-13522	-192	-32768	-1057	-189	-1045
-14942	9745	-32768	-1057	-189	-1045
-5288	6456	-26261	-1057	-189	-1045
-1584	6914	-22542	-1057	-189	-1045
-8384	-24231	1917	-1057	-189	-1045
700	-8062	-10537	-1122	-244	-1000
-806	-6602	-8905	-1122	-244	-1000
-5129	-3590	-12017	-1122	-244	-1000
-2851	-785	-17298	-1122	-244	-1000
-2051	1014	-21501	-1122	-244	-1000
-3681	594	-28994	-1122	-244	-1000
-2469	3599	-30320	-1122	-244	-1000
-1833	3449	-27098	-1122	-244	-1000
-1503	7740	-25396	-1122	-244	-1000

3684	25000	-21470	-1122	-244	-1000
10535	32767	-25364	-1122	-244	-1000
-15721	21804	-32768	-1122	-244	-1000
-6115	-16438	-31919	-1122	-244	-1000
-12672	-23277	136	-1122	-244	-1000
14887	20369	-30541	-1122	-244	-1000
-9839	-6298	-22529	-1122	-244	-1000
-202	3636	-16973	-941	-61	-1051
-517	94	-17598	-941	-61	-1051
-3229	-2677	-18390	-941	-61	-1051
-2542	-494	-18287	-941	-61	-1051
-3291	-925	-17069	-941	-61	-1051
-2740	-247	-17456	-941	-61	-1051
-2614	898	-17100	-941	-61	-1051
-1748	420	-16544	-941	-61	-1051
-1731	1138	-16804	-941	-61	-1051
-1186	1451	-16831	-941	-61	-1051
-238	873	-16665	-941	-61	-1051
-1350	273	-17299	-941	-61	-1051
-483	1007	-17578	-941	-61	-1051
-1744	365	-17965	-941	-61	-1051
-2400	990	-18227	-941	-61	-1051
-2692	2545	-19911	-941	-61	-1051
91	1321	-24165	-1082	-204	-1046
-5319	-421	-25098	-1082	-204	-1046
-9417	-2026	-32768	-1082	-204	-1046
-16155	1341	-32768	-1082	-204	-1046
-15568	14954	-31087	-1082	-204	-1046
-3462	-3370	-23021	-1082	-204	-1046
-2149	-8628	-2014	-1082	-204	-1046
-3827	-14747	-8354	-1082	-204	-1046
-7116	-14038	-3289	-1082	-204	-1046
6093	-6366	-6879	-1082	-204	-1046
2941	-6552	-10348	-1082	-204	-1046
1594	-4558	-15427	-1082	-204	-1046
2056	-1935	-22670	-1082	-204	-1046
-2516	4270	-32714	-1082	-204	-1046
-265	5201	-30148	-1082	-204	-1046
-1255	6580	-32768	-1082	-204	-1046
-6948	16651	-32768	-1106	-232	-1032
13122	32767	-21571	-1106	-232	-1032

14131	32767	-30635	-1106	-232	-1032
-2310	-5668	-26292	-1106	-232	-1032
-32768	-32768	-15672	-1106	-232	-1032
4995	21045	-19201	-1106	-232	-1032
-2276	10013	-18881	-1106	-232	-1032
217	-1615	-21516	-1106	-232	-1032
1567	2653	-16226	-1106	-232	-1032
-3872	-2527	-18555	-1106	-232	-1032
-270	466	-17326	-1106	-232	-1032
-2280	1109	-18061	-1106	-232	-1032
-1619	1399	-16719	-1106	-232	-1032
-1451	-332	-16992	-1106	-232	-1032
-476	1844	-16597	-1106	-232	-1032
-2436	-2386	-16653	-1106	-232	-1032
81	-163	-17665	-1038	-198	-1058
-1005	1003	-17752	-1038	-198	-1058
-945	-293	-17885	-1038	-198	-1058
-752	-315	-17965	-1038	-198	-1058
-354	-1233	-18176	-1038	-198	-1058
68	-715	-17967	-1038	-198	-1058
4351	-1517	-18060	-1038	-198	-1058
-1565	402	-18585	-1038	-198	-1058
-10538	865	-24506	-1038	-198	-1058
-9482	228	-29041	-1038	-198	-1058
-14867	-7349	-32768	-1038	-198	-1058
-11223	-614	-32768	-1038	-198	-1058
-15636	13044	-27337	-1038	-198	-1058
-20067	-28281	-12354	-1038	-198	-1058
-6691	-14932	32767	-1038	-198	-1058
-170	-11215	-9464	-1038	-198	-1058
-16332	-16063	-6314	-1191	-287	-933
276	-655	-12358	-1191	-287	-933
-1001	-136	-13970	-1191	-287	-933
-3317	-631	-21931	-1191	-287	-933
-1469	-2506	-27076	-1191	-287	-933
-1654	13552	-32768	-1191	-287	-933
-19207	31141	-32768	-1191	-287	-933
-12368	32767	-8183	-1191	-287	-933
8059	32767	4316	-1191	-287	-933
-5775	-11475	-32768	-1191	-287	-933
-32768	-27588	-26247	-1191	-287	-933

32767	24687	-21477	-1191	-287	-933
-25202	-10090	-3666	-1191	-287	-933
6328	7466	-32768	-1191	-287	-933
-6395	-3771	-14607	-1191	-287	-933
-2147	-2111	-19320	-1191	-287	-933
-2575	262	-17420	-1061	-159	-1049
-4439	-247	-17558	-1061	-159	-1049
-5036	792	-16880	-1061	-159	-1049
-3509	271	-16227	-1061	-159	-1049
-749	486	-18352	-1061	-159	-1049
1864	-861	-15303	-1061	-159	-1049
-484	-2859	-18719	-1061	-159	-1049
-467	129	-18764	-1061	-159	-1049
-598	710	-17167	-1061	-159	-1049
-1663	650	-17909	-1061	-159	-1049
-1312	850	-17757	-1061	-159	-1049
-928	868	-17732	-1061	-159	-1049
-362	110	-17202	-1061	-159	-1049
316	829	-17858	-1061	-159	-1049
364	974	-17156	-1061	-159	-1049
-556	1335	-18668	-1061	-159	-1049
921	528	-19141	-1116	-198	-1022
-2067	3156	-19386	-1116	-198	-1022
-7329	3709	-25142	-1116	-198	-1022
-10787	-5123	-32768	-1116	-198	-1022
-4222	2238	-32768	-1116	-198	-1022
-9128	5822	-26916	-1116	-198	-1022
-1897	-1457	-20858	-1116	-198	-1022
540	1987	-232	-1116	-198	-1022
-4482	-13199	497	-1116	-198	-1022
-1868	4970	-17342	-1116	-198	-1022
-17233	-8237	-5134	-1116	-198	-1022
-5764	-1269	-11608	-1116	-198	-1022
-11425	2767	-15306	-1116	-198	-1022
-16338	6077	-19084	-1116	-198	-1022
-16955	5978	-17935	-1116	-198	-1022
-15832	7488	-18861	-1116	-198	-1022
-18412	11408	-20095	-1199	-179	-955
-16785	12298	-17980	-1199	-179	-955
-11245	13977	-14887	-1199	-179	-955
-8217	16006	-14997	-1199	-179	-955

-5788	18374	-21716	-1199	-179	-955
712	16569	-14658	-1199	-179	-955
1799	23646	-18523	-1199	-179	-955
-680	9203	-22370	-1199	-179	-955
1742	-5699	-10983	-1199	-179	-955
1752	6853	-22635	-1199	-179	-955
-12466	-6684	-12174	-1199	-179	-955
1959	4375	-20941	-1199	-179	-955
904	-2188	-13987	-1199	-179	-955
1091	99	-17998	-1199	-179	-955
-910	261	-19012	-1199	-179	-955
-4000	-2458	-19255	-1199	-179	-955
-3657	-1081	-20098	-1066	-50	-1016
-2225	-1569	-17504	-1066	-50	-1016
-1724	-1255	-17584	-1066	-50	-1016
25	1089	-16570	-1066	-50	-1016
-1874	963	-16787	-1066	-50	-1016
-1383	719	-17014	-1066	-50	-1016
-680	-365	-17428	-1066	-50	-1016
-408	-269	-17316	-1066	-50	-1016
-1498	-252	-18845	-1066	-50	-1016
-2139	135	-17510	-1066	-50	-1016
-1575	115	-17886	-1066	-50	-1016
-402	527	-17381	-1066	-50	-1016
-1252	710	-17897	-1066	-50	-1016
-967	1450	-17910	-1066	-50	-1016
-1553	437	-17417	-1066	-50	-1016
128	80	-19340	-1066	-50	-1016
-2152	-73	-20381	-1089	-63	-1017
-5365	-23	-23724	-1089	-63	-1017
-3245	-1236	-26989	-1089	-63	-1017
-8876	-3178	-32279	-1089	-63	-1017
-17854	10078	-32768	-1089	-63	-1017
-22366	8792	-32768	-1089	-63	-1017
15036	-11439	-11994	-1089	-63	-1017
-11877	-10328	7240	-1089	-63	-1017
-3282	7461	-12616	-1089	-63	-1017
-14853	-5471	318	-1089	-63	-1017
-2705	-6722	-6977	-1089	-63	-1017
-5387	-142	-11726	-1089	-63	-1017
-8144	3580	-15310	-1089	-63	-1017

-6678	5483	-17970	-1089	-63	-1017
-8321	6194	-23476	-1089	-63	-1017
-5845	11525	-32471	-1089	-63	-1017
-3518	6388	-26649	-1048	-18	-1018
-764	4483	-29553	-1048	-18	-1018
3866	13136	-27673	-1048	-18	-1018
10410	32307	-17286	-1048	-18	-1018
13824	32767	-29394	-1048	-18	-1018
5176	17203	-21885	-1048	-18	-1018
-25602	-32768	-13996	-1048	-18	-1018
15602	32767	-31084	-1048	-18	-1018
-16637	-4495	-13379	-1048	-18	-1018
8600	6664	-21809	-1048	-18	-1018
-6362	-5132	-17157	-1048	-18	-1018
-2812	-1399	-18315	-1048	-18	-1018
-2125	-3622	-18478	-1048	-18	-1018
-1355	-33	-18409	-1048	-18	-1018
-2296	-1286	-17640	-1048	-18	-1018
-1755	-731	-17138	-1048	-18	-1018
-1130	1407	-17114	-997	-11	-1015
-921	895	-16153	-997	-11	-1015
-2239	28	-17050	-997	-11	-1015
-371	464	-17321	-997	-11	-1015
-1062	-216	-17333	-997	-11	-1015
-317	415	-17925	-997	-11	-1015
-1069	304	-18087	-997	-11	-1015
-1038	546	-18433	-997	-11	-1015
-2929	1413	-19780	-997	-11	-1015
-1978	2657	-21395	-997	-11	-1015
-4975	247	-22830	-997	-11	-1015
-5694	-508	-28008	-997	-11	-1015
-14838	-2858	-32768	-997	-11	-1015
-15411	4435	-32768	-997	-11	-1015
-14361	10217	-32768	-997	-11	-1015
-20960	-7625	-993	-997	-11	-1015
6078	-20683	17239	-1218	-128	-920
-4641	-12989	-12136	-1218	-128	-920
-10935	-14091	-6977	-1218	-128	-920
2633	-3694	-6501	-1218	-128	-920
-2605	1002	-16654	-1218	-128	-920
-1770	4504	-19718	-1218	-128	-920

-783	396	-26890	-1218	-128	-920
-333	2084	-30098	-1218	-128	-920
-1258	2554	-32527	-1218	-128	-920
-2104	6946	-32768	-1218	-128	-920
-4532	32767	-23767	-1218	-128	-920
32767	32767	-25141	-1218	-128	-920
-3686	19201	-28090	-1218	-128	-920
-7990	-27925	-19818	-1218	-128	-920
-1447	-14686	-19154	-1218	-128	-920
24508	29246	-31676	-1218	-128	-920
-11331	-4598	-18489	-891	25	-939
-1196	-2784	-16327	-891	25	-939
2269	795	-18506	-891	25	-939
-3535	-888	-17957	-891	25	-939
-2917	-302	-18153	-891	25	-939
-2278	254	-17837	-891	25	-939
-3507	535	-17029	-891	25	-939
-1994	1289	-16571	-891	25	-939
-1565	1220	-16416	-891	25	-939
-3410	1061	-16979	-891	25	-939
-155	1013	-17594	-891	25	-939
-1113	1251	-17034	-891	25	-939
-286	892	-16943	-891	25	-939
-423	1462	-17197	-891	25	-939
-736	1350	-17379	-891	25	-939
-2588	2131	-19027	-891	25	-939
-2822	1215	-21347	-1031	-29	-1023
-99	1022	-22169	-1031	-29	-1023
-5721	724	-25754	-1031	-29	-1023
-15454	-205	-32768	-1031	-29	-1023
-15588	5391	-32768	-1031	-29	-1023
-11628	13565	-28119	-1031	-29	-1023
-10843	-17956	-17340	-1031	-29	-1023
-655	1154	13173	-1031	-29	-1023
-11955	-13352	-3271	-1031	-29	-1023
-5894	-5463	-7284	-1031	-29	-1023
3871	-2866	-2735	-1031	-29	-1023
-1097	-3758	-6216	-1031	-29	-1023
-2695	1670	-16116	-1031	-29	-1023
-4886	1681	-22734	-1031	-29	-1023
-4741	3417	-24068	-1031	-29	-1023

-6401	7644	-26229	-1031	-29	-1023
-7850	9228	-25456	-1141	-101	-1001
-10021	13847	-26263	-1141	-101	-1001
-8485	17533	-24428	-1141	-101	-1001
-2590	24066	-19266	-1141	-101	-1001
10750	32767	-19392	-1141	-101	-1001
-5956	17735	-25658	-1141	-101	-1001
13560	-25689	-16102	-1141	-101	-1001
10383	7571	-20975	-1141	-101	-1001
2638	8367	-20467	-1141	-101	-1001
-5627	-904	-23940	-1141	-101	-1001
-1837	2438	-15163	-1141	-101	-1001
-5113	-2406	-20891	-1141	-101	-1001
-1007	1531	-19252	-1141	-101	-1001
-1511	-766	-17970	-1141	-101	-1001
-850	-115	-17579	-1141	-101	-1001
-896	-238	-16869	-1141	-101	-1001
-1248	-1879	-16916	-951	-29	-1003
-2071	-1424	-17578	-951	-29	-1003
-1040	-1054	-17224	-951	-29	-1003
-756	-286	-17392	-951	-29	-1003
-2645	565	-18438	-951	-29	-1003
-1287	-1161	-19712	-951	-29	-1003
-1056	82	-17657	-951	-29	-1003
884	697	-17537	-951	-29	-1003
-1009	-2376	-20078	-951	-29	-1003
-2309	-2390	-22954	-951	-29	-1003
-4169	-202	-22340	-951	-29	-1003
-4306	-9858	-32768	-951	-29	-1003
-6853	-2219	-32768	-951	-29	-1003
989	4384	-16506	-951	-29	-1003
6746	-974	-10511	-951	-29	-1003
196	-10541	-10414	-951	-29	-1003
-6930	-9685	-12339	-1048	-16	-1008
-7739	-8396	-8861	-1048	-16	-1008
-12547	-9415	-11097	-1048	-16	-1008
-16944	-9525	-12310	-1048	-16	-1008
-21784	-6941	-16358	-1048	-16	-1008
-25023	-4161	-22033	-1048	-16	-1008
-30568	2467	-16921	-1048	-16	-1008
-30790	25748	-5986	-1048	-16	-1008

-24634	32767	-8299	-1048	-16	-1008
-32768	32767	-15728	-1048	-16	-1008
-5110	-15659	-12153	-1048	-16	-1008
13982	5233	-18138	-1048	-16	-1008
-5405	-7843	-24104	-1048	-16	-1008
1305	-4146	-15977	-1048	-16	-1008
-5721	-967	-22205	-1048	-16	-1008
-2664	2132	-18097	-1048	-16	-1008
-2689	1347	-16265	-944	-336	-1088
1193	2361	-16506	-944	-336	-1088
-979	1111	-16737	-944	-336	-1088
168	802	-15135	-944	-336	-1088
3174	-185	-16296	-944	-336	-1088
-6677	-665	-19483	-944	-336	-1088
-6760	-906	-16474	-944	-336	-1088
-2677	-1201	-17874	-944	-336	-1088
-1296	-423	-15478	-944	-336	-1088
-4224	-1476	-18582	-944	-336	-1088
-7045	-745	-18196	-944	-336	-1088
-2434	-2558	-17242	-944	-336	-1088
1494	-1795	-16968	-944	-336	-1088
-3464	-2200	-19057	-944	-336	-1088
-10846	-5702	-13114	-944	-336	-1088
7634	1702	-15788	-944	-336	-1088
-1846	-4854	-21577	-926	-286	-1122
-7927	-3866	-14943	-926	-286	-1122
-2242	1321	-16070	-926	-286	-1122
-1156	-973	-19689	-926	-286	-1122
-3108	-3372	-16144	-926	-286	-1122
-1621	-1015	-19169	-926	-286	-1122
-948	-2459	-17625	-926	-286	-1122
-2214	-3021	-19318	-926	-286	-1122
-4991	-2665	-16448	-926	-286	-1122
-221	-3411	-17822	-926	-286	-1122
3382	1714	-16604	-926	-286	-1122
-1782	1037	-15956	-926	-286	-1122
-4058	-998	-17771	-926	-286	-1122
-2492	-2795	-17101	-926	-286	-1122
-2275	-1072	-17311	-926	-286	-1122
-4161	-3935	-17277	-926	-286	-1122
-3742	-2888	-17384	-985	-319	-1093

-1960	-395	-18071	-985	-319	-1093
-748	95	-17071	-985	-319	-1093
-2469	-2072	-17064	-985	-319	-1093
-2621	-1898	-17205	-985	-319	-1093
-226	1366	-17047	-985	-319	-1093
800	1549	-17331	-985	-319	-1093
-1515	-3581	-17044	-985	-319	-1093
-2007	-225	-18956	-985	-319	-1093
-1700	301	-17519	-985	-319	-1093
-1214	139	-16494	-985	-319	-1093
-2740	308	-17519	-985	-319	-1093
-1671	-407	-17123	-985	-319	-1093
-1107	-352	-17385	-985	-319	-1093
-2096	-123	-17462	-985	-319	-1093
-2108	95	-17224	-985	-319	-1093
-1786	-153	-17325	-1085	-295	-1073
-1901	-266	-17286	-1085	-295	-1073
-1651	-418	-17437	-1085	-295	-1073
-1760	-316	-17370	-1085	-295	-1073
-1797	-154	-17259	-1085	-295	-1073
-1787	-195	-17414	-1085	-295	-1073
-1941	-308	-17418	-1085	-295	-1073
-1736	-187	-17276	-1085	-295	-1073
-1996	26	-17139	-1085	-295	-1073
-1962	76	-17154	-1085	-295	-1073
-1978	-119	-17394	-1085	-295	-1073
-1908	-182	-17346	-1085	-295	-1073
-1865	-103	-17304	-1085	-295	-1073
-1897	-97	-17404	-1085	-295	-1073
-1761	-131	-17404	-1085	-295	-1073
-1882	-96	-17408	-1085	-295	-1073
-1971	97	-17062	-1103	-297	-1077
-2124	333	-17004	-1103	-297	-1077
-2218	287	-17215	-1103	-297	-1077
-2090	131	-17178	-1103	-297	-1077
-1999	109	-17201	-1103	-297	-1077
-2005	139	-17188	-1103	-297	-1077
-2082	143	-17039	-1103	-297	-1077
-2033	111	-17207	-1103	-297	-1077
-1969	63	-17286	-1103	-297	-1077
-2056	85	-17299	-1103	-297	-1077

-2035	103	-17169	-1103	-297	-1077
-2022	108	-17076	-1103	-297	-1077
-1938	-22	-17372	-1103	-297	-1077
-1912	-59	-17324	-1103	-297	-1077
-1935	-24	-17306	-1103	-297	-1077
-1954	32	-17260	-1103	-297	-1077
-1956	152	-17098	-1090	-292	-1068
-2014	28	-17301	-1090	-292	-1068
-1981	-19	-17256	-1090	-292	-1068
-2001	56	-17214	-1090	-292	-1068
-2038	69	-17261	-1090	-292	-1068
-1990	44	-17277	-1090	-292	-1068
-1992	52	-17198	-1090	-292	-1068
-2022	88	-17125	-1090	-292	-1068
-2018	91	-17214	-1090	-292	-1068
-2011	57	-17223	-1090	-292	-1068
-1980	73	-17233	-1090	-292	-1068
-1999	38	-17179	-1090	-292	-1068
-1937	87	-17244	-1090	-292	-1068
-1942	96	-17147	-1090	-292	-1068
-1928	56	-17234	-1090	-292	-1068
-2009	13	-17251	-1090	-292	-1068
-1936	8	-17329	-1098	-288	-1062
-1993	19	-17209	-1098	-288	-1062
-1988	-22	-17309	-1098	-288	-1062
-1944	-83	-17346	-1098	-288	-1062