République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieure et de la Recherche Scientifique

Université **Yahia Farès** de **Médéa**



Faculté de Technologie
Département de Génie Electrique

Projet de fin d'étude

Présenté pour l'obtention du diplôme
de Master en Instrumentation

Thème :

Etude et réalisation d'un système du l'Analyse Quantifiée de la Marche

Présenté par :

Mr. MAZOUZI Younes

Mlle. BENROUISSI Maroua

Dirigé par :

Mr. CHADLI. Samir

Année universitaire 2020/2021

Remerciements

Tout d'abord, on rend grâce à Allah qui nous a donné la santé et la volonté et selon notre but.

Nous adressons notre profonds remerciements à notre encadreur Mr. CHADLI.**S** qu'il nous conseiller et guider pour faire ce travail.

Nous remercions également tous les membres du jury pour avoir accepté ce rôle et pour l'honneur qu'ils nous font de juger notre travail.

Nous présentons enfin, notre profonde gratitude a notre famille, Pour nous soutenir au long de notre carrière académique.

En fin, nous remercions tous ceux qui ont contribué à notre formation durant 18 ans d'étude.

Merci Encore une autre fois

Younes Maroua



Dédicace

Je dédie cet humble travail.

Tout d'abord je tiens à remercier الله le tout puissant de m'avoir donné la santé, la volonté et le courage.

Ensuite, à mon père et ma mère pour leur soutien et leurs encouragements et qu'aucune dédicace ne pourra compenser leur sacrifice pour mon bien être et mon bonheur.

A mon cher frère Souhaib, pour qui j'ai beaucoup Appréciation.

A ma soeur Elham et Safa et Douaa, je leur souhaite une longue vie Plein de joie et de succès.

A toute les personnes de ma famille etmes amis Fayçal, Zineb, Abdel Malek, Hanane, hamida, Et à tous ceux qui m'aiment.

En particulier à mon collègue de ce projet **MAZOUZI Younes** qui n'a jamais manqué de travailler et de se moderniser Master 2 en instrumentation industriel

À notre encadreur, **M. CHADLI SAMIR.**

Et à tous ceux qui nous ont soutenus pour l'achèvement de ce projet avec réussite.

Maroua

Dédicace

Donner mon travail à: Mon cher père et ma chère mère (*Yamina*)· Avec tous mes sentiments de respect, d'amour, de gratitude et de gratitude pour tous les sacrifices qui ont été faits pour m'élever afin de m'élever avec dignité et d'assurer mon éducation dans les meilleures conditions·

Et A toute ma famille et mes chers frères: *Islam*, *Abdo* Sans oublier tous mes collègues et amis·

Et surtout mon dévouement envers mes chers *Nawal* qui m'ont apporté un grand soutien moral· J'espère que ce travail doit répondre à vos désirs et aux fruits de votre soutien·

Younes

الملخص :

هدف هذا المشروع هو تصميم و انجاز عقد استشعار لاسلكية للارسال و استقبال البيانات بواسطة على متحكم مصغر من نوع اردوينو و لدراسة و تحليل حركة المشي لدى الانسان. تحتوي على لاقط حساس تسارع وجيروسكوب من نوع MEMS لقياس بيانات التسارع .و السرعة لاجزاء السفلية لجسم الانسان اثناء المشي .

كلمات المفتاحية:.دراسة و تحليل حركة المشي .عقدة الاستشعار. حساب تسارع. اردوينو.

Résumé :

L'objectif de ce projet est de concevoir et de mettre en œuvre des nœuds de capteurs sans fil pour transmettre et recevoir des données en utilisant un microcontrôleur Arduino pour étudier et analyser le mouvement de la marche humaine. Il contient un capteur d'accélération de type MEMS et un capteur de gyroscope pour mesurer les données d'accélération et de vitesse pour les parties inférieures du corps humain pendant la marche.

Mots clés : Etude et analyse du mouvement de marche. Nœud capteur. Calcul de l'accélération. Arduino.

Abstract:

The objective of this project is to design and implement wireless sensor nodes for transmitting and receiving data by using an Arduino microcontroller to study and analyze human walking movement. It contains a MEMS-type acceleration sensor and gyroscope pickup to measure acceleration and velocity data for the lower parts of the human body while walking.

Keywords: Study and analysis of walking movement. Sensor node. Acceleration calculation. Arduino.

LISTE DES FIGURES……...…… I

LISTEDES TABLEAUX…… II

LISTE DES ACRONYMES…….. III

Introduction Général…….....……1

Chapitre I : Généralité sur l'analyse de la marche humaine

1. Introduction ……..3

2. La marche humaine ……..3

3. Bref historique : ….....3

4. Les outillés d'analyse de la marche : ……...4

5. Approche structurelle de la marche : ……...6

5.1 Analyse mécanique de la marche : ……6

5.2 Analyse énergétique de la marche : ……..7

6. Le cycle de Marche: …….....……...……7

7. La réaction au sol : …….……10

8. Analyse des mouvements articulaires pendant la marche.....10

8.1 Mouvement de l'articulation de la hanche : 11

8.2 Mouvement de l'articulation du genou : ……..12

8.3 Mouvement de l'articulation de la cheville …….12

9. Quelques paramètres quantifiables de la marche : …….....……13

9.1 Vitesse de marche: ……..13

9.2 Longueur du pas: …….....……...……13

9.3 Longueur de foulée large.....13

9.4 Le rythme…….13

10.Causes et problèmes courants de la marche chez les patients.....13

10.1 La maladie de Parkinson : …….14

10.2 Arthrite : ……14

10.3 Problèmes de dos et de cou.....14

10.4 Autres troubles neurologiques : ……14

10.5 Effets secondaires des médicaments : ……...15

11. Conclusion : ……15

Chapitre II : Conception du système de mesure

1. Introduction : ……16
2. Les réseaux de capteurs sans fil (RCSF) ……16
2.1. Présentation……16
2.2. Le nœud de capteurs sans fil.....16
2.3. Architecture de RCSF : ……17
3. Les différentes modes de transmission RF : ……17
3.1. WIFI : ……18
3.2. Bluetooth : ……18
3.3. La voie RF : ……18
4. Domaines d'application des réseaux de capteurs sans fil RCSF : ……18
4.1. Applications de sécurité des personnes et de l'environnement ……18
4.2. Applications militaires : ……18
4.3. Applications médicales : ……19
4.4. Applications commerciales : ……19
5. Les avantages de la communication sans fil : ……19
6. Schéma bloc du système a réalisé : ……20
7. Choix des composants : ……21
7.1. Les capteurs : ……21
A. Les capteurs (MEMS) : ……21
B. Centrale inertielle IMU : ……21
C. Présentation de l'IMU GY521 : ……22
D. L'accéléromètre de l'IMU GY521: ……23
E. Le gyromètre de l'IMU GY521: ……24
F. Le DMP de l'IMU GY521: ……25
G. Le capteur de Température de l'IMU GY521: 25
7.2. Le microcontrôleur : ……25
A. Plate-forme ARDUINO : ……25
B. La carte Arduino Pro Mini……26
C. La carte Arduino Uno : ……28
D. Avantages des cartes Arduino : ……29

7.3. Le module de communication radio nRF24L01 : ……..29
7.4. Les modes et les bus de communication ……31
A. La modulation FSK (frequency-shift keying) : ……31
B. Le bus SPI: ……31
C. Le bus I2C: ……32
7. Conclusion : ……...33

. **Chapitre III : Réalisation et mise en marche de système de la mesure.**

1. Introduction : ……34
2. Partie matérielle : ……..34
2.1 Le nœud station de base ……..34
2.2 Les nœuds de capteur.....35
3. Partie logiciel : ……...37
3.1 L'IDE Arduino : ……..37
3.2 Démarche de programmation : ……38
3.3 L'organigramme du programme du nœud capteurs ……....39
3.4 L'organigramme du programme du nœud station de base : ……41
4. Mise en marche et tests : ……42
a. Test de réception multicievers : ……..……42
b. Mesure des accélérations d'un segment du membre inférieur : ……44
5. Conclusion : ……..……47

Liste des figure

Figure I.1 : Modèle de Davis (1991) utilisé pour étudier la cinématique des segments corporels au cours de la marche……...…4

Figure I.2 : Marques de dos réfléchissantes disposées sur une personne……5

Figure I.3 : l'analyse cinématique de la locomotion humaine…….……5

Figure I.4 : Stimulation et détection de l'activité réflexe par EMG……6

Figure I.5 : Représentation du cycle de marche en sept phases d'après Whittle……7

Figure I.6: Représentation schématique du cycle de marche…….8

Figure I.7: les courbes d'accélération de cycle de la marche par apport X et Y……9

Figure I.8: Composantes verticales (gauche) et horizontales (droite) de la réaction au sol tracées sous forme de graphiques de marche……10

Figure I.9 : les mouvements articulaires pendant la marche…….11

Figure I.10 : Le mouvement de l'articulation de la hanche……...11

Figure I.11: La flexion et l'extension de l'articulation du genou. ……...……..……12

Figure I.12 : Le mouvement de l'articulation de la cheville. ……12

Figure I.13 : la langueur et largeur du pas. ……...……13

Figure II.1: schéma pour la communication du RCSF…….….16

Figure II.2 : Les composants d'un nœud capteur……..……17

Figure II.3 : Domaines d'application des réseaux de capteurs sans fil RCSF. ……19

Figure II.4: schéma synoptique de système. ……20

Figure II.5: La station GY521……...22

Figure II.6 : La structure interne d'un accéléromètre MEMS capacitif. ……..……23

Figure II.7 : La détection de mouvement par apport X, Y, Z en (g). ……...…24

Figure II.8 : la détection rotative angulaire en gyroscope. ……...…24

Figure II.9: La carte Arduino Mini Pro. …..…….……27

Figure II.10 : Description de la carte Arduino Uno. ……..……..28

Figure II.11 : Le module NRF24L01. ……..…29

Figure II.12 : Canaux de module NRF24L01. ……...…30

Figure II.13 : les différents composants du module NRF24L01. ……...30

Figure II.14 : Principe de la modulation FSK. ……31

Figure II.15: Liaison série synchrone avec SS et SCK. ……. ….32

Figure II.16: Les-signaux-SDA et SCL associés-à-la-communication-bus-I2C…..……...…….32

Figure III.1 Le schéma électrique de la shield Wireless pour la carte Uno……..34

Figure III.2 : Le schéma électrique du nœud de capteurs…….35

Figure III.3 : Photo du nœud station de base réalisé…….36

Figure III.4 : Photo du nœud de capteurs réalisé……..37

Figure III.5 : L'écran principal de l'IDE Arduino au démarrage…….…..38

Figure III.6 : le téléchargement de la librairie mpu6050…….…….39

Figure III.7 : L'organigramme du programme du nœud de capteurs……...40

Figure III.8 : L'organigramme du programme du nœud station de base……..41

Figure III.9 : La communication multicievers……..42

Figure III.10 : La fenêtre de débogage du nœud de capteurs n°5…….43

Figure III.11 : La fenêtre de débogage relative au nœud de base…….44

Figure III.12 : Les accélérations brutes du segment (cuisse)……45

Figure III.13 : Accélération du segment (cuisse) pour le test de la marche avec chaussures de sport……46

Figure III.14 : Accélération du segment (cuisse) pour le test de la marche pieds nus…….47

Liste des tableaux

Tableau II.1 : Comparaison entre un ensemble de stations inertielles……..21

Tableau II.2 : Description des Pin GY-521……..22

Tableau II.3 : tableau comparatifs des caractéristiques des modules Arduino…….26

Tableau III.1 : Interconnexion du nRF24 avec la carte Arduino……..35

Tableau III.2 : Interconnexion de l'IMU GY521 avec la carte Arduino Pro Mini…….. 36

LISTE DES ACRONYMES

3D Trios dimensions.

ACK acknowledge

ADC Analog to digital converter.

AQM L'analyse quantifiée de la marche

ARF Analog Reference

CE Chip Enable

CG Centre de gravité

DMP Processeur de mouvement numérique

EEROM Acronym for electrically erasable read-only memory

EMG Electromyographie

FSK Frequency-shift keying

FTDI Future Technology Devices International

GFSK Gaussian Frequency Shift Keying

GPS Global positioning system

I2C Inter-Integrated Circuit

IMU Inertial Measurement Unit

MEMS Micro-électromécaniques systèmes

PCB Printed Circuit Board

PWM Pulse Width Modulation

RCSF Réseau capteur sans fil

RF Radio frequencies

SPI Serial Peripheral Interface

SRAM Static Random Access Memory

SS Slave Select

TTL Transistor-transistor logic

UART Universal Asynchronous Receiver Transmitter

USB Universal Serial Bus

WSN Wireless Sensor Network.

Introduction générale

La marche est l'un des gestes humains les plus distinctifs. Cela nous semble si simple parce que nous le répétons encore et encore depuis l'enfance. Le mouvement du corps ou des jambes se produit dans une coordination ordonnée des parties du corps utilisées pour l'interaction des forces internes et externes. Il est clair que la marche humaine dépend d'une interaction complexe des principales parties des systèmes nerveux, musculaire, squelettique et systèmes cardiovasculaires. Le modèle de marche d'un individu est influencé par l'âge, la personnalité, le tempérament.

Diverses techniques d'analyse de la marche ont été introduites au cours des dernières décennies, et les chercheurs dans ce domaine s'intéressent de plus en plus à la compréhension de l'impact de certaines maladies sur la fonction motrice uniquement pour évaluer l'effet de la rééducation sur la qualité de la marche. Dans les laboratoires analysant les mouvements normaux et pathologiques, ils étudient la biomécanique de la marche depuis plus de 20 ans. Les chercheurs essayent de comprendre comment des facteurs externes (pente, charge transférée, etc.) ou internes (morphologie, croissance, pathologie, etc.) modulent le mécanisme de la marche. L'étude de la marche humaine a plusieurs objectifs. Le premier est la création d'orthèses ou de prothèses actives pour permettre aux hémiplégiques de marcher normalement. La seconde est étroitement liée à la robotique, et l'objectif est de faire marcher un robot bipède de la même manière que l'être humain.

Il existe de nombreuses recherches basées sur l'analyse quantifiée de la marche en utilisant des mesures à base de capteurs inertiels, ces systèmes offrent l'avantage d'être simples à utiliser, d'être adaptées à une utilisation en laboratoire et à l'extérieur. Ces systèmes sont aussi de faible cout ce qui les rends très intéressant pour divers applications.

Le premier chapitre présente une brève introduction à la marche humaine, ses caractéristiques les plus essentielles et les problèmes qui peuvent altérés la marche chez les patients âgés ou atteints de certaines maladies.

Dans le deuxième chapitre, nous présentons l'étude et la conception d'un outil de mesure à base de station inertielle pour quantifier un ensemble de paramètres liés à l'étude et a l'analyse de la marche humaine.

Le dernier chapitre a été consacré à la réalisation du système de mesure, a sa mise en marche et un quelques mesures préliminaires de l'accélération d'un segment du membre inférieur du corps.

CHAPITRE I
Généralité sur l'analyse de la marche humaine

1. Introduction :

Le mouvement humain comme la marche est un geste appris mais d'une nature assez complexe qui nécessite peu de réflexion lors des activités de routine. Il s'agit d'intégrer des informations sensorielles complexes dans les systèmes nerveux, musculo-squelettique, cardiaques et respiratoires et d'émettre des commandes motrices pour contrôler la contraction musculaire et les mouvements articulaires. Le mouvement des jambes se produit dans une coordination ordonnée des parties du corps utilisées pour l'interaction avec des forces internes et externes. Le modèle de la marche d'un individu est influencé par l'âge,la personnalité, le tempérament.

Aujourd'hui, la recherche de connaissances dans le domaine de l'analyse du mouvement humain en relation avec la marche normale et pathologique est un défi pour diverses disciplines, telles que la biomécanique, l'orthopédie, la médecine physique et de réhabilitation, la kinésiologie, la physiothérapie et la médecine du sport. De plus, l'analyse du mouvement assistée par ordinateur, dont la naissance remonte au début des années 1960 est devenue une discipline très sollicitée dans plusieurs secteurs.

2. La marche humaine :

La marche par définition, c'est l'action de se déplacer par mouvements successifs des jambes et des pieds sans quitter le sol. Ce mode de locomotion naturel à l'homme, et à certains animaux, est à l'origine de l'exploration de notre monde. La marche humaine peut être définie comme un phénomène complexe qui implique la coordination de mouvements de rotations des segments corporels pour maintenir l'équilibre du corps pendant son déplacement vers l'avant [1].

L'analyse de la marche est utilisée pour traiter et évaluer l'état des personnes atteintes de maladies affectant leur capacité de marcher. Elle est également utilisée en biomécanique sportive pour aider les athlètes à courir plus efficacement et à reconnaître les problèmes de posture ou de mouvement chez les personnes malades ou chez les personnes à mobilité réduite, telles que celles atteintes de paralysie cérébrale et de déséquilibres musculaires pour des causes musculaires et neurologiques.

3. Bref historique :

L'un des premiers chercheurs qui à appliquer une approche scientifique dans l'étude du mouvement fut Borelli 1680, sa thèse sur la marche avait une valeur scientifique historique, étant donné son analyse de la marche à un rythme très lent en raison du manque de dispositifs appropriés. En 1890, les deux anatomistes Christian Willelm Braune et Otto Fischeril ont mené une série d'études sur la biomécanique de la marche humaine sous charge et sans charge. Après cela, les deux professeurs Eadweard Muybridge

et Etienne-Jules Marey ont développé la science de la cinématographie en mouvement, et il est devenu facile de prendre des images séquentielles mettant en évidence les détails du mouvement humain. Au début des années 90 l'analyse de la marche a connue de grands progrès avec le développement de systèmes modernes qui s'appuient sur des ordinateurs et des applications logicielles.

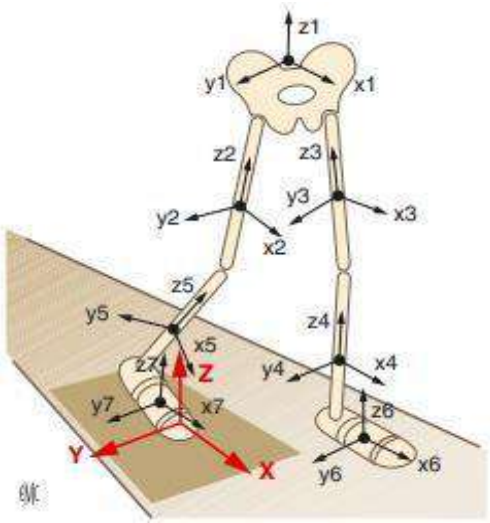


Figure I.1 : Modèle de Davis (1991) utilisé pour étudier la cinématique des segments corporels au cours de la marche.

4. Les outillés d'analyse de la marche :

Dans la pratique hospitalière, il existe plusieurs méthodes d'analyse de la marche parmi lesquelles on peut citer :

- **L'analyse cinématique :** Basée sur l'utilisation des enregistrements réalisés avec des systèmes vidéo et optoélectroniques, ces outils d'analyse de mouvement 3D permettent l'enregistrement simultané du mouvement de face, de côté et de dessus et donnent la possibilité de visualiser le mouvement au ralenti avec un cadre figé autour du sujet ou autour d'un marqueur placé sur un repère anatomique. La figure I.2 montre un sujet portant un ensemble de marqueurs rétro réfléchissants, l'utilisation d'un logiciel d'animation permet de reproduire le mouvement de différentes parties du corps en 3D [2].

Il s'agit en effet d'une technique largement utilisée dans les laboratoires de biomécanique en raison de son caractère analytique et descriptif, mais sa mise en œuvre reste limitée aux applications cliniques principalement pour des raisons de coût.



Figure I.2: Marques de dos réfléchissantes disposées sur une personne.

- **L'analyse cinétique :** Elle s'intéresse à l'étude des causes du mouvement (forces, moments, accélération, etc.). De nombreux appareils de mesure peuvent être utilisés à cet effet tel que les semelles baro-podométriques, les plateformes de force, les capteurs inertiels, etc [3]. La méthode basée sur l'utilisation d'accéléromètres par exemple est une méthode d'analyse dynamique utilisant un ensemble de capteurs attachés au corps, cette méthode offre de nombreux avantages dans les conditions d'activité normale du patient ou du sportif. Ce type d'outils peut être appliqué à un grand nombre de sujets pour sa facilité d'utilisation rendant ainsi l'analyse du mouvement à la portée d'un grand nombre de chercheurs.



Figure I.3 :l'analyse cinématique de la locomotion humaine.

- **L'analyse cinésiologique :** Elle utilise l'électromyographie et permet l'étude du mouvement musculaire pendant la marchant. Le système d'enregistrement EMG (Electromyogramme) est l'outil principal de cette méthode d'analyse. Les électrodes de surfaces placées sur le corps permettent l'enregistrement de l'activité électrique des muscles ainsi que leur période associée au cycle de la marche [4].

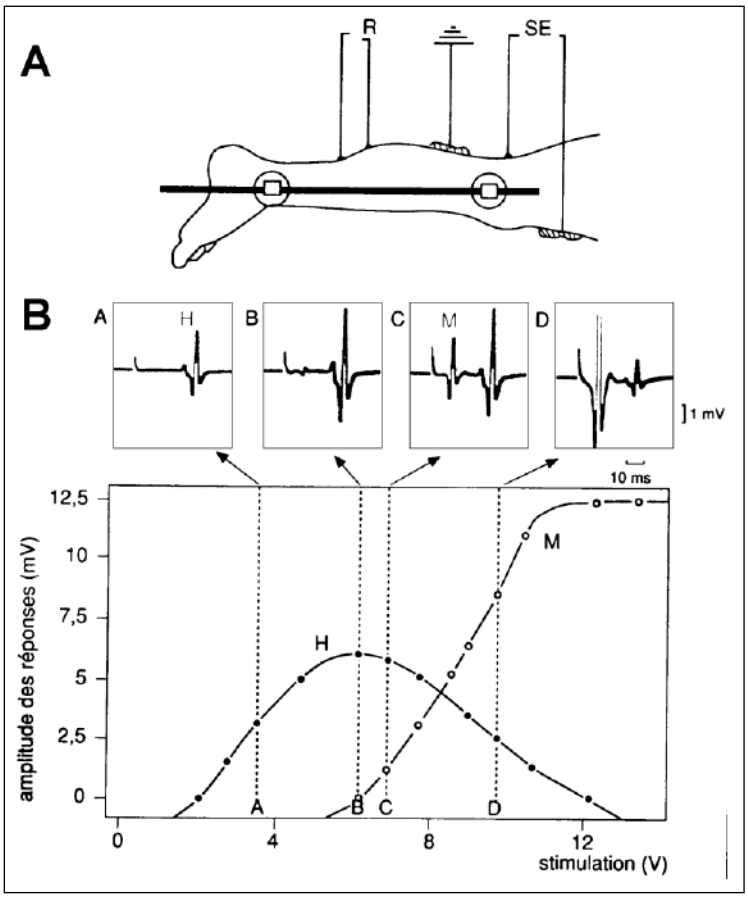


Figure I.4 : Stimulation et détection de l'activité réflexe par EMG.

5. Approche structurelle de la marche :

5.1 Analyse mécanique de la marche :

Durant un pas, l'énergie mécanique est conservée grâce à la conversion tour à tour de l'énergie cinétique en énergie potentielle et inversement. En effet, au moment du contact du pied avec le sol, et surtout lors du passage du CG (centre de gravité) au-dessus de l'appui unipodal, l'énergie cinétique diminue fortement alors que l'énergie potentielle augmente. Puis de nouveau, lorsque le CG passe en avant de l'appui et lorsque le pied quitte le sol, l'énergie cinétique augmente et l'énergie potentielle diminue. Dans un système parfait, ce système en mouvement s'auto-suffirait à l'infini [5].

5.2 Analyse énergétique de la marche :

Pour réduire le travail musculaire afin d'améliorer et de restaurer l'énergie mécanique, les propriétés cinétiques et l'énergie potentielle doivent être égales en amplitude et en direction, et la fréquence des pas doivent correspondre au coût énergétique minimum, qui est mesuré par la consommation d'oxygène (le coût de l'énergie est calculé à partir de la consommation d'O_2 multiplié par la vitesse). Les coûts énergétiques varient selon la vitesse ou la fréquence de la marche mais aussi selon l'environnement (terrain, vent, tapis ...). La marche consomme plus de calories et consomme moins d'énergie que la course.

6. Le cycle de Marche:

La marche est un mouvement naturel que l'humain réalise au quotidien de manière répétitive afin de se déplacer. Lorsque l'on parle d'analyse de la marche, il est important de décomposer ce mouvement en cycles (figure I.4). La séquence de marche qui a lieu peut être résumée comme suit [6] :

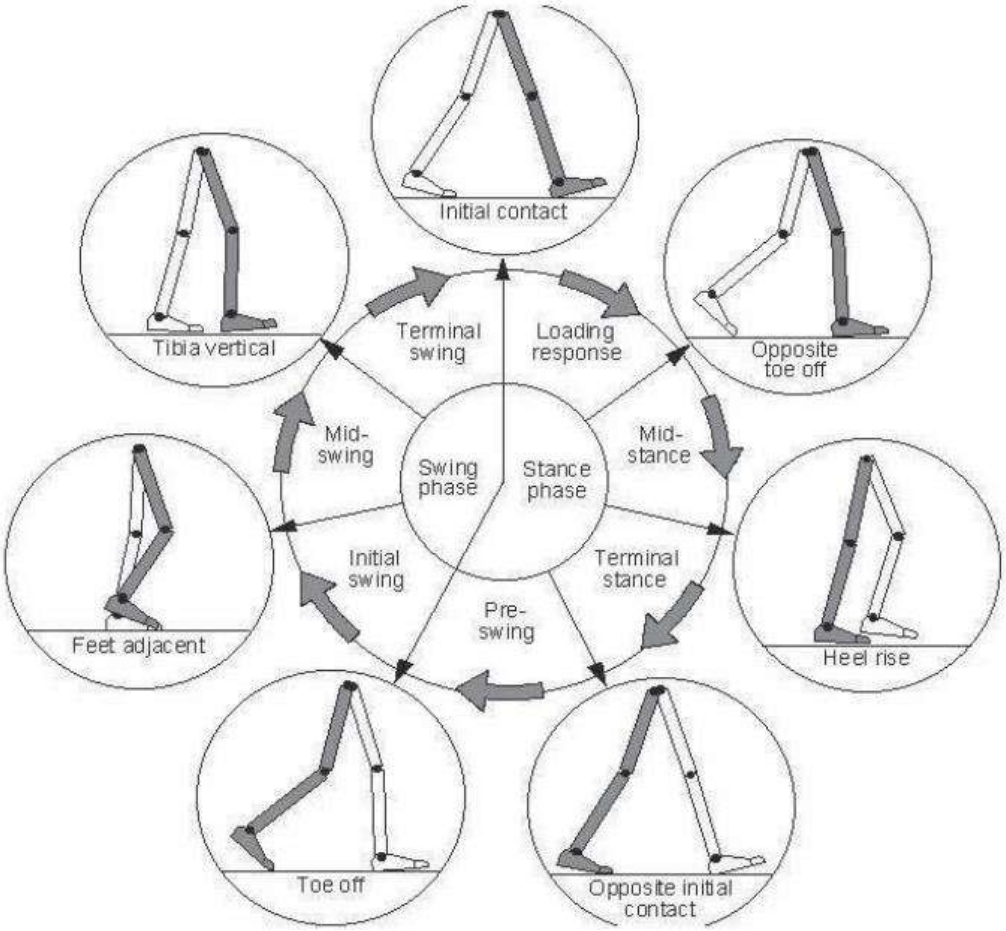


Figure I.5 : Représentation du cycle de marche en sept phases d'après Whittle.

Les quatre premiers événements correspondent à la phase ***d'appui*** et les trois derniers à la phase ***d'oscillation***. La phase d'appui est également divisée en quatre sous-phases : la phase de mise en charge, la phase de pied au sol, la phase de fin d'appui et la phase de pré-oscillation. La phase d'oscillation quant à elle est divisée en trois sous-phases : la phase d'oscillation initiale, la phase d'oscillation moyenne et la phase de fin d'oscillation.

La figure suivante illustre en détail ces phases :

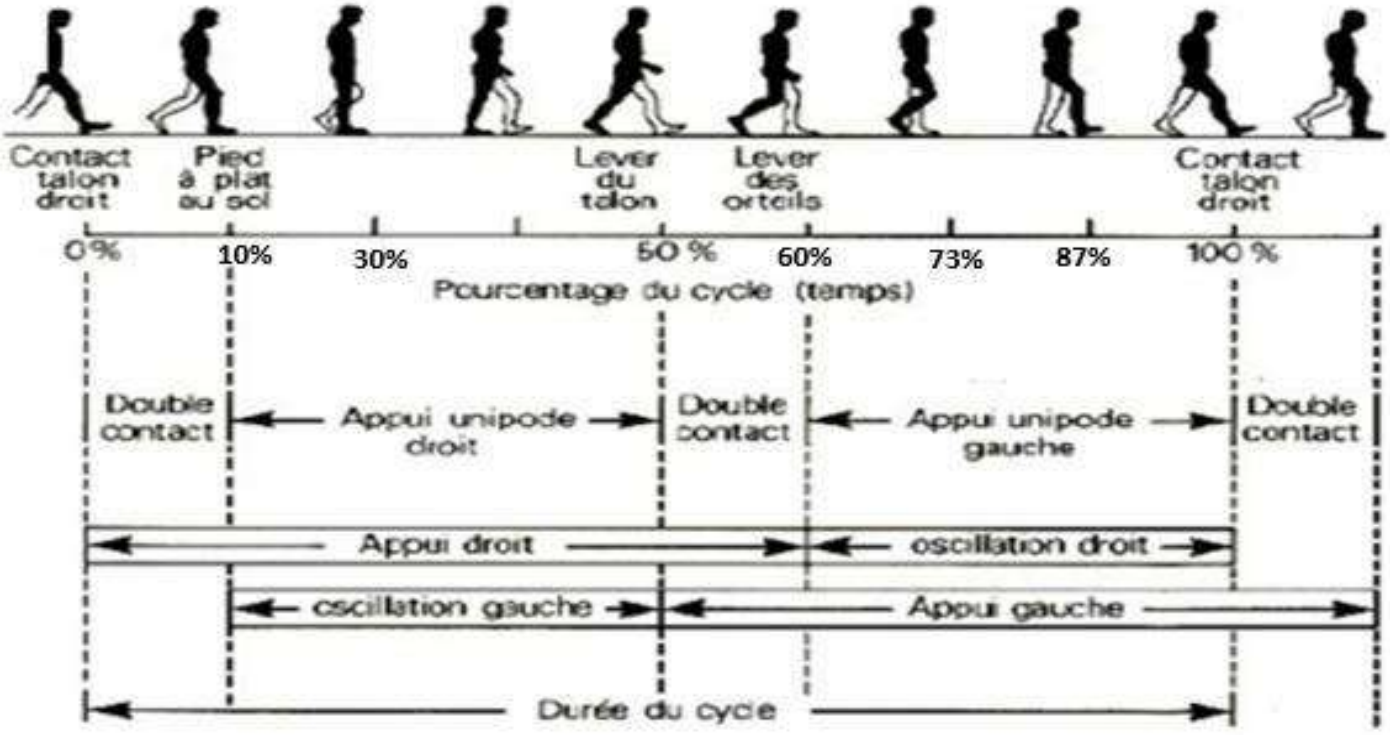


Figure I.6: Représentation schématique du cycle de marche.

- **Phase de chargement : 0 à 10% :** le sujet met son poids corporel sur le pied qui vient de toucher le sol. Cette phase commence lorsque le talon touche le sol, ce moment précis, appelé "Heel-Strike" représente l'information de base pour séparer le cycle de marche d'une série d'enregistrements de plusieurs cycles.
- **Milieu de la phase d'appui : 10 à 30 % :** dans cette phase le corps du sujet passe au-dessus du pied d'appui, un seul pied est en contact avec le sol.
- **Fin de la phase d'appui : 30 à 50 % :** lors de cette phase, le second pied touche le sol et les deux pieds sont en contact avec le sol.

- **Phase de pré-envol : 50 à 60 % :** le premier pied d'appui commence à se soulever afin de préparer l'envol et la propulsion versl'avant.
- **Début de la phase d'oscillation 60 à 73 % :** cette phase est marquée par le moment où les orteils quittent le contact avec le sol. Cet instant, appelé « Toe-Off » est aussi une information utile pour le découpage du cycle de marche.
- **Milieu de la phase d'oscillation : 73 à 87 % :** dans cette phase le sujet effectue une extension du genou afin de propulser sa jambe en avant et effectuer un pas.
- **Fin de la phase d'oscillation : 87 à 100 % :** la jambe décélère et le talon est en avant afin de préparer la fin de la phase d'oscillation qui se traduit par la pose du pied d'appui. En effet, lorsque le talon touche le sol, un nouveau cycle de marche débute [7].

La durée du cycle de marche comprend ainsi la durée de la phase d'appui et celle de la phase d'oscillation [8]. Le cycle de marche est donc un modèle répétitif du mouvement des pieds pendant le mouvement composé d'étapes en étapes.

La démarcation entre la marche et la course se produit lorsque des périodes de double appuies pendant la phase d'appui du cycle de marche (les deux pieds sont simultanément en contact avec le sol) cèdent la place à deux périodes de double flottement au début et à la fin de la phase d'oscillation ou aucun des pieds ne touche le sol [9].

La figure suivante présente l'accélération du pied durant plusieurs cycles de marche :

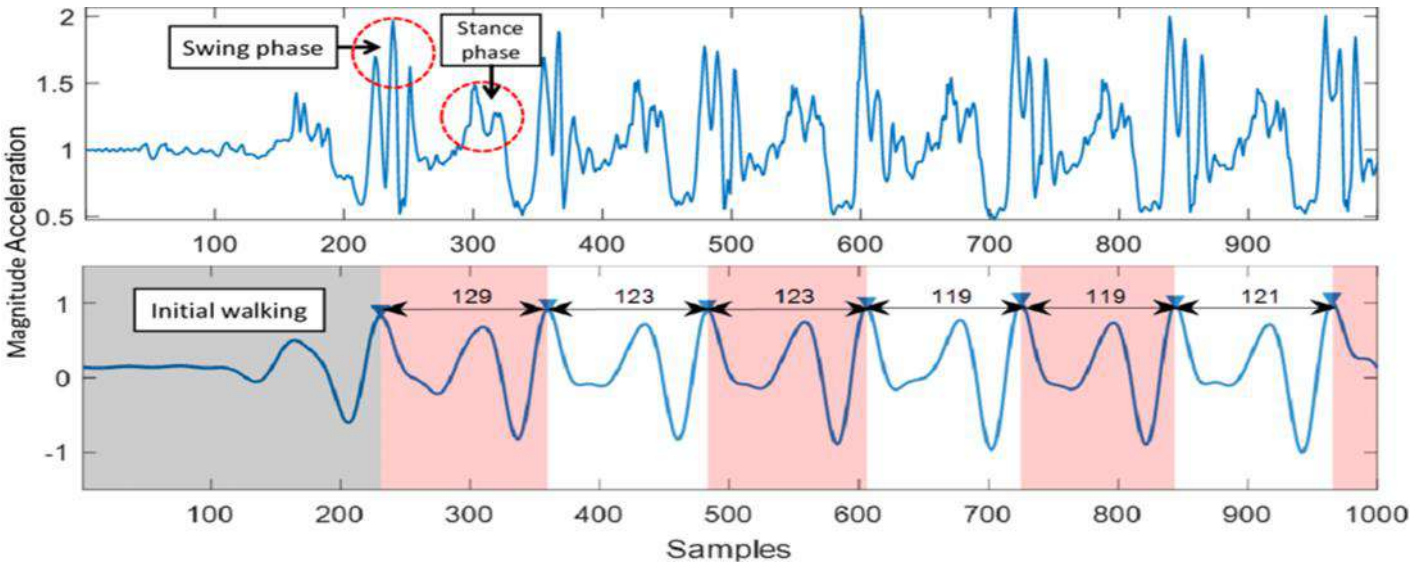


Figure I.7: les courbes d'accélération de cycle de la marche.

7. La réaction au sol :

La réaction du sol est la force totale exercée par le sol sur le pied, elle peut être considérée comme la résultante d'un certain nombre de forces différentes agissant sur les différentes zones de la plante du pied. La composante verticale de cette force est dirigée vers le haut, comme il y a frottement entre le pied et le sol, il est possible d'observer une composante horizontal (composante dans les directions avant-arrières ou médio-latérales) qui peut être positive ou négative. Chacun de ces composants peut être tracé sur un graphique de marche exactement de la même manière que toute autre donnée de marche peut être tracée.

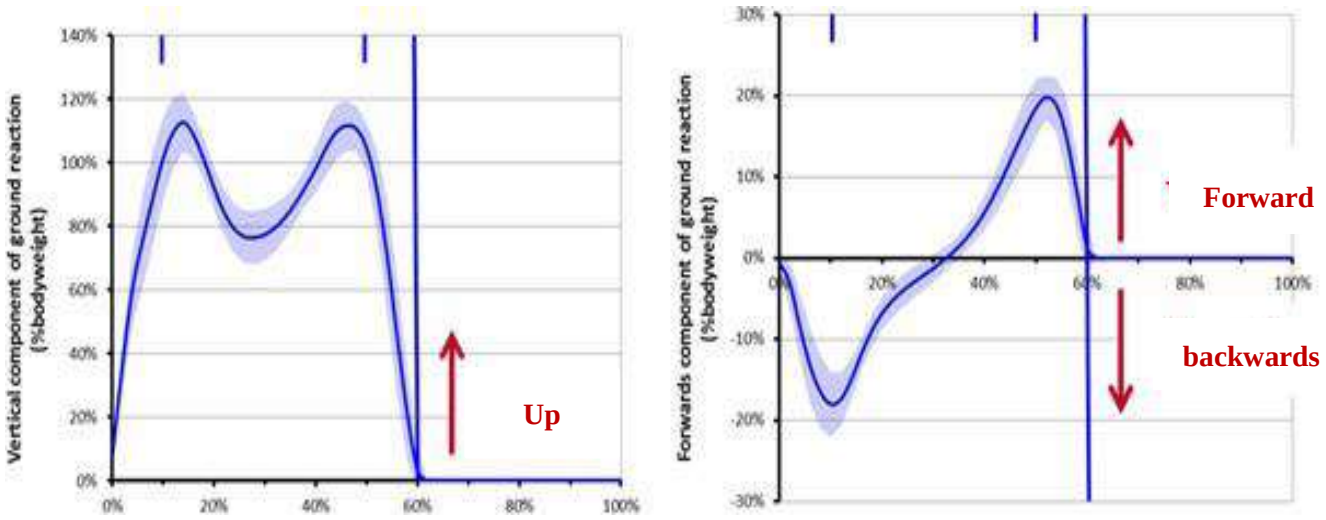


Figure I.8: Composantes verticales (gauche) et horizontales (droite) de la réaction au sol tracées sous forme de graphiques de marche.

8. Analyse des mouvements articulaires pendant la marche [10]:

La marche humaine permet une progression fluide et efficace du centre de masse corporelle. Pour y parvenir, il existe un certain nombre de mouvements différents des articulations des membres inférieurs. Le bon fonctionnement des schémas de mouvement de ces articulations permet une progression fluide et efficace du corps. La relation entre les mouvements des articulations des membres inférieurs est critique, s'il y a un écart dans la coordination de ces modèles, le coût de l'énergie de marche peut augmenter et l'absorption des chocs lors de l'impact et de la poussée peut ne pas être aussi efficace.

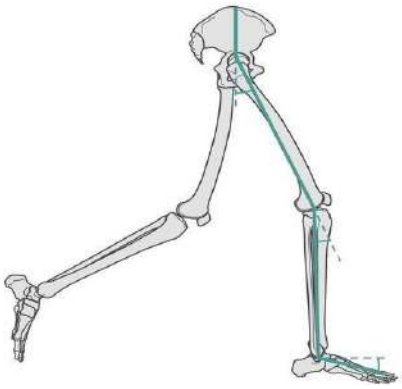


Figure I.9 : les mouvements articulaires pendant la marche.

8.1 Mouvement de l'articulation de la hanche [10] :

Pendant la marche, la jambe fléchit vers l'avant au niveau de l'articulation de la hanche pour faire un pas, puis s'étend jusqu'à la poussée. Ce mouvement forme un arc qui commence au contact initial et se termine à l'orteil. Le mouvement de l'articulation de la hanche est relativement simple. La flexion maximale de la hanchese produit pendant l'oscillation terminale, et elle est suivie d'une légère extension avant le contact initial. Après le contact initial, la hanche est ensuite étendue alors que le corps se déplace sur le membre à une vitesse de 150 °/s. L'extension maximale de la hanche se produit immédiatement après la frappe du pied opposé, puis le poids est transmis à l'extrémité avant et l'extrémité arrière commence à fléchir au niveau de la hanche. C'est la période de pré-oscillation. L'orteil quitte le sol à 60% du cycle de marche et la hanche fléchit rapidement à une vitesse de 200 °/s. Cela peut être vu à partir de la rampe d'angle par rapport à la chronologie ci- dessous, pour que la pointe avance et se prépare pour le prochain appel initial.



Figure I.10 : Le mouvement de l'articulation de la hanche.

8.2 Mouvement de l'articulation du genou :

Pendant la marche, l'articulation du genou se déplace dans les plans sagittal, transversal et coronal. Cependant, la majorité du mouvement de l'articulation du genou se fait dans le plan sagittal, ce qui implique la flexion et l'extension de l'articulation du genou. La flexion et l'extension de l'articulation du genou sont cycliques et varient entre 0 et 70 degrés, bien qu'il y ait une certaine variation dans la quantité exacte de flexion maximale qui se produit. Ces différences peuvent être liées à des différences de vitesse de marche, d'individualité du sujet et des points de repère sélectionnés pour désigner les alignements des segments des membres.

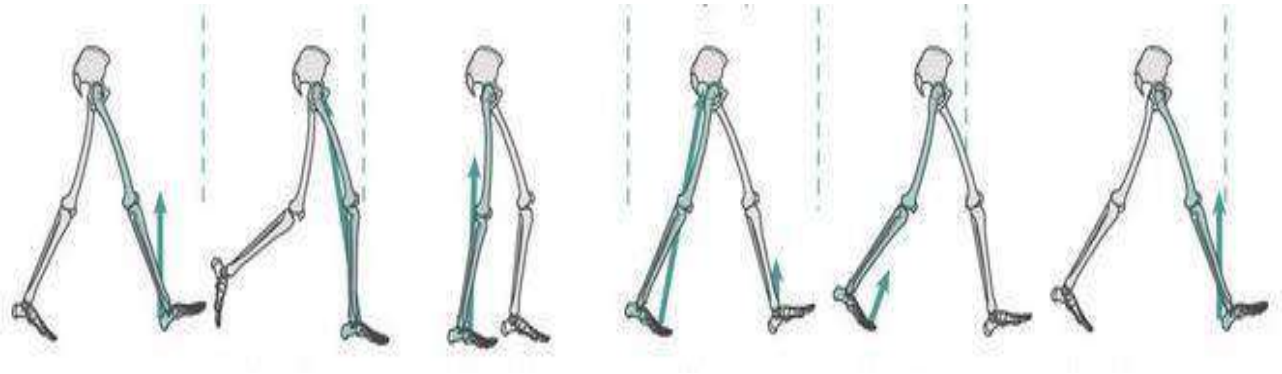


Figure I.11: La flexion et l'extension de l'articulation du genou.

8.3 Mouvement de l'articulation de la cheville :

Le mouvement de l'articulation de la cheville est d'une grande importance car il permet l'absorption des chocs lors de la frappe du talon, la progression du corps vers l'avant pendant la phase d'appui est vital dans la phase de « pousser » ou de propulsion juste avant que l'orteil ne quitte le sol. Pendant la phase d'oscillation, le mouvement de l'articulation de la cheville permet un dégagement du pied, ce qui peut faire défaut dans certains modèles de marche pathologiques et est généralement connu sous le nom de « drop foot ». L'amplitude du mouvement qui se produit lors de la marche varie entre 20 et 40 °, avec une valeur moyenne de 30 °. Pendant la marche, la cheville a quatre phases de mouvement.

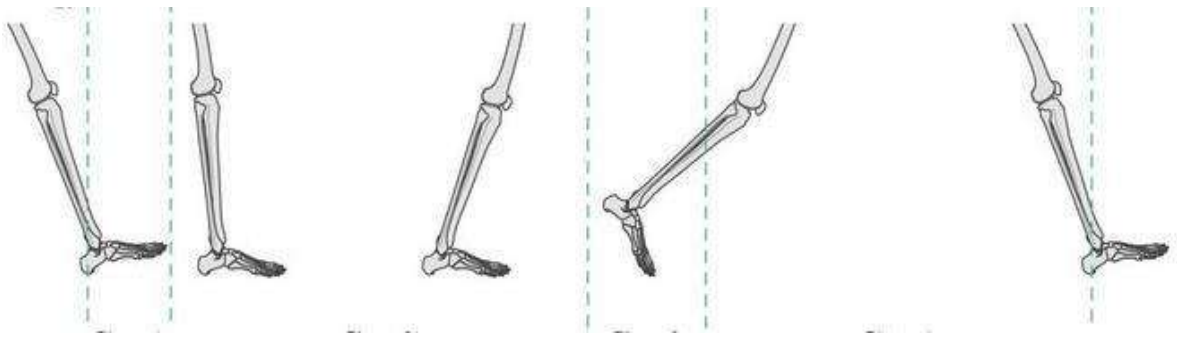


Figure I.12 : Le mouvement de l'articulation de la cheville.

9. Quelques paramètres quantifiables de la marche :

9.1 Vitesse de marche:

La vitesse de marche qui consomme le moins d'énergie par rapport à l'unité de distance, soit environ 80 mètres par minute en marche naturelle.

9.2 Longueur du pas:

Elle est définie comme la distance entre les deux points de rencontre du talon (à partir des jambes opposées) et le sol où les deux points sont consécutifs. Dans une démarche normale, la longueur de la foulée droite est égale à la longueur de la foulée gauche.

9.3 Longueur de foulée large:

Elle est définie comme la distance entre les deux points où le pied rencontre le sol lui-même, et correspond au double de la longueur de foulée figure suivent.

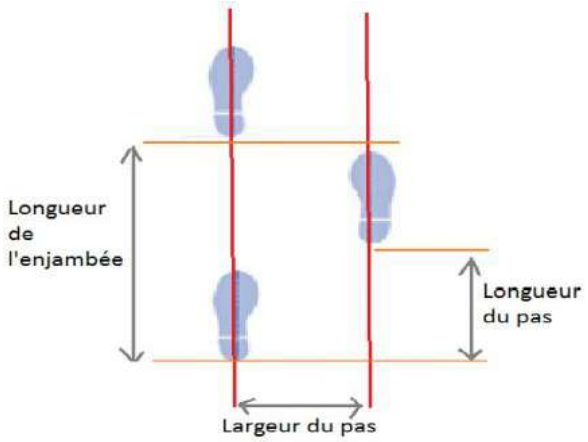


Figure I.13 : Paramètres de marche quantifiables en un pas.

9.4 Le rythme:

Il est défini comme le nombre de pas par rapport à l'unité de temps, le rythme normal est de 100 à 115 pas par minute et il est affecté par de nombreux paramètres.

10. Causes et problèmes courants de la marche chez les patients:

Certaines personnes souffrent d'un changement soudain dans leur façon de marcher sans raison apparente, et non en raison de leur âge avancé, car un changement dans leur façon de marcher peut survenir à la suite d'une maladie chronique.

10.1 La maladie de Parkinson :

C'est une maladie du système nerveux central, mais elle affecte le système locomoteur et ses symptômes commencent progressivement et provoquent une modification de la façon de marcher et de la flexion de la colonne vertébrale. Elle se caractérise par la destruction d'un certain groupe de neurones et de cellules du cerveau. Les traitements actuels contrôlent les symptômes moteurs associés à la maladie, mais n'ont aucun effet sur les autres symptômes et le développement de la dégénérescence.

10.2 Arthrite :

L'arthrite au genou ou à la hanche peut forcer un changement de la marche, dans un effort pour soulager la douleur lors de la marche, de sorte que les pas deviennent courts et lents.

10.3 Problèmes de dos et de cou :

La sténose rachidienne lombaire, qui est un rétrécissement du canal par lequel la moelle épinière se déplace dans les vertèbres du bas du dos, peut affecter la marche. La compression de la moelle épinière dans la région du cou peut interférer avec la démarche, entraîner une perte d'équilibre et de coordination et entraîner une « chute du pied », qui est une faiblesse des muscles de la cheville qui provoque une traction de l'orteil en marchant. La chute du pied s'accompagne parfois d'une élévation de la jambe pour éviter de mettre l'orteil au sol.

10.4 Autres troubles neurologiques :

Les tumeurs cérébrales, la sclérose en plaques, la maladie de Huntington et les accidents vasculaires cérébraux sont des exemples des nombreux troubles neurologiques susceptibles de provoquer des troubles de la marche. Les perturbations du cerveau et du système nerveux peuvent entraîner un large éventail de changementsdans la marche, y compris l'instabilité. Petits pas lents; manque de coordination; avoir l'impression que les pieds sont collés au sol, ou difficulté à démarrer un mouvement de jambe, faiblesse musculaire, la douleur, déséquilibre, paralysie cérébrale, amputation d'un membre et mise en place d'une prothèse de pied, etc.

10.5 Effets secondaires des médicaments :

Certains médicaments peuvent interférer avec la marche en provoquant un trouble similaire à la maladie de Parkinson, y compris les médicaments anti-schizophrène et les médicaments qui provoquent une vision trouble, de la confusion, de la somnolence et une pression artérielle basse en position debout et il y en a beaucoup qui peuvent nuire à la marche.

11. Conclusion :

Il y a un grand intérêt pour les études analytiques de la marche humaine pour les chercheurs de différents domaines (médical, sportif, industrie de la chaussure, etc.). Dans ce chapitre, nous avons présenté quelques aspects de la marche humaine, le cycle de marche et les causes qui peuvent conduire à une altération du mouvement lors de la marche.

CHAPITRE II

Conception du système de mesure

1. Introduction :

Après avoir présenté l'analyse de la marche et son intérêt, nous présentons dans ce chapitre la conception d'un système électronique de mesure permettant de quantifier un certain nombre de paramètres liés à la marche. L'outil que nous proposons est un système de mesure sans fil de l'accélération d'un segment du membre inférieur. Le système est constitué d'un nœud de capteurs sans fil associé à des capteurs MEMS (Micro Electro Mechanical System) et une station de base reliée à un PC pour la réception et le traitement des mesures.

2. Les réseaux de capteurs sans fil (RCSF)

2.1. Présentation

Les réseaux de capteurs sans fil (RCSF) constituent une nouvelle technologie issue d'importantes avancées technologiques dans le développement de capteurs intelligents. Il s'agit d'un ensemble de petits systèmes de mesures allant de quelques nœuds à plusieurs milliers. Les réseaux de capteurs sans fil sont constitués de nœuds de faible puissance avec des capacités de traitement et de transmission limitées pour envoyer les informations collectées à un ou plusieurs points de collecte. Dans ce qui suit, nous allons présenter la géométrie générale du nœud capteur sans fil, puis refléter les différents modèles de nœuds capteurs que nous rencontrons en pratique.

2.2. Le nœud de capteurs sans fil

Un nœud de capteurs sans fil est un petit dispositif électronique capable de mesurer une valeur physique environnementale (température, lumière, pression, humidité, vibration, etc.), et de la communiquer à un centre de contrôle via une station de base. Chaque capteur assure les trois principales fonctions de base qui sont : l'acquisition de données, les traitements sur ces données et leurs communications aux stations de bases. [11]

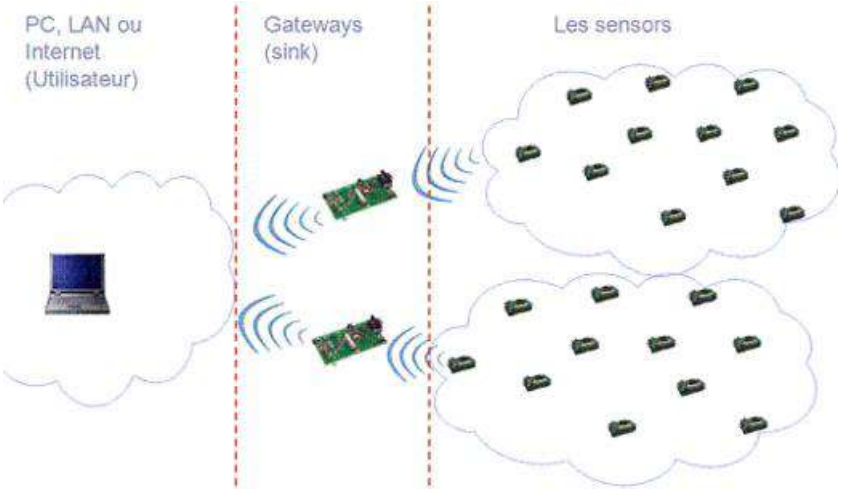


Figure II.1: schéma pour la communication du RCSF.

2.3. Architecture de RCSF :

Un RCSF est composé d'un ensemble de nœuds capteurs. Ces nœuds capteurs sont organisés en champs « sensor Fields ». Chacun de ces nœuds à la capacité de collecter des données et de les transférer au nœud station de base (dit "sink " en anglais ou puits) par l'intermédiaire d'une architecture multi-sauts. Le puits transmet ensuite ces données par Internet ou par satellite à l'ordinateur central « Gestionnaire de taches » pour analyser ces donner et prendre des décisions.

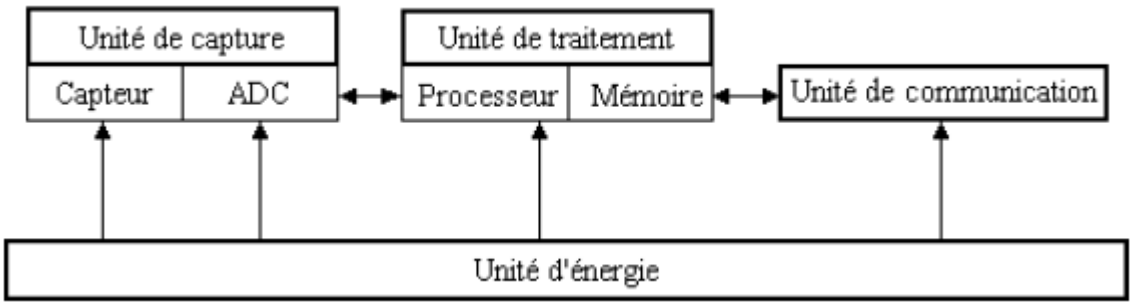


Figure II.2 : Les composants d'un nœud capteur

- **Unité de capteur :** elle est composée d'un dispositif de capture physique qui prélève l'information de l'environnement local et un convertisseur analogique/numérique ADC (Analog to Digital Converter) qui va convertir l'information relevée et la transmettre à l'unité de traitement.
- **Unité de traitement :** composée de deux interfaces, une interface pour l'unité d'acquisition et une autre pour l'unité de transmission. Cette unité est également composée d'un processeur ou d'un microcontrôleur et d'une mémoire. Elle acquiert les informations en provenance de l'unité d'acquisition et les stocke en mémoire ou les envoie à l'unité de transmission (communication).
- **Unité de communication :** elle est composée d'un émetteur/récepteur (module radio) pour assurer toutes les émissions et réceptions de données.
- **Unité d'énergie :** elle est responsable de la gestion de l'énergie et de l'alimentation de tous les composants du nœud capteur. Elle consiste, généralement en une batterie qui est irremplaçable en général, ce qui rend l'énergie comme principale contrainte pour un nœud de capteur [12].

3. Les différentes modes de transmission RF :

Un réseau sans fil est un réseau dans lequel au moins deux terminaux sont capables de communiquer entre eux grâce à des signaux radioélectriques. Les réseaux sans fil ne sont pas tout récents, mais avec le développement de l'informatique et des systèmes d'information, la technologie est venue au besoin primaire de l'homme : la mobilité et la facilité.

3.1. WIFI :

Le Wi -Fi est une technologie de réseau informatique sans fil mise en place pour permettre le fonctionnement des réseaux internes. Il est devenu depuis quelques temps un moyen d'accès au haut débit, la norme IEEE. 802.11 supporte le Wi-Fi. Dans une liaison assurée par Wi-Fi, un routeur fonctionne comme un hub de communication sans fil. Les réseaux Wi-Fi permettent aux utilisateurs de se connecter uniquement à proximité du routeur.

3.2. Bluetooth :

Bluetooth est un protocole qui établit une connexion sans fil sécurisée de courte portée entre deux dispositifs. Il est similaire au Wi -Fi, mais la faible puissance utilisée minimise la portée et le débit binaire disponible est généralement plus faible. Quelques claviers, périphériques et souris se servent de Bluetooth en lieu et place du Wi-Fi pour se connecter à un ordinateur.

3.3. La voie RF :

La Radio Fréquence est une technologie sans fil qui permet de transmettre et de recevoir des données par rayonnement radiofréquence à un récepteur munie d'une antenne se trouvant plus loin.

4. Domaines d’application des réseaux de capteurs sans fil RCSF :

Grace aux évolutions de la technologie touchant les domaines : électronique, informatique industrielle, instrumentation, réseaux et télécommunication, le champ d'applications des réseaux de capteurs sans fils est de plus en plus élargi, parmi les applications des RCSF nous citons :

4.1. Applications de sécurité des personnes et de l’environnement [11] :

Nous pouvons créer un réseau de capteurs en dispersant les nœuds dans la nature. Les capteurs peuvent ainsi indiquer des événements tels que des incendies de forêt, des tempêtes ou des inondations. Fournir des capteurs aux personnes susceptibles de se trouver dans des zones dangereuse permet aux équipes de secours de localiser plus facilement les victimes enterrées est assure une intervention plus rapide. Contrairement aux solutions de localisation et de positionnement GPS, les réseaux de capteurs peuvent être très utiles dans des espaces closes comme les mines par exemple.

4.2. Applications militaires :

Les RCSF assurent en temps de guerre un déploiement rapide et généralisé dans un emplacement militaire stratégique, afin de surveiller toutes les activités des forces ennemies ou d'analyser le terrain avant d'y envoyer des troupes (en détectant des agents chimiques, biologiques ou radiologiques) [13].

4.3. Applications médicales :

La collecte des informations physiologiques d'un patient facilite ainsi le diagnostic de maladies grâce à des micro-capteurs qui pourront être ingères ou implantés sous la peau. Les micros-cameras qui peuvent être ingérées sont capables, sans avoir recours à la chirurgie, de transmettre des images de l'intérieur d'un corps humain [14].

4.4. Applications commerciales :

Il est possible d'intégrer des nœuds de capteur au processus de stockage et de livraison. Le réseau ainsi formé, pourra être utilisé pour connaître la position, l'état et la direction d'un paquet ou d'une cargaison. Il devient alors possible pour un client qui attend la réception d'un paquet, d'avoir un avis de livraison en temps réel et de connaître la position actuelle du paquet. Pour les entreprises manufacturières, les réseaux de capteurs permettront de suivre le procédé de production à partir des matières premières jusqu'au produit final livré [14].



Figure II.3 : Domaines d'application des réseaux de capteurs sans fil RCSF.

5. Les avantages de la communication sans fil :

Les technologies de communication par les réseaux et les systèmes sans fil présentent de nombreux avantages par rapport aux communications filaires, tels que le coût, la portabilité, la mobilité, la facilité d'installation et la fiabilité.

6. Schéma bloc du système a réalisé :

Dans ce travail, il s'agit de mettre en œuvre un dispositif portable de mesure pour l'étude de la marche d'une personne, soit en position d'équilibre statique, soit lors du mouvement de locomotion, sur la base de la « méthode de l'accéléromètre ». Cette méthode doit effectuer une analyse dynamique qui utilise des capteurs d'accélération embarqués sur les membres inférieurs qui permettent d'obtenir des informations sur la cinématique. Selon la mécanique newtonienne, lorsqu'une force extérieure agit sur un objet, elle provoque une différence de vitesse de ce dernier sur une période de temps : il s'agit d'accélération. Ainsi, il serait théoriquement possible de déterminer le résultat des forces qui soutiennent et propulsent son corps.

Notre tâche consiste à réaliser et configurer un nœud de capteur sans fil qui nous permet de mesurer l'accélération et d'envoyer une série de mesures via la voie RF. Par conséquent, nous avons mis en place deux stations émettrices et une station réceptrice. Ces stations fonctionnent sur batterie pour permettre l'installation d'un système portable, suivi d'un protocole d'analyse de signal qui permet de transmettre les données à un ordinateur pour un archivage et un traitement ultérieurs. Les conditions d'utilisation de cet équipement imposent des limitations quant à sa petite taille, son faible poids, son autonomie électrique et sa facilité d'installation et d'utilisation afin d'être contrôlable et à la portée de tout opérateur.

La figure suivante présente le schéma fonctionnel initial de notre système :

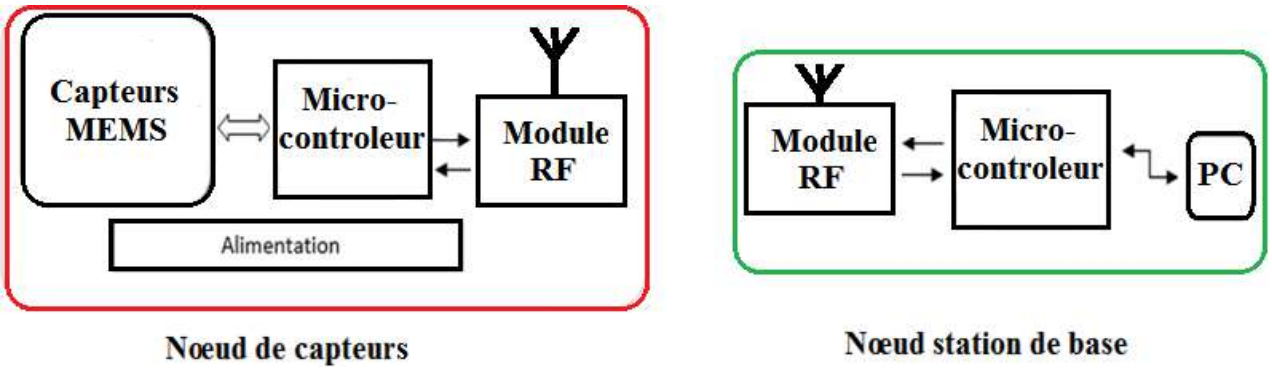


Figure II.4: schéma synoptique de système**.**

➢ Nœud de capteurs :

Ce nœud est composé d'un microcontrôleur, d'un module de communication RF et d'un ensemble de capteurs MEMS, le choix de ce type de capteurs par rapport aux capteurs classiques est dû à leurs faibles dimensions, leur faible consommation électrique et leur prix abordable.

➢ Nœud station de base :

Ce nœud est composé d'un microcontrôleur, d'un module de communication RF et d'une liaison avec un PC, l'alimentation du nœud est assurée par ce dernier.

7. Choix des composants :

7.1. Les capteurs :

A. Les capteurs (MEMS) :

Au début des années 1990, les systèmes micro électromécaniques (MEMS) sont apparus avec l'adoption des procédés de fabrication des circuits intégrés dans le processus de fabrication des capteurs modernes. Dans les nouvelles structures les capteurs, les actionneurs et les fonctions de contrôle étaient intégrés sur le même support en silicium. Depuis lors, des progrès notables de la recherche ont été réalisés dans le domaine sur les MEMS grâce à des mises à niveau majeures et des immobilisations du gouvernement et de l'industrie. Les capteurs MEMS ont révolutionné un grand nombre d'industrie, par exemple les accéléromètres MEMS des systèmes d'airbags sont devenues incontournable en industrie automobile, de même pour divers technologies de détection de base intégrés et adaptés aux applications industrielles qui sont désormais disponible dans des dispositifs entièrement petits. En plus dans certains cas, les capteurs MEMS sont souvent combinés pour fournir une détection plus précises et des données multiaxes.

B. Centrale inertielle IMU :

La centrale inertielle (IMU) est un système électronique à base de capteurs MEMS. L'IMU combine en général un capteur daccélération (accéléromètre), un capteur de vitesse angulaire (gyromètre) et parfois un capteur de champs magnétique (magnétomètre). Le tableau suivant présente une comparaison rapide des caractéristiques de bases d'un ensemble de station inertielles du marché :

Les stations (IMU)	**La station GY85**	**La station MPU 92/65**	**La station GY521 MPU6050**	**La station IMU3000**
Capteurs	Gyroscope 3 axes + Accéléromètre 3 axes + Magnétomètre 3 axes	Gyroscope 3 axes + Accéléromètre 3 axes + Magnétomètre 3 axes	Gyroscope 3 axes + Accéléromètre 3 axes + DMP (Processeur de mouvement numérique)	Gyroscope 3 axes + Capteur de température
Tension d'alimentation	2 - 3.6 V	3.3 - 5 V	4.3 - 9 V	2.1 - 3.6 V
Dimensions	1.7 x 2.2 cm	1.7 x 2.2 cm	1.6 x 2.1 cm	4 x 4 mm
Mode de communication	I2C	I2C / SPI	I2C	I2C
Gamme de mesure du gyromètre	+/- 250 °/s, +/- 500 °/s, +/- 1000 °/s, +/- 2000 °/s.	+/- 250 °/s, +/- 500 °/s, +/- 1000 °/s, +/- 2000 °/s.	+/- 250 °/s, +/- 500 °/s, +/- 1000 °/s, +/- 2000 °/s.	+/- 250 °/s, +/- 500 °/s, +/- 1000 °/s, +/- 2000 °/s.
Gamme de mesure de l'accéléromètre	+/- 2 g, +/- 4 g, +/- 8 g, +/- 16g.	+/- 2 g, +/- 4 g, +/- 8 g, +/- 16g.	+/- 2 g, +/- 4 g, +/- 8 g, +/- 16g.	/
Résolution	10 à 13 bits	8 bits	16 bits	16 bits
Poids	1.8 g	2.72 g	2.1 g	1.65 g

Tableau II.1 : Comparaison entre un ensemble de stations inertielles.

Le nombre des axes de mesures des capteurs intégrés sur l'IMU, définit le nombre de degrés de liberté de la station, ainsi une station qui contient un accéléromètre 3 axes + un gyromètre 3 axes est dite 6 DOF. Des degrés de liberté supplémentaires peuvent être ajoutés à la station à l'aide d'un capteur de température, d'un capteur GPS, d'un capteur de pression supplémentaires [15].

Pour des raisons de disponibilité de matériels nous avons opté pour la station GY521 qui inclut une puce MPU 6050 composée de deux capteurs MEMS (un accéléromètre 3 axes et un gyromètre 3 axes).

C. Présentation de l'IMU GY521 :

La station GY-521 est un module à base de la puce MPU6050, c'est un dispositif de traitement de mouvement à 6 axes. La MPU6050 se compose de deux capteurs MEMS : un gyroscope qui mesure la vitesse de rotation et un accéléromètre qui mesure l'accélération dans l'espace en plus d'un capteur de température interne. Ces capteurs sont généralement constitués d'une partie mécanique et d'une partie électronique (conditionneur). La figure suivante présente l'aspect externe de la station GY521 :

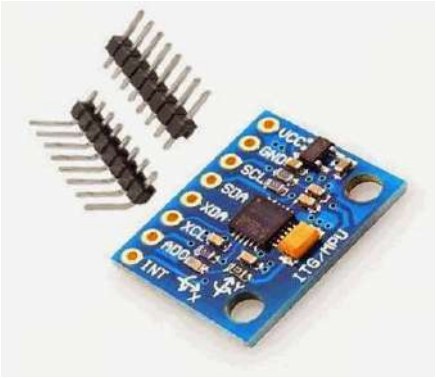


Figure II.5: La station GY521.

Le tableau suivant donne le brochage de la station GY-521 :

Pins	Description
VCC	Alimentation
GND	Masse
SCL	Horloge Série (Serial Clock)
SDA	Données série (Serial Data)
XCL	Horloge auxiliaire (AuxiliaryClock)
XDA	Données auxiliaires (Auxiliary Data)
INT	INTerrupt

Tableau II.2 : Description des Pin GY-521.

D. L'accéléromètre de l'IMU GY521:

Un accéléromètre est un dispositif électromécanique utilisé pour mesurer l'accélération d'un objet. Ces accélérations peuvent être :

*Statique, comme la force de gravité.

*Dynamiques comme les forces de mouvement ou de vibration.

L'accélération est la mesure de la variation de la vitesse (vitesse divisée par le temps). Par exemple, une bicyclette qui accélère de l'arrêt à 30 km/h en cinq secondes a une accélération de 6 km/h (30 divisé par 5).

L'accéléromètre comprend deux parties, une partie fixe et une masse mobile reliée à un ressort, le mouvement de la masse par rapport à la partie fixe sous l'effet d'une vibration ou d'un déplacement est convertit en accélération fournie par le capteur sous forme d'un potentiel électrique. Lors du mouvement, la partie mobile de l'accéléromètre se déplace sans frottement avec le châssis. Ces déplacements nanométriques peuvent être effectués dans les trois dimensions de l'espace (x, y, z) pour traduire un geste le plus fidèlement possible, et le capteur traduit ce déplacement en une variation de la valeur d'une capacité différentielle mesurable comme le montre la figure suivante :

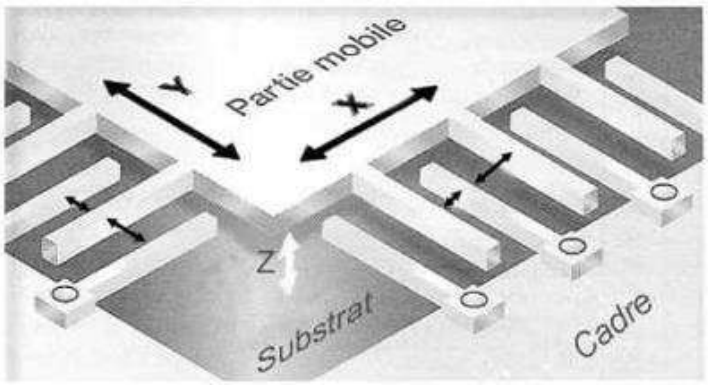


Figure II.6 : La structure interne d'un accéléromètre MEMS capacitif.

Ainsi l'accélération le long des axes dévie la masse mobile. Ce déplacement du plateau mobile (masse) déséquilibre le condensateur différentiel ce qui se traduit par une sortie du capteur. L'amplitude de sortie est proportionnelle à l'accélération.

L'accéléromètre intégré à l'IMU GY521 à une sortie numérique sur 16 bits, une plage d'accélération pleine échelle configurable de +/- 2, +/- 4, +/- 8, +/- 16 g (1 g = 9.8 m/s²).

La figure suivante décrit comment on peut détecté le mouvement d'un objet dans l'espace à l'aide d'un accéléromètre 3 axes :

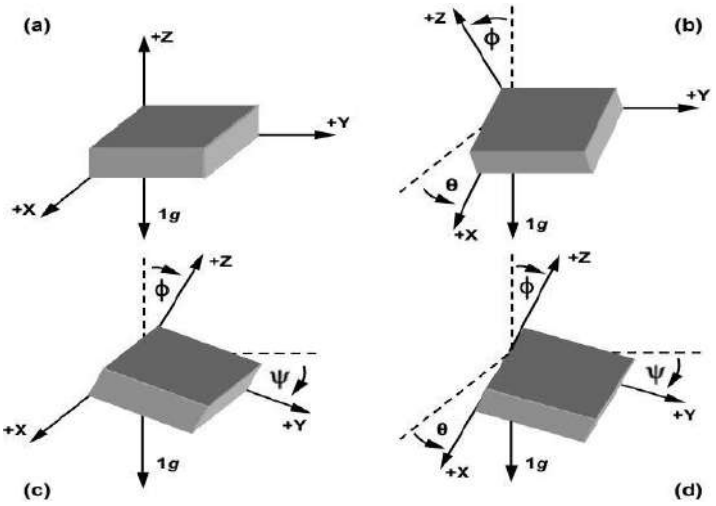


Figure II.7 : La détection de mouvement par apport X, Y, Z en (g).

(a) Dans l'état stable, **(b)** rotation par apport l'axe Y, **(c)** rotation par apport l'axe X, **(d)** rotation par apport les axis X, Y et Z.

E. Le gyromètre de l'IMU GY521:

Le GY521 embarque un gyroscope MEMS à 3 axes. Il est utilisé pour mesurer la vitesse de rotation le long des axes X, Y, Z.

Un gyroscope est un dispositif utilisé pour mesurer ou maintenir l'orientation et la vitesse angulaire. Il s'agit d'une roue tournante, ou d'un disque, dans lequel l'axe de rotation est libre de prendre toute orientation par lui-même. Lors de la rotation, l'orientation de cet axe n'est pas affectée par l'inclinaison ou par la rotation du support, en fonction de la conservation du moment angulaire.

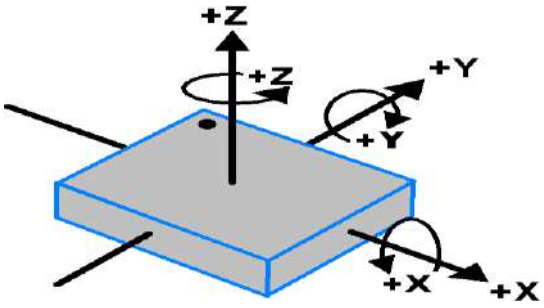


Figure II.8 : la détection rotative angulaire en gyroscope.

Lorsque les gyroscopes sont tournés autour de l'un des axes de détection, l'effet Coriolis provoque une vibration qui est détectée par un système de mesure. Le signal résultant est amplifié, démodulé et filtré pour produire une tension proportionnelle à la vitesse angulaire. Cette tension est numérisée à l'aide d'un ADC 16 bits. La plage de sortie pleine échelle est de +/- 250, +/- 500, +/- 1000, +/- 2000 °/s. Ainsi le gyromètre 3 axes mesure la vitesse angulaire le long de chaque axe en degrés par seconde unité.

F. Le DMP de l'IMU GY521:

Le processeur de mouvement numérique (DMP) intégré à l'IMU est utilisé pour calculer des algorithmes de traitement de mouvement. Il prend les données du gyroscope, de l'accéléromètre et d'un capteur tiers supplémentaire tel que le magnétomètre et traite les données. Il fournit des données de mouvement comme le roulis, le tangage, les angles de lacet, le sens du paysage et du portrait, etc. Les données résultantes peuvent être lues à partir des registres DMP.

G. Le capteur de Température de l'IMU GY521:

La MPU 6050 comprend un capteur de température intégré qui peut mesurer la température sur une plage de - 40 à 85 °C avec une précision de +/- 1 °C. La sortie du capteur sur puce est numérisée à l'aide de l'ADC. La lecture du capteur de température peut être lue à partir du registre de données du capteur.

Il faut noter que cette mesure de température concerne la matrice de silicium elle-même et non pas la température ambiante. Ces mesures sont couramment utilisées pour compenser l'étalonnage de l'accéléromètre et du gyroscope ou pour détecter les changements de température plutôt que de mesurer la température ambiante.

7.2. Le microcontrôleur :

Nous avons choisi d'utiliser une plate-forme de développement à base d'un microcontrôleur du commerce au lieu d'assembler un système à base de composants discrets. Notre choix c'est orienté vers les plates-formes de développement à microcontrôleurs Arduino.

A. Plate-forme ARDUINO :

Arduino est une petite carte électronique de développement à base d'un microcontrôleur. Elle est utilisée pour l'électronique interactive dans des projets multidisciplinaires consistant en un circuit électronique open source équipé d'un microcontrôleur programmé par ordinateur. Arduino est principalement utilisé dans la conception de projets simples ou de projets électroniques interactifs pour construire divers capteurs environnementaux tels que la température, le vent, la lumière, la pression, etc. Arduino peut être connecté à divers programmes sur un ordinateur, et cela est basé sur le langage de programmation similaire au C, qui est l'un des langages de programmation les plus utilisés pour écrire des programmes en langage haut niveau pour microcontrôleur.

Les cartes Arduino sont des cartes électroniques équipées de microcontrôleurs et de composants permettant l'interaction avec des modules extérieurs. Ils sont programmables, et peuvent être connectés à un ordinateur. Ils sont parfaitement adaptés au développement d'applications électroniques de mesures. Une multitude de cartes Arduino ont été produites depuis le premier prototype. Nous proposons dans le tableau suivant une comparaison entre 3 cartes ARDUINO : Uno, Nano et Mini pro qui sont largement utilisées.Ces versions sont toutes des versions officielles

(il existe des cartes dérivées et compatibles ARDUINO, mais non officiels) [16] :

Cartes Arduino	Process-eur	Mémoire (KB)			CPU (Mhz)	Interfaces		Connecteur USB	Dimensions (mm)	Photo
		Flash (ko)	SRAM(ko)	EEPROM (ko)		Entrées analogiques 10 bits	Broches E/S/PWM			
Uno	ATMega328	32	2	1	16	6	14/6	USB B	74x53x15	
Nano	ATMega328	32	2	1	16	8	14/6	mini-USB B	45x18x18	
Mini pro	ATMega328p	32	2	1	8 ou 16	8	14/6	/	30x18	

Tableau II.3 : tableau comparatifs des caractéristiques des modules Arduino

B. La carte Arduino Pro Mini

Notre choix a été orienté vers la carte Arduino Pro Mini équipée d'une puce ATmega328P pour ses faibles dimensions et ses capacités qui convient à notre réalisation, cette carte à été utilisée pour les nœuds de capteurs. La carte se compose de 6 entrées analogiques, de 14 broches d'E/S numériques (dont 6 peuvent être utilisées comme sorties PWM), d'un bouton de réinitialisation, d'un résonateur 16 Mhz. Un en-tête de programmation à six broches peut êtreconnecté à un module FTDI ou à une carte de dérivation Spark Fun pour fournir une alimentation USB et programmer la carte. Il existe deux versions différentes de l'Arduino Pro Mini : l'une fonctionne à 3,3 V équipée d'un quartz de 8 MHz, et l'autre à 5 V équipée d'un quartz de 16 MHz.

La figure suivante illustre l'aspect de la carte Arduino Pro mini utilisée dans ce projet :

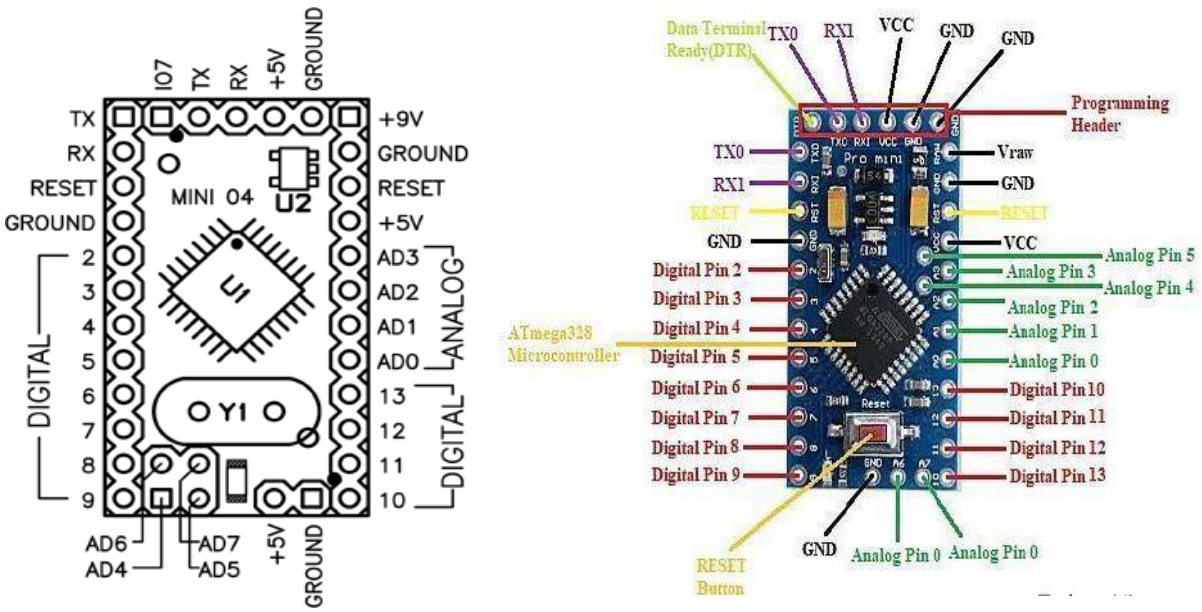


Figure II .9: La carte Arduino Mini Pro.

Le microcontrôleur ATmega328P est un microcontrôleur AVR 8 bits haute vitesse et économe en énergie. Il se compose de 32 Ko de mémoire flash pour stocker le code du programme (0,5 Ko est utilisé pour stocker le bootloader), 2 Ko de SRAM et 1 Ko d'EEPROM.

- **Brochage de la carte Arduino Pro Mini :**

- ***RAW :*** c'est la broche de la tension d'entrée qui envoyée sur l'entrée du régulateur de tension de la carte Mini. La tension fournie à cette broche peut aller de 3,4 à 12 V selon le modèle de la carte.
- ***Vcc :*** c'est la tension régulée de 3,3 ou 5 V (selon lesversions de la carte).
- ***GND :*** il y a trois broches GND (masse) présentes sur la carte Arduino Pro Mini.
- ***Lignes numériques :*** il y a 14 broches d'E/S numériques. Les broches numériques Arduino ne peuvent lire/émettre que deux états : lorsqu'il y a un signal de tension et lorsqu'il n'y a pas de signal. Ce type d'entrée/sortie est généralement appelé numérique (ou binaire) et ces états sont appelés HIGH ou 1 et LOW ou 0. Ces broches numériques peuvent être configurées comme une entrée ou une sortie.
- ***Lignes PWM :*** il y a six broches de l'ensemble de broches numériques qui sont des broches PWM (Pulse WidthModulation), numérotées comme 3, 5, 6, 9, 10 et 11. Chacune de ces broches numériques peut générer un signal de modulation de largeur d'impulsion de 8 bits de résolutions.
- ***Lignes analogiques :*** Arduino Mini a huit broches analogiques numérotées de A0 à A7. Nous pouvons connecter ainsi jusqu'à 8 capteurs analogiques à la carte. La fonction des broches analogiques est de mené les signaux analogiques des capteurs utilisés vers un ADC intégré d'une résolution de 10 bits.
-

- ***Lignes du bus série (RX et TX) :*** ces broches sont utilisées pour la communication série via le protocole RS232. Les broches sont utilisées pour recevoir (RX) et envoyer (TX) des données de niveaux logiques TTL. Ces broches sont connectées aux broches TX-0 et RX-1 de la carte.
- ***Lignes des bus SPI et I2C :*** les lignes des interfaces séries SPI et I2C sont multiplexées avec les broches numériques et analogiques.

Pour le nœud de la station de base, nous avons opté pour la carte Arduino Uno qui est très courante et très simple a interfacée avec l'ordinateur et possédant les mêmes capacités que la carte Pro Mini mais avec des dimensions plus importantes.

C. La carte Arduino Uno :

L'intérêt principal de cette carte est de faciliter la mise en œuvre de notre réalisation par l'ajout d'une carte shield que nous avons réalisée pour interfacer le module de communication RF avec la carte. L'injection du programme déjà converti par l'environnement sous forme d'un code «.hex» dans la mémoire du microcontrôleur se fait d'une façon très simple par la liaison USB. La carte Arduino contient une mémoire morte de 1 ko. Elle est dotée de 14 entrées/sorties, un cristal à 16 MHz, une connexion USB et possède un bouton de remise à zéro et une prise jack d'alimentation. L'aspect externe de carte est illustrée dans la figure ci-dessous [17].

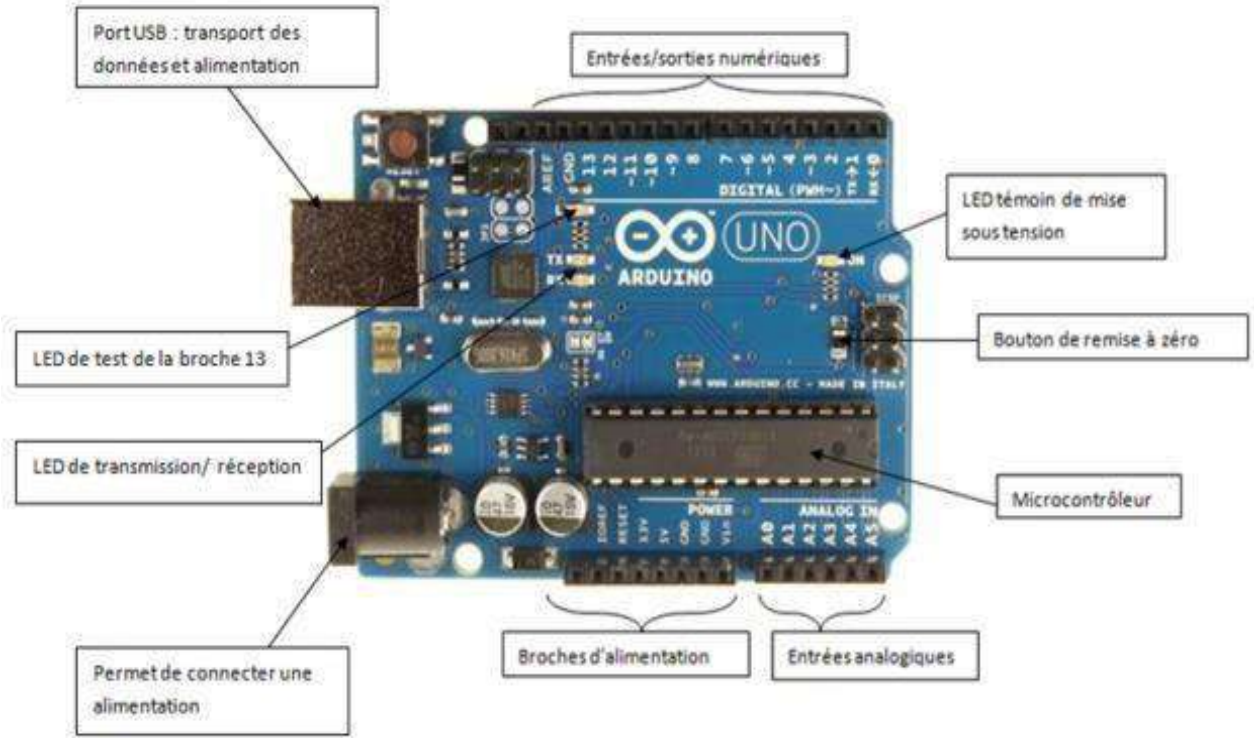


Figure II.10 : Description de la carte Arduino Uno.

Il existe de nombreuses cartes électroniques à microcontrôleur basées sur une plate-forme

D. Avantages des cartes Arduino :

La plate-forme Arduino simplifie la façon de travailler avec les microcontrôleurs tout en offrant de nombreux avantages tels que :

- ✓ **Prix (réduit) :** les cartes Arduino sont relativement bon marché par rapport aux autres plates-formes. Les exemplaires les moins chers peuvent être assemblés manuellement.
- ✓ **Environnement de programmation clair et facile** : l'environnement de programmation Arduino (Arduino IDE) est facile à utiliser pour les débutants, mais suffisamment flexible pour que les utilisateurs avancés puissent également en bénéficier.
- ✓ **Multi-plateforme** : l'IDE Arduino, fonctionne sur les systèmes d'exploitation Windows, Macintosh et Linux. La plupart des systèmes de microcontrôleurs sont limités à Windows.
- ✓ **Logiciels et matériel open source et extensibles :** le matériel Arduino et le langage Arduino sont publiés sous une licence open source et peuvent être développés et complétés par des développeurs et des programmeurs expérimentés.

7.3. Le module de communication radio nRF24L01 :

Le nRF24L01 est un module de communication sans fil (à la fois récepteur et émetteur), fonctionnant sur la bande 2.4 GHz avec un protocole intégré de Nordic Semiconductor appelé "ShockBurst".

Il est conçu pour fonctionner dans la plage de fréquences de 2,4 à 2,4835 GHz. Le nRF24L01 est une unité intégrée ultra-basse consommation. Le taux de transfert les données sans fil que le nRF24L01 peut prendre en charge sont configurables jusqu'à 2 Mo/s. Ce taux fait de cette puce un composant idéal pour les projets à moyen débit de transmission, avec une faible consommation d'énergie. La distance de transmission est relativement élevée (selon le modèle) et permet de piloter des robots, de transmettre des données à distance (alarmes, mesures de capteurs, périphériques informatiques), etc. Il dispose de différents modes de fonctionnement dont le « relais automatique de données ».

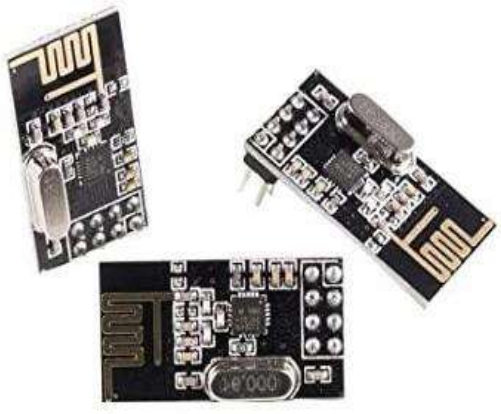


Figure II.11 : Le module NRF24L01.

L'unité peut utiliser jusqu'à 125 canaux différents de transmission, ce qui permet à un réseau d'avoir 125 liaisons en un seul endroit. Chaque canal peut avoir jusqu'à cinq adresses, ou chaque unité peut être connectée à 6 autres unités en même temps.

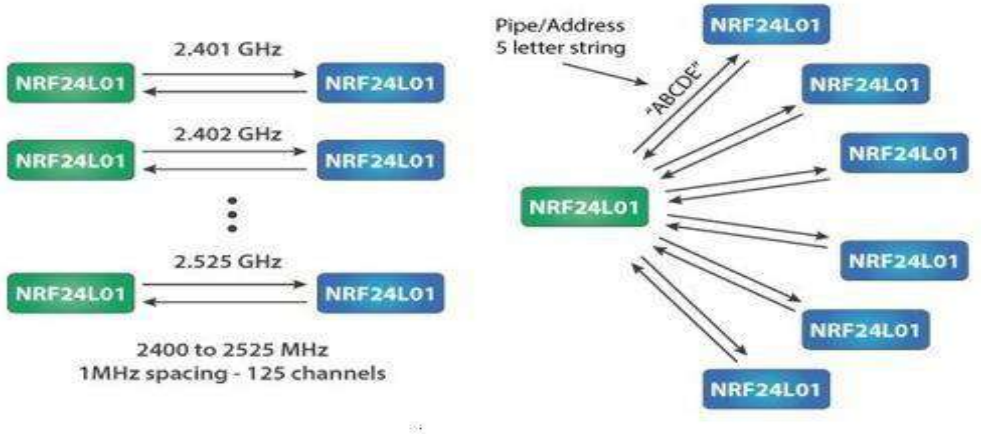


Figure II.12 : Canaux de module NRF24L01.

La figure suivante illustre le brochage du nRF24 :



Figure II.13 : les différents composants du module NRF24L01.

- ✓ **GND :** est la broche de masse.
- ✓ **Vcc :** la broche d'alimentation du module.
- ✓ **CE (Chip Enable):** est une broche active de niveau HAUT. Lorsqu'elle est sélectionnée, le module nRF24L01 émet ou reçoit, selon le mode dans lequel il se trouve.
- ✓ **CSN (Chip Select Not) :** est une broche active LOW, elle est normalement maintenue au niveau HIGH. Lorsque cette broche passe au niveau LOW, le nRF24L01 commence à écouter les données sur son port SPI et les traite en conséquence.
- ✓ **SCK (Serial Cloc) :** accepte les impulsions d'horloge fournies par le maître du bus SPI.
- ✓ **MOSI (Master Out Slave In) :** est l'entrée du bus SPI du nRF24L01.
- ✓ **MISO (Master In Slave Out) :** est la sortie du bus SPI du nRF24L01.
- ✓ **IRQ :** est une broche d'interruption qui peut alerter le maître lorsque de nouvelles données sont disponibles pour le traitement.

Les caractéristiques essentielles du module NRF24L01 sont :

- Un débit de transmission des données jusqu'à 2Mb/s ;
- Une puissance de sortie programmable: 0, -6, -12 ou -18dBm ;
- Un courant max de 11.3 mA à la puissance de sortie 0dBm ;
- Une consommation de courant en réception à 2 Mb/s de 12.3 mA ;
- Une consommation de courant 900 nA dans la mise hors tension ;
- Une consommation de courant de 22 µA en mode veille ;
- Une gamme d'alimentation entre 1.9 to 3.6V.

7.4. Les modes et les bus de communication

A. La modulation FSK (frequency-shift keying) :

Le module nRF24 utilise la modulation par déplacement de fréquence, plus connue sous sa dénomination anglophone de frequency-shift keying (**FSK**) qui est un mode de modulation de fréquence utilisé pour des communications numériques, dans lequel le signal modulé varie entre deux fréquences prédéterminées f0 et f1 en fonction de la valeur des bits à transmettre [18].

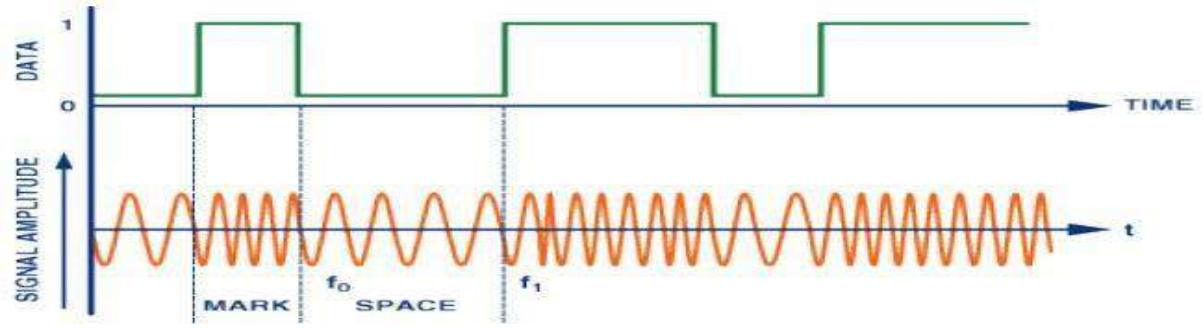


Figure II.14 : Principe de la modulation FSK

B. Le bus SPI:

Le module nRF24 est ineffaçable via le bus SPI (pour Serial Peripheral Interface), c'est une liaison série synchrone (bidirectionnelle) qui opère en mode full-duplex. Les circuits communiquent selon un schéma maître-esclaves, où le maître s'occupe totalement de la communication. Plusieurs esclaves peuvent coexister sur un même bus, dans ce cas, la sélection du destinataire se fait par une ligne dédiée entre le maître et l'esclave appelée Slave Select (SS) qui n'est pas active que lorsqu'il est sélectionné.

Le bus SPI est composé de deux lignes de signal et de deux lignes de données:

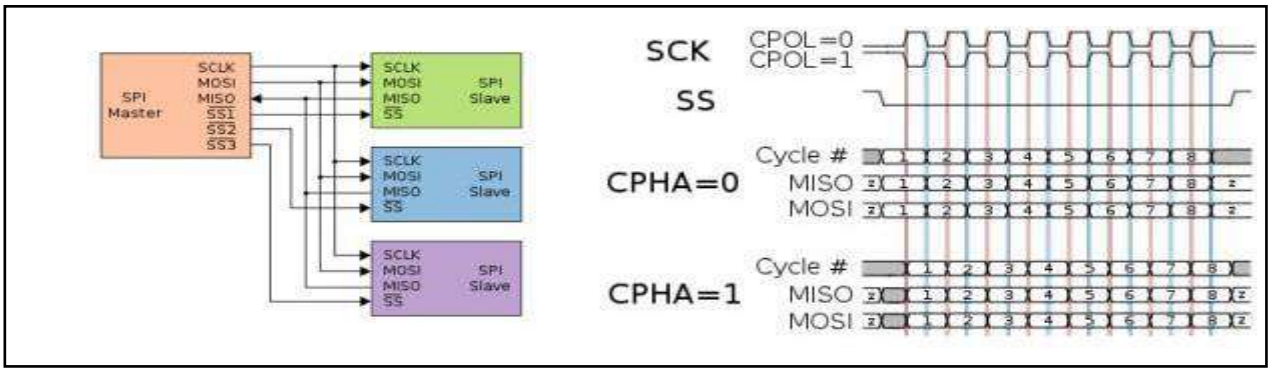


Figure II.15: Liaison série synchrone avec SS et SCK.

Les lignes du bus SPI sont :

- ✓ Slave Select (SS).
- ✓ Horloge (SCK).
- ✓ Master Output, Slave Input (MOSI).
- ✓ Master Input, Slave Output (MISO).
- ✓ Toutes ces lignes sont unidirectionnelles.

C. Le bus I2C:

L'IMU est interfacée avec le microcontrôleur par le bus I2C, le périphérique principal du bus assure la coordination de la transmission des informations entre les autres appareils connectés (esclaves). Il ne doit y avoir qu'un seul maître contrôlant les autres composants auxquels il se connecte. Les deux connexions de bus I2C sont appelées SCL (Serial Data Line) et SDA (Serial Data Line). Ce bus est disponible sur une carte Arduino standard utilisant une broche analogique A5 pour SCL qui fournit un signal d'horloge et la broche analogique A4 pour SDA, qui s'occupe de la transmission des adresses et des données.

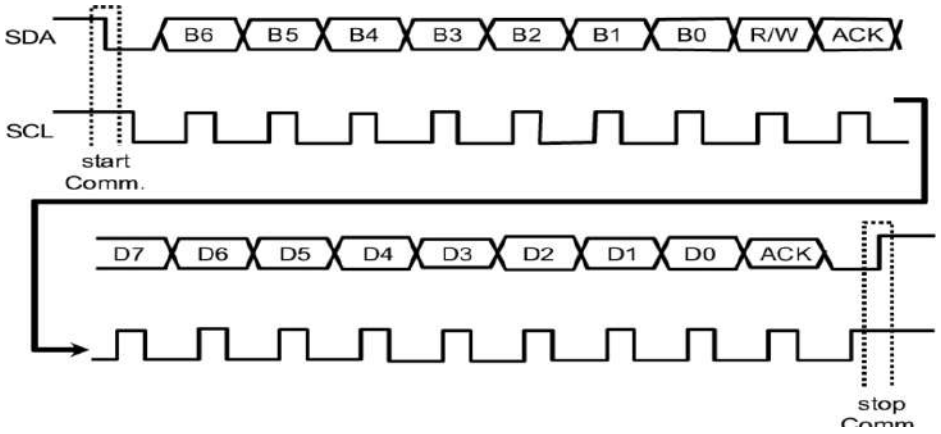


Figure II.17: Les-signaux-SDA et SCL associés-à-la-communication-bus-I2C.

7. Conclusion :

Au terme de cette partie théorique, nous avons présenté un aperçu de la centrale inertielle, de sa composition et de son principe de fonctionnement. Nous avons également présenté les cartes Arduino utilisées pour les nœuds de capteurs sans fil. Le chapitre suivant sera consacré à la réalisation, à la mise en marche et aux tests du système.

Chapitre III

Réalisation et mise en marche de système de mesure

1. Introduction :

Dans le chapitre précédent, nous avons présenté les solutions retenues pour la conception des nœuds de capteurs en matière de capteurs, d'unités de traitements et de module de communication sans fil. Ce chapitre présente le développement matériel et logiciels des nœuds du système de mesure, la mise en marche des nœuds et des tests de mesures sur la marche.

2. Partie matérielle :

2.1 Le nœud station de base :

Pour simplifier la mise au point du nœud station de base constitué d'une unité de traitement des données (carte Arduino Uno) et un module de communication radio fréquence (nRF24) nous avons réalisé notre propre shield qui nous a permis d'interfacer le nRF24 avec notre cartes Uno. Le circuit électrique de la shield wireless utilisée pour la mise au point de la station de base est très simple, il est conçu autour du module nRF24 associé à deux condensateurs de 100 nF et de 10 uF et un ensemble de connecteurs et de jumpers (figure III.1).

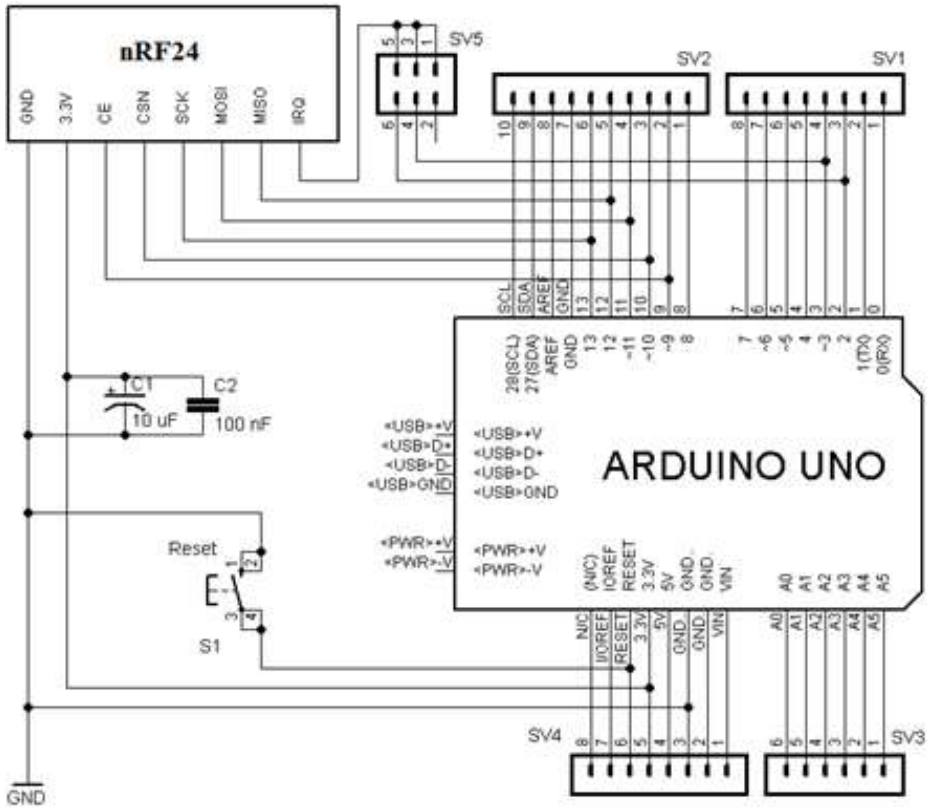


Figure III.1 Le schéma électrique de la shield Wireless pour la carte Uno.

Pour interconnecté le module Radio avec la carte Arduino Uno du nœud station de base on a réalisé le câblage suivant :

nrf24L01+	Arduino UNO
Vcc	3.3 V
GND	GND
SCK	D13
MISO	D12
MOSI	D11
CSN	D10
CE	D9
IRQ	Non connectée

Tableau III.1 : Interconnexion du nRF24 avec la carte Arduino.

2.2 Les nœuds de capteurs :

Le nœud de capteurs est réalisé autour de la carte Arduino Pro Mini qui est interconnectée à la station inertielle GY521 via le bus I2C et au module radio nRF24 via le bus SPI. L'alimentation du nœud de capteur est assurée par une batterie de 9V. La figure suivante présente le schéma électrique du nœud de capteurs :

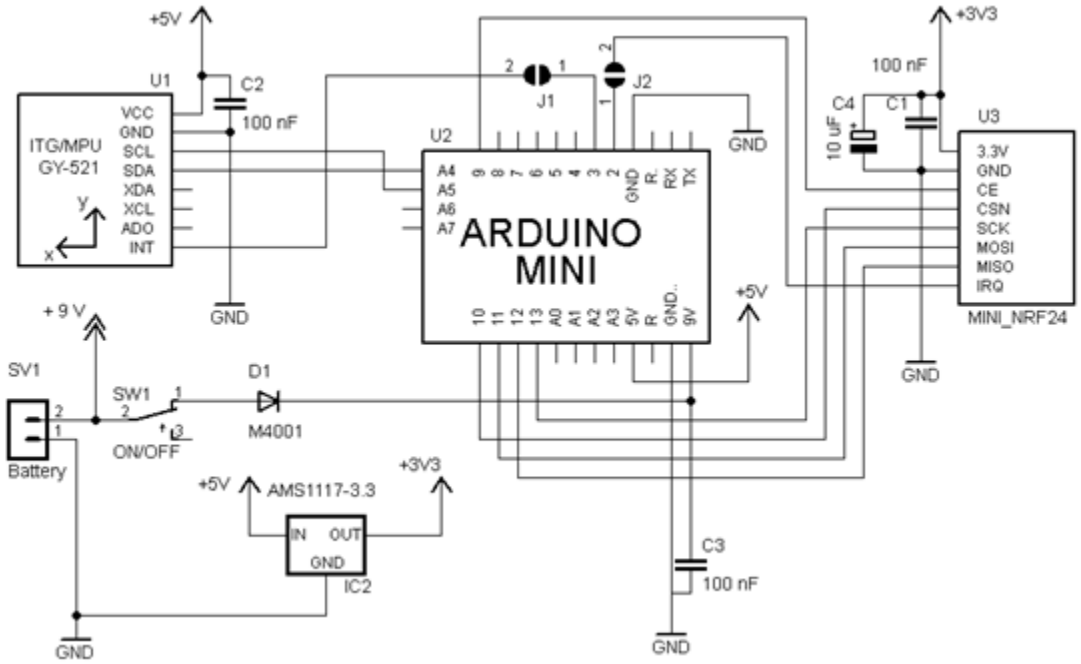


Figure III.2 : Le schéma électrique du nœud de capteurs.

La carte Pro mini contient uniquement un régulateur de 5V, pour cette raison nous avons ajouté sur le nœud un régulateur de 3.3 V pour assurer l'alimentation du nRF24. Le câblage du nRF24 avec la carte

Arduino Pro Mini est réalisé selon le tableau III.1 (de la même manière que le nœud station de base), par contre pour l'IMU elle est reliée à la carte Pro Mini selon le tableau suivant :

IMU GY521	Arduino UNO
Vcc	5 V
GND	GND
SCL	A5
SDA	A4
IRQ	Non connectée

Tableau III.2 : Interconnexion de l'IMU GY521 avec la carte Arduino Pro Mini.

Le circuit imprimé (PCB) du shield du nœud station de base et PCB du nœud de capteurs ont étés conçus et réalisés à l'aide du logiciel Eagle V 6.5 de Cadsoft (voir l'annexe). La figure suivante illustre la photo du nœud station de base assemblé :

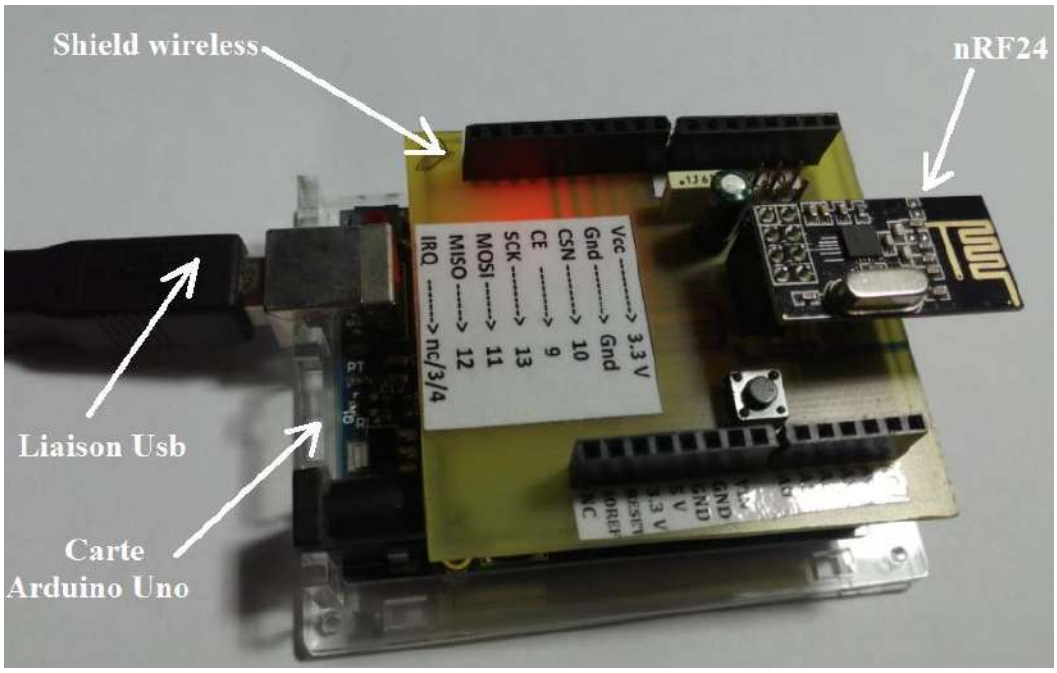


Figure III.3 : Photo du nœud station de base réalisé.

La figure qui suit illustre la photo du nœud de capteurs réalisé :

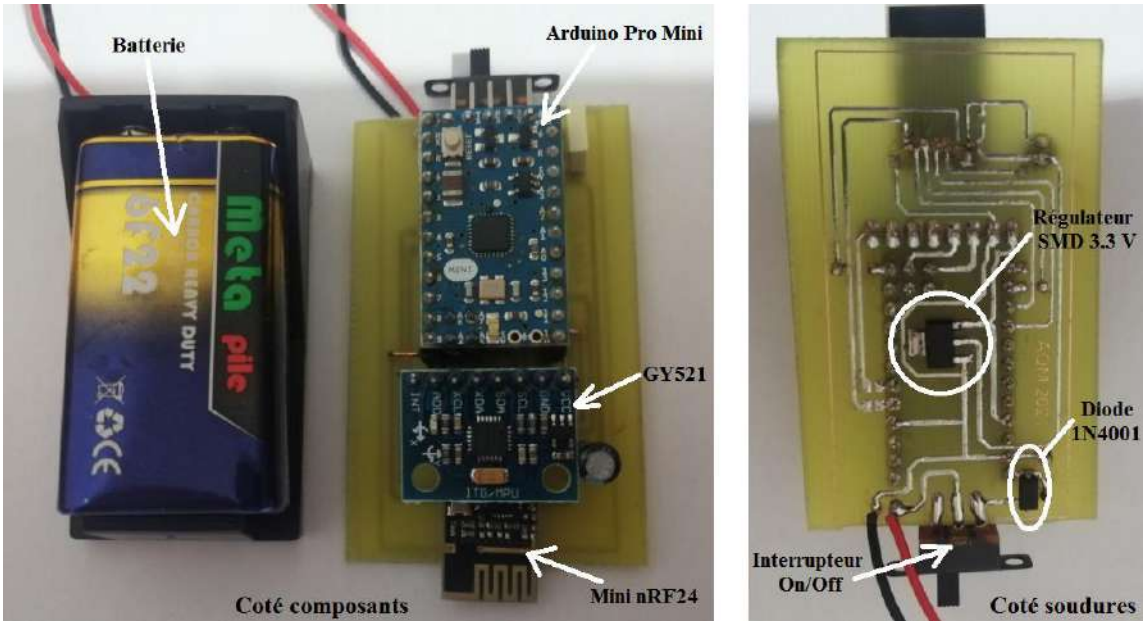


Figure III.4 : Photo du nœud de capteurs réalisé.

3. Partie logiciel :

3.1 L'IDE Arduino :

Les créateurs d'Arduino ont développé un logiciel pour rendre les cartes Arduino très simples a manipulées et utilisées. Cette logiciel utilisé pour la programmation des cartes Arduino, dont l'interface s'appelle L'IDE Arduino est une application multiplateforme gratuite dérivée de Processing qui agit comme un éditeur de code et un traducteur, et peut transférer le firmware (programme) via la liaison série (RS-232, Bluetooth ou USB selon le modèle de la carte). Il est également possible de se passer de l'interface Arduino, en compilant et en téléchargeant des programmes via l'interface en ligne de commande. Le langage de programmation utilisé est une combinaison du C et du C++ avec un grand nombre de bibliothèques Arduino, permettant d'utiliser la carte et ses entrées/sorties. La mise en œuvre de ce langage standard simplifie le développement logiciel sur les plates-formes Arduino pour toute personne maîtrisant C ou C++.

La figure suivante illustre la fenêtre principale de l'IDE Arduino :



Figure III.5 : L'écran principal de l'IDE Arduino au démarrage.

3.2 Démarche de programmation :

Tout d'abord, afin d'utiliser l'IMU GY521 avec les cartes d'Arduino, on doit installer les bibliothèques indispensables pour le fonctionnement de cette station. Il faut au départ télécharger la librairie mpu6050 qui est disponible sur le net, ensuite la décompressée et copier les deux fichiers nommées ***Adafruit_MPU6050.h*** et ***Adafruit_Sensor.h*** dans le répertoire ***lib*** d'Arduino.

La figure suivante montre comment utiliser le gestionnaire de l'IDE Arduino pour chercher et installer de nouvelles bibliothèques.

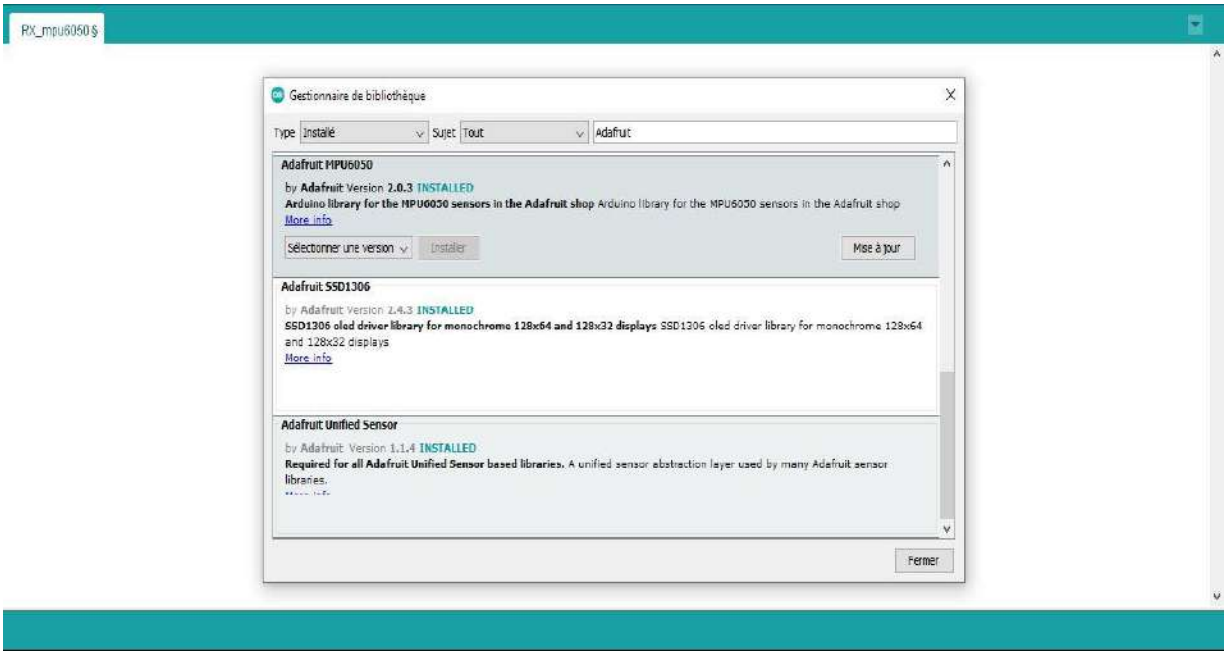


Figure III.6 : Le téléchargement de la librairie mpu6050.

De même pour les bibliothèques de transmission série qui assure la communication entre l'Arduino et le module mpu6050 on doit aussi télécharger les deux bibliothèques I2C et SPI nommé ***Wire.h*** et ***SPI.h***. En fin on termine par l'installation des bibliothèques de gestion du module nRF24 qui sont : ***nRF24L01.h*** et ***RF24.h***.

Nous avons développé deux programme pour notre système de mesure, le premier est destiné pour le nœud de capteurs dont le rôle est de mesurer dans un premier lieu d'une manière périodique les accélérations : Ax, Ay et Az ainsi que les vitesses de rotation Gx, Gy et Gz. Et par la suite les transmettent vers le nœud station de base via liaison RF.

Le deuxième programme est destiné vers le nœud Station de base dont le rôle est d'assurer la réception des data envoyées par les nœuds de capteurs et enfin les transmettent vers le PC via liaison Usb pour le traitement et le stockage.

3.3 L'organigramme du programme du nœud capteurs :

La figure qui suit présente l'organigramme général du programme implanté dans les nœuds de capteurs :

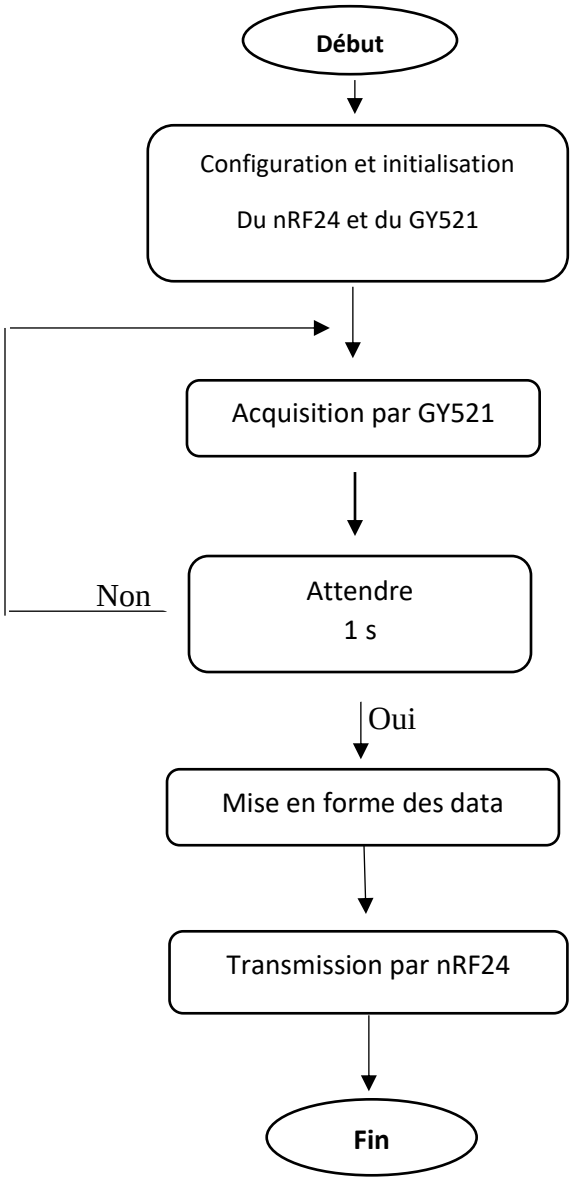


Figure III.7 : L'organigramme de fonctionnement du programme du nœud de capteur.

Au début du programme, l'Arduino effectue un test, une configuration et une initialisation du module nRF24 et de l'IMU GY521, si les deux modules sont prêts, dans ce cas l'Arduino lance l'acquisition des signaux de la station inertielle et effectue une mise en forme des données pour les envoyées à la fin vers la station de base.

3.4 L'organigramme du programme du nœud station de base :

La figure suivante présente l'organigramme général du programme implanté dans les nœuds de station de base :

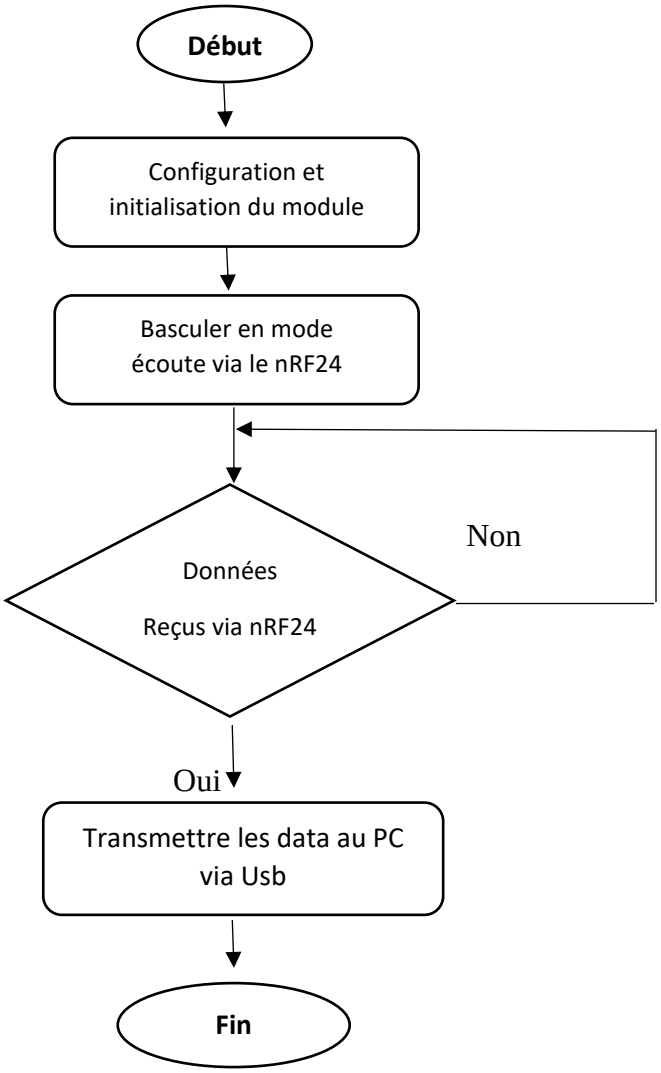


Figure III.8 : L'organigramme de fonctionnement du programme du nœud de station de base.

Concernant la réception, après configuration et initialisation du nRF24, ce module se met en écoute pour afin de recevoir les data envoyées par les nœuds de capteurs. Si la nRF24 ne reçoit pas de données, il vérifie les tampons de réception à nouveau jusqu'à ce qu'il reçoit les données appropriées. Ensuite, le microcontrôleur de la carte Uno retransmis ces données vers le PC via la liaison USB.

4. Mise en marche et tests :

a. Test de réception multicievers :

En premier lieu, nous avons commencé par le test de la réception des données de plusieurs nœuds de capteurs (mode de communication multicievers des modules nRF24) par la station de base en communication avec cinq émetteurs (nœuds de capteurs). Le nRF24 du nœud de la station de base a été configuré pour recevoir les données à travers 5 pipelines différents. La capacité de définition de plusieurs destinataires est d'avoir jusqu'à 6 canaux (pipes) de communication radio ouverts dans un mode de réception RX ("lecture") simultanément. Cela permet au transmetteur nRF24 d'avoir une structure en étoile formé par un nœud récepteur PRX (récepteur primaire) et de cinq nœuds émetteurs au maximum (émetteurs primaires PTX1 – PTX5). Le diagramme de la fig III.9, montre un réseau à cinq pipes de lecture (données) qui sont ouverts dans le nœud récepteur primaire (PRX).

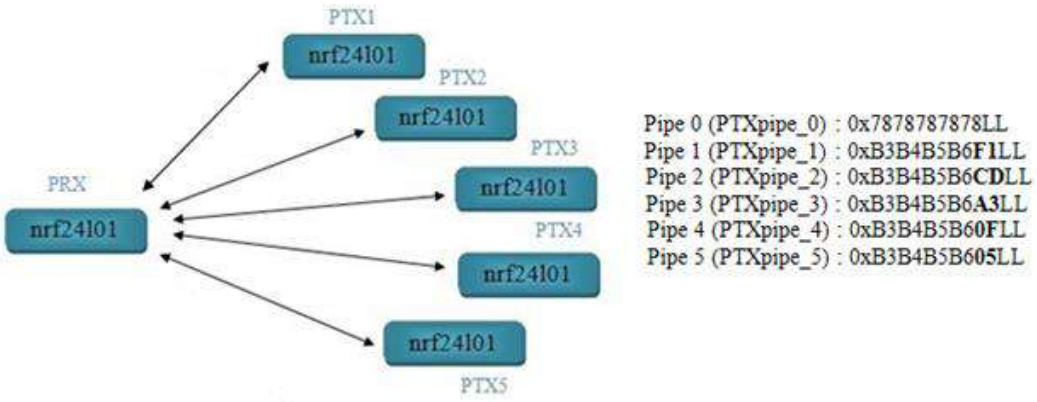


Figure III.9 : La communication multicievers.

Chaque nœud de capteurs (PTX) est relié à l'un de ces pipes pour l'utiliser à la fois dans l'émission et la réception. Chaque pipe possède une adresse, les adresses / pipes doivent avoir un motif d'octets distinct: seul le cinquième octet est entièrement différent pour tous les pipes et est connu comme l'octet le moins significatif.

La réception des données est en mode RX. Cela signifie que tout nRF24 peut réellement agir avec 6 récepteurs différents en même temps. Toutes les pipes utilisent le même canal RF (quel que soit le canal défini dans le registre). Chaque fois que nous voulons envoyer des données à une adresse différente, nous devrons changer deux adresses, mais avec la bibliothèque nRF24L01 la gestion se fait d'une manière transparente à condition de bien fixer les adresses des pipes au départ.

La séquence TX -> RX suit un modèle simple dans une esquisse. Les données utiles peuvent être de longueur statique ou dynamique et peuvent également être attachées à des paquets ACK (acquittement)

qui sont régulièrement renvoyés du récepteur vers l'émetteur pour confirmer la bonne transmission des paquets.

Pour simuler la transmission entre un ensemble de cinq nœuds de capteur et le nœud de base en mode multicievers, nous avons programmé un compteur sur chaque nœud de capteur avec un indice différent pour pouvoir identifier les données au niveau du nœud de la station de base. Et afin de simuler des fréquences d'échantillonnage différentes pour les nœuds de capteurs, nous avons définie pour chacun des nœuds une périodicité d'émission différente des autres nœuds :

1. Le compteur du nœud de capteurs n°1 commence à partir de la valeur 1000 avec une période d'émission de 50 ms ;
2. Le compteur du nœud de capteurs n°2 commence à partir de la valeur 2000 avec une période d'émission de 60 ms ;
3. Le compteur du nœud de capteurs n°3 commence à partir de la valeur 3000 avec une période d'émission de 80 ms ;
4. Le compteur du nœud de capteurs n°4 commence à partir de la valeur 4000 avec une période d'émission de 100 ms ;
5. Le compteur du nœud de capteurs n°5 commence à partir de la valeur 5000 avec une période d'émission de 250 ms.

La figure suivante montre les messages de débogage relatifs au nœud de capteurs n° 5 qui montre l'achèvement de l'émission de neuf paquets vers le nœud de base :



Figure III.10 : La fenêtre de débogage du nœud de capteurs n°5.

Du côté du nœud de la station de base et pour une fenêtre de réception de 2 secondes**,** un ensemble de data des différents nœuds de capteurs a été reçu comme le montre la figure III.11, dans laquelle on peut clairement identifier et dénombrer les échantillons reçus :

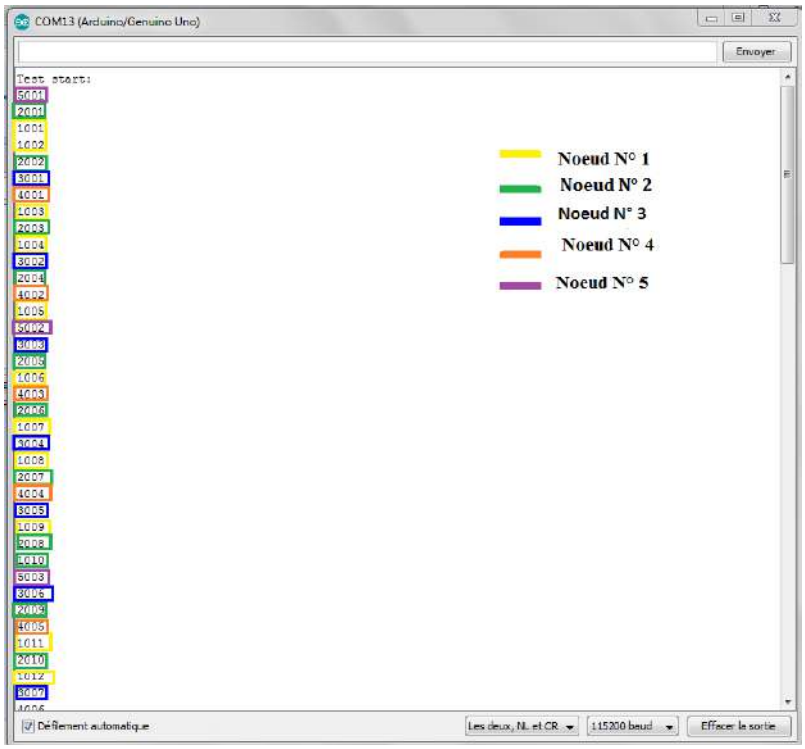


Figure III.11 La fenêtre de débogage relative au nœud de base.

b. Mesure des accélérations d'un segment du membre inférieur :

Dans la deuxième phase, on a placé un nœud de capteurs sur la partie de profile de la cuisse droite d'un sujet, tout en veillant que l'axe "x" soit orienté vers le bas afin d'identifier le cycle de la marche et ses étapes, en parallèle, on a filmé la séance. À la fin de l'exercice, on a fait correspondre chaque point relevé sur le graphe obtenu par la méthode accélérométrique à la photographie de la séance filmée en respectant leur chronologie.

On a demandé au sujet d'effectue, dans un parcours rectiligne, des aller et des retours. L'analyse porte sur une série de cinq foulées de marche stabilisée en pas de marche normale; avec la station inertielle posée sur la cuisse du sujet. Ce dernier a effectué deux séries de tests, l'une avec des chaussures de sport et l'autre en pieds nus.

La figure suivante présente les courbes d'accélérations brutes relatives aux axes : x, y et z :

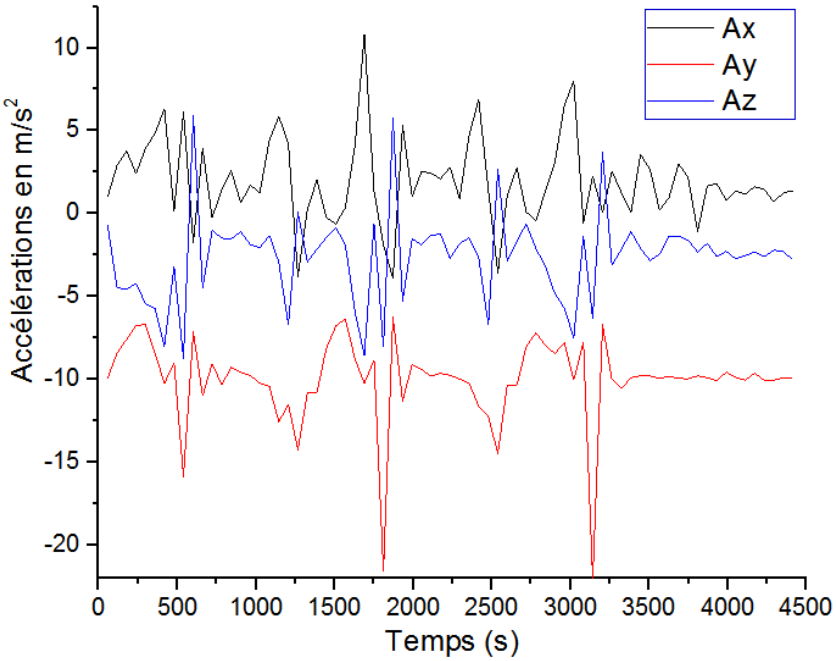


Figure III.12 Les accélérations brutes du segment (cuisse).

L'accélération Ax est la plus importante en terme d'amplitude puisque la station est orientée vers le bas suivant l'axe x, néanmoins les accélérations suivants les deux autres axes présentent des valeurs non négligeables. Ceci nous a amené a calculé la résultante de l'accélération qui est représenté sur la figure suivante en g :

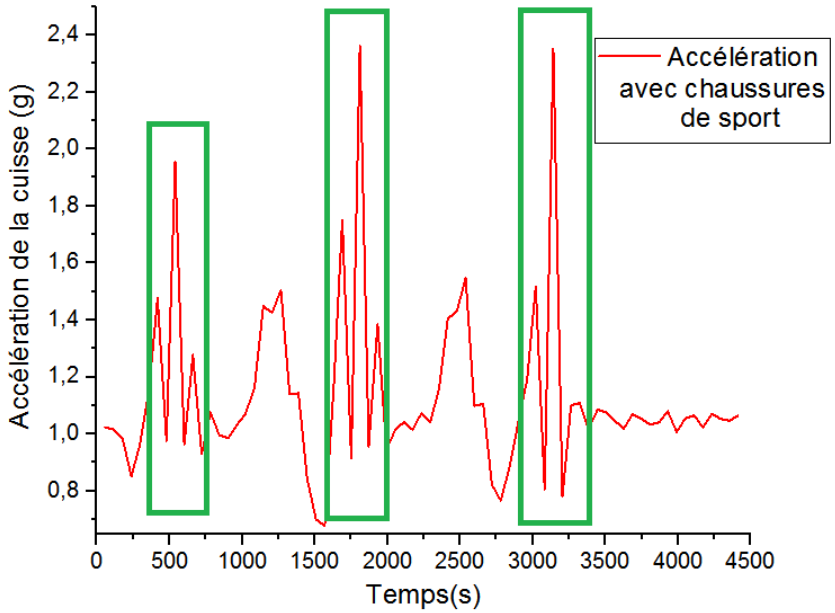


Figure III.13 : Accélération du segment (cuisse) pour le test de la marche avec chaussures de sport.

A chaque succession de 3 pics d'accélération, le pic médian (et le plus grand) correspondait à la mise du pied à plat, le premier pic correspondait lui au contact du pied avec le sol, le troisième quant à lui coïncidait avec le passage à la vertical, on observait des minima bien distingués et qui correspondaient à la poussée à l'appui. Ces résultats sont fort satisfaisants car ils sont en accord avec beaucoup d'études menées sur le mouvement. Les pics d'accélération ont atteint un max de 2.4 g dans ce test.

La dernière figure présente l'accélération de la cuisse lors du test de marche en pieds nus :

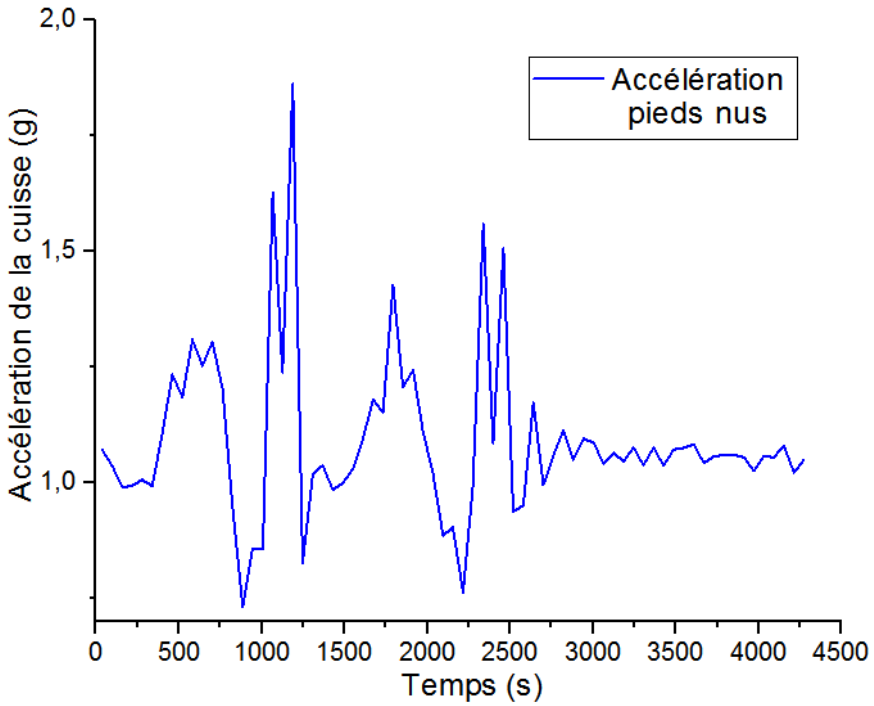


Figure III.14 Accélération du segment (cuisse) pour le test de la marche pieds nus.

On remarque que les trois série de pics relative à la pose du pied droit sur le sol avec des amplitudes d'accélération max plus faibles que le test précédent de l'ordre de 1.8 g. Ceci peut être justifié par l'effet d'amortissement du choc en marche en pieds nus.

5. Conclusion :

Les résultats des tests réalisés à la fin de ce travail sont promettant et montrent que le système de mesure réalisé est capable d'effectué des acquisitions d'accélérations des segments des membres inférieurs à l'aide de la station inertielle.

Conclusion générale

Dans ce projet, nous avons eu la chance de découvrir l'importance de la marche et les raisons qui conduit à son déséquilibre, à la fois mécaniquement et médicalement. Pour réaliser une analyse quantifiée de la marche nous avons conçus et réalisé un système de mesure à base de nœuds de capteurs associés à des stations inertielles. Ces nœuds sans bâtis autour de microcontrôleurs 8 bits et des modules de transmission RF de type nRF24L01.

Durant la conception, la réalisation et la mise en œuvre des différents nœuds de capteurs du système de mesure au cours de notre projet, nous avons pu développer beaucoup de connaissances pratiques et théoriques, ce qui présente une riche expérience pour nous pour mener ce travail à terme.

Le dispositif réalisé est un outil d'AQM basé sur la méthode cinétique, qui est l'une des trois méthodes d'AQM. Pour une analyse plus complète l'analyse cinétique doit être complétée par les méthodes cinématiques et cinésiologiques, néanmoins le dispositif peut donner de bonnes indications sur le paramètre accélération des segments du membre inférieur. Vu l'utilité du sujet dans les milieux hospitaliers et sportifs, et pour l'aide qu'il apporte à l'étude de la marche; le sujet suscite de plus en plus d'attention et est en pleine évolution.

Bibliographie

[1] R. Dabou et S. Boucelha « Etude et réalisation d'un instrument portatif pour l'étude de l'équilibre et de la foulée dynamique humaine »en master2 de faculté d'électronique et informatique en Université des Sciences et de la Technologie HOUARI BOUMEDIENE

2006 p8, 9

[2] P.Osman, Biomechanics of posture, 1999

[3] B. Auvinet, D.Chaleil, E. Barrey, Revue Rhumatologue, La lettre de l'observatoire du mouvement, № 11, avril 2004

[4] T.Hergueta, F.Delgado, D.Schoëvaërt, Y.Lecrubier, « L'analyse quantifiée de la marche en application clinique », La lettre de l'observatoire du mouvement № 11, avril 2004.

[5] Nicolas Théveniau « Mouvement et Comportement pour la Santé et l'Autonomie Arrêté ministériel » thèse de doctorat de l'université de GRENOBLE ,2006. p3

[6] Vaughan CL. J Biomech « Théories de la marche bipède: une odyssée. » Département de biologie humaine, Faculté des sciences de la santé, Université de CAPE TOWN, Afrique du Sud 2001.

[7] Clémence Dyas « Analyse de la marche grâce à la caractérisation de courbes de vitesse angulaire du membre inférieur sur une population de sujets sains et arthrosiques » en école de technologie supérieure université du QUÉBEC 2019 p32

[8] Guillaume Abran « Utilisation d'un vêtement intelligent pour observer les paramètres spatiotemporels dans l'analyse de la marche » Travail de fin d'études 2020 p9-10

[9] Tom F. Novakchik, Gillette Children's en laboratoire d'analyse du mouvement Specialty Healthcare, Université du MINNESOTA, et. ATTIE University, St. Paul, USA, 25 août 1997; Accepté le 22 septembre 1997

[10] Jim Richards, Ambreen Chohan Renuka Erande « Clinical gait analysis » https://musculoskeletalkey.com/biomechanics-2/ dernière consultation le 07.6.2017)

[11] Bounegta Nadia, « Approche distribuée pour la sécurité d'un réseau de capteurs sans fils (RCSF) », Ingénieur en Informatique et Télécommunications, université de Bechar, 2010.

[12] Kaci Bader « Détection d'intrusions dans les réseaux de capteurs sans fil. Cryptographie et sécurité » Rapport de stage Master Recherche 2 en Informatique IFSIC-Rennes 2010 p9.

[13] A. Boukerche, «Algorithms and protocols in wireless sensor networks », university of OTTAWA CANADA, 2009.

[14] Leboukh Aboubaker et Saidi Madani Amine (La Localisation dans les Réseaux de Capteurs Sans Fil : Cas d'un Milieu Fermé) Université Dr. YAHIA Fares de Médéa

[15] Vanessa Mazzari. « IMU et robotique »

https://blog.generationrobots.com/fr/imu-et-robotique-ce-quil-faut-connaitre/ (dernière consultation le 2 Juil 2021 07:58)

[16] Jonathan OxerHughBlemings « Practical Arduino Cool Projects for Open Source Hardware »2009

[17] C. Tavernier, Version Dunod « Arduino application savancées ».

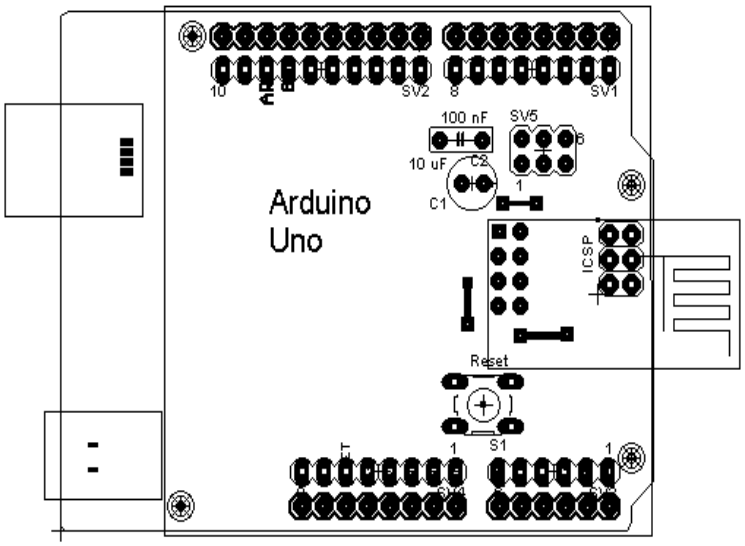
https://lastminuteengineers.com/nrf24l01-arduino-wireless-communication/ (dernière consultation le 14/03/2020).

[18] Développement des Compétences Project Fiche de synthèse du module RF24 http://pignol.univ-tln.fr/DUT_GEII/DevCompProj/RF24/FS_RF24.pdf

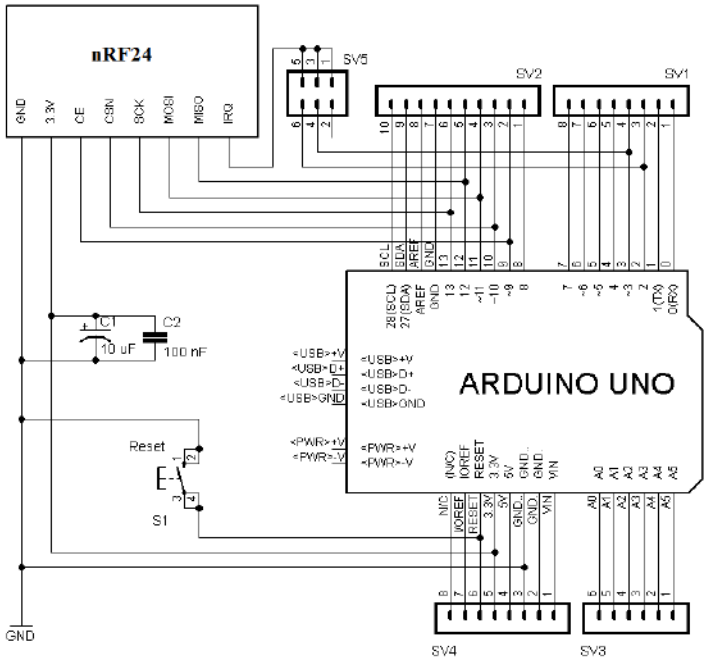
Annexe

Station de base

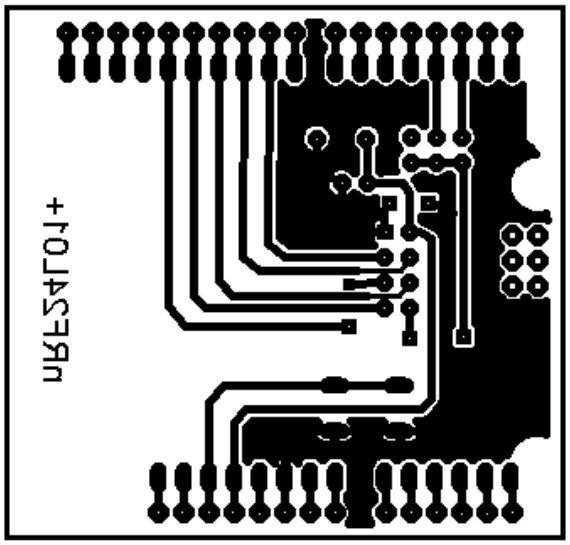
Annexe 1 : Schéma Implantation composants Station-de-base.



Annexe 2 : Schéma électrique-Station-de-base.

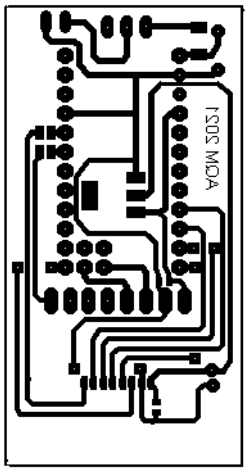


Annexe 3 : Pcb_schield-nrf24

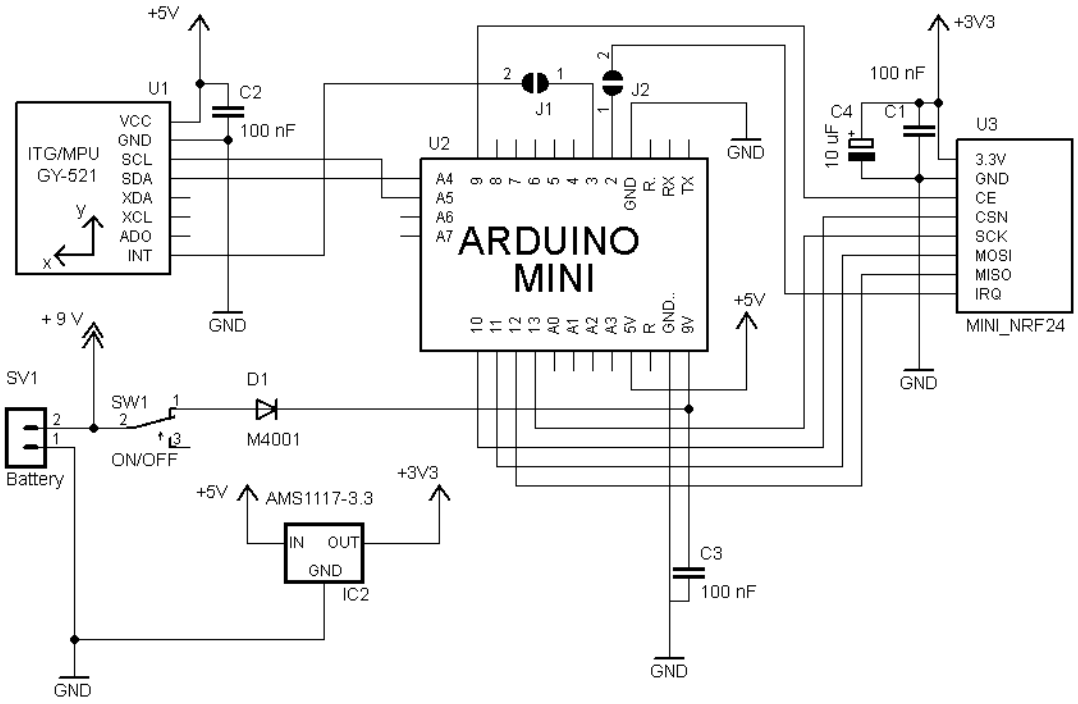


End-Device

Annexe 4 : PCB-End-Device



Annexe 5 : Schéma electrique End-Device



Annexe 6 : Schéma d'implantation des composants End-Device.

