



HAL
open science

Semelle piézoélectrique connectée pour applications médicales

Samia Adrar

► **To cite this version:**

Samia Adrar. Semelle piézoélectrique connectée pour applications médicales. Electronique. Nantes Université, 2022. Français. NNT : 2022NANU4054 . tel-04041386

HAL Id: tel-04041386

<https://theses.hal.science/tel-04041386v1>

Submitted on 22 Mar 2023

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

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

THESE DE DOCTORAT DE

NANTES UNIVERSITE

ECOLE DOCTORALE N° 601
*Mathématiques et Sciences et Technologies
de l'Information et de la Communication*
Spécialité : *Électronique*

Par

Samia ADRAR

Semelle piézoélectrique connectée pour applications médicales

Thèse présentée et soutenue à Nantes, le 13 décembre 2022

Unité de recherche : IETR, UMR 6164

Rapporteurs avant soutenance :

M. El hadj DOGHECHE Professeur des universités, IEMN, Université Polytechnique Hauts-de-France
Mme. Catherine ALGANI Professeur des universités, SYSCOM, CNAM de Paris

Composition du Jury :

Président : M. El hadj DOGHECHE Professeur des universités, IEMN, Université Polytechnique
Hauts-de-France
Examineurs : M. Pierre-Yves JOUAN Professeur des universités, IMN, Nantes Université
Examineurs : M. Pascal DHERBÉCOURT Professeur des universités, GPM, Université de Rouen

Directeur de thèse : M. Raynald SEVENO Professeur des universités, IETR, Nantes Université
Co-encadrant : M. Mohammed EL GIBARI Maître de conférences, IETR, Nantes Université

Remerciements

Il me sera très difficile de remercier tout le monde, car c'est grâce à l'aide de nombreuses personnes que j'ai pu mener cette thèse à son terme. (Je vais essayer)

Je voudrais tout d'abord remercier grandement mes directeurs de thèse, monsieur Raynald Seveno Professeur à Nantes université et monsieur Mohammad El Gibari Maître de conférences à Nantes université, pour leurs aides. Je suis ravi d'avoir travaillé en leurs compagnies, car en plus de leurs appuis scientifiques, le côté humain était toujours présent, ils ont toujours été là pour me soutenir et me conseiller au cours de l'élaboration de cette thèse (malgré mon caractère).

Je remercie également Mme Catherine ALGANI Professeur des universités, SYSCOM, CNAM de Paris d'avoir été rapporteur et d'avoir envoyé les questions malgré son état de santé qui l'a empêché d'être présente le jour de la thèse, je remercie aussi M. El hadj DOGHECHE Professeur des universités, IEMN, Université Polytechnique Hauts-de-France qui m'a fait l'honneur d'être rapporteur de ma thèse et d'avoir accepté d'être mon président du jury, ils ont pris le temps de lire mon travail, pour tout cela je les remercie. Je tiens à remercier aussi M. Pascal DHERBECOURT Professeur des universités, GPM, Université de Rouen pour avoir accepté de participer à mon jury et qui m'a fait l'honneur de sa présence, ainsi que M. Pierre-Yves JOUAN Professeur des universités, IMN, Nantes Université pour l'honneur d'avoir acceptée d'être dans mon jury de thèse, qui malheureusement n'a pas pu venir pour des raisons de santé dont je souhaite un bon rétablissement.

Je tiens à remercier particulièrement tous les membres du laboratoire IETR: Patrick, Benoit, Hong wu, Eric, Magali, qui ont contribué à la réussite de ce travail de part les échanges et conseils que j'ai eu tout au long de mon cursus. Je remercie toutes les personnes qui m'ont ouvert leur porte pour réaliser des manipulations, je remercie les membres du laboratoire GeM avec qui j'ai beaucoup échangé Rabah, jean Christophe, Yoan et Paul, merci à toi Cedric du Fablab de Nantes, je remercie Marc de Polytec pour les cartes électroniques, je remercie aussi Phillipe le podologue qui a su me mettre à l'aise avec le domaine de la podologie et qui m'a accueilli à plusieurs reprises dans son cabinet médical.

Il m'est impossible d'oublier mes collègues docteurs et doctorants avec qui j'ai passé trois ans, Walid, Julien, Serigne, Pierre, Tesnime, Maria, Pascal ainsi que Nassima pour leurs aides précieuses et leurs conseils. À Zarah qui a toujours fait tout son possible pour m'aider et qui a une place spéciale dans mon cœur.

Mes remerciements vont aussi à ma famille et mes amis avec cette question récurrente, « quand est-ce que tu la soutiens cette thèse ? », bien qu'angoissante en période fréquente de doutes, m'ont permis de ne jamais dévier de mon objectif final. Merci à mes parentes mes sœurs Sabrina, Karima Nabila, Hakima et ces trois petits daltons, à ma sœur Salima qui est devenu maman d'une charmante petite fille (Naelle), merci à mon frère Sofiane qui a relu mes chapitres de thèses, je voudrais remercier aussi mes amis Cylia, Anaïs, Ferhat, Walid, un merci spécial à Nazim et Lounès qui ont relu et corrigé le manuscrit.

Je veux remercier la plus belle découverte de cette année, tu te reconnaitras 😊.

Dédicace

J'ai le grand plaisir de dédier ce travail :

À celle qui a attendu avec patience les fruits de sa bonne éducation et de ses dévouements.

À celle qui a toujours crus en moins, ma soutenue sans jamais douter de mes capacités.

À celle dans les moments de doutes, d'hésitation et de désespoir a su me reconforter avec la phrase :

« Tu vas réussir tu es ma fille »

À celle qui sera toujours avec moi-même si le monde entier est contre à toi :

Maman

Table des matières

Chapitre 1. État de l’art sur les dispositifs d’analyse de la marche

1.1	Introduction.....	1
1.2	Présentation du sujet de thèse	2
1.3	Présentation de l’allure de la marche associée à certaines maladies.....	2
1.3.1	Marche associée à la maladie de Parkinson.....	3
1.3.2	Marche associée à l’hémiplégie.....	3
1.3.3	Marche ataxique.....	4
1.3.4	Marche associée à une blessure	4
1.4	Présentation des dispositifs pour l’analyse de la marche	5
1.4.1	Tapis de marche podologique	5
1.4.2	Dispositifs de semelles connectées	7
1.5	Présentation du dispositif de semelle piézoélectrique connecté	11
1.5.1	Les capteurs	12
1.5.1.1	Capteurs piézorésistifs	12
1.5.1.2	Capteurs piézoélectriques	13
1.5.2	Caractérisation mécanique du capteur	16
1.5.3	Transmission sans fil.....	17
1.5.3.1	Communication Wifi	17
1.5.3.2	Communication Bluetooth.....	18
1.5.3.3	Protocole ZigBee	18
1.5.4	Plateforme de récupération et d’affichage des données.....	20
1.6	Conclusion	21

Chapitre 2. Conception et caractérisation d’un capteur piézoélectrique flexible

2.1	Introduction.....	24
2.2	La piézoélectricité.....	25
2.2.1	Historique.....	25
2.2.2	Définition de la piézoélectricité	25
2.2.3	Propriété cristalline	26
2.2.4	Caractéristiques des différents matériaux piézoélectriques	26
2.2.5	Structure pérovskite	27
2.3	Techniques de dépôt de couches minces de PZT flexible.....	28
2.3.1	Dépôt sur substrat rigide puis transfert sur un matériau souple	28
2.3.2	Dépôt direct sur substrat souple	29

2.4	Réalisation d'un capteur piézoélectrique flexible.....	30
2.4.1	Procédé de fabrication de couches minces de PZT flexible.....	30
2.4.2	Dépôt d'électrode supérieure	31
2.4.3	Caractérisation du capteur piézoélectrique	32
2.4.3.1	Diffraction des rayons X (DRX).....	32
2.4.3.2	Cycles d'hystérésis P-E	33
2.4.4	Placement des connectiques et plastification	34
2.5	Étude des connecteurs.....	35
2.5.1	Présentations de trois types de connecteurs	35
2.5.1.1	Bande en cuivre flexible	35
2.5.1.2	Fils de fibre d'acier inoxydable.....	35
2.5.1.3	Fil électrique	36
2.5.2	Comparaison entre les différents types de connecteurs	36
2.5.3	Tests de déformation.....	37
2.6	Conclusion	40

Chapitre 3. Caractérisation mécanique d'un capteur piézoélectrique flexible

3.1	Introduction.....	43
3.2	Etude théorique.....	44
3.2.1	Loi de comportement mécanique.....	44
3.2.2	Méthode des min max	45
3.2.3	Méthode des trapèzes	46
3.3	Etude pratique	47
3.3.1	Système pour la caractérisation mécanique	47
3.3.2	Caractérisation mécanique d'un capteur piézoélectrique industriel.....	48
3.3.2.1	Test de la Méthode Min-Max	49
3.3.2.2	Test de la Méthode des trapèzes.....	51
3.3.2.3	Test de la répétabilité des mesures pour un capteur industriel	54
3.3.2.4	Test la reproductibilité des mesures pour trois capteurs industriels	55
3.3.3	Caractérisation mécanique d'un capteur piézoélectrique Flexible.....	56
3.3.3.1	Conversion de donnée tension force.....	56
3.3.3.2	Test de la répétabilité des mesures pour un capteur PZT flexible	58
3.3.3.3	Test de la reproductibilité des mesures pour trois capteurs	59
3.4	Récapitulatif de l'étude	60
3.5	Conclusion	62

Chapitre 4 Acquisition et transmission des données du capteur

4.1	Introduction.....	65
4.2	Définition du protocole de communication	66
4.3	Cartes d’acquisitions des données ADAFRUIT	66
4.3.1	Carte d’acquisition nRF52	66
4.3.1.1	Présentation de la carte nRF52832	66
4.3.1.2	Impédance de la carte d’acquisition.....	67
4.3.1.3	Protocole de communication BLE (Bluetooth Low Energie).....	68
4.3.1.4	Réalisation du circuit de transmission	70
4.3.1.5	Mesure de l’impédance équivalente du système de transmission.....	71
4.3.1.6	Transmission Bluetooth	72
4.3.1.7	Tests et comparaisons	73
4.3.2	Carte d’acquisition ESP32	75
4.3.2.1	Présentation de la carte	75
4.3.2.2	Fonctionnement de la carte	75
4.3.2.3	Connexions série avec la carte ESP32.....	76
4.3.2.4	Connexion wifi avec la carte ESP32.....	77
4.3.3	Construction d’une interface graphique.....	79
4.3.3.1	Logiciels et langages.....	79
4.3.3.2	Interface	80
4.3.3.3	Test et comparaison	83
4.4	Conclusion	85

Chapitre 5 Réalisation de test de prototypage de semelle piézoélectrique connectée

5.1	Introduction.....	88
5.2	Réalisation de prototype de la semelle.....	89
5.2.1	Définition des points de pression du pied	89
5.2.2	Assemblages du système.....	90
5.2.3	Présentation du prototype pour l’étude de la marche	91
5.3	Réalisation des tests expérimentaux avec le dispositif de la semelle connectée.....	95
5.3.1	Enregistrement et analyse d’un pas de marche	95
5.3.2	Construction de la courbe du cycle de la marche.....	97
5.3.3	Enregistrement et analyse de plusieurs pas de marche	98
5.3.4	Récapitulatif des essais de marche.....	101
5.4	Comparaison entre la semelle connectée et le tapis de marche podologique.....	102
5.4.1	Essais sur le tapis de marche podologique	102
5.4.1.1	Marche normale pieds nus	102
5.4.1.2	Marche normale avec les chaussures	103

5.4.1.3	Marche avec variation de nombre de pas.....	103
5.4.2	Essais de marche avec la semelle connectée sur le tapis podologique.....	105
5.5	Conclusion	108
	Conclusion générale.....	112
	Perspectives.....	113
	Tables des figures.....	115
	Liste des tableaux	119
	Liste des abréviations.....	120
	Bibliographie	121

Introduction Générale

La vie quotidienne d'un être humain est remplie de constantes et variables tels que le taux d'oxygène dans le sang à intervalle régulier, le rythme cardiaque ou encore bien d'autres aspects de comportement et de la physiologie humaine. Le suivi et l'étude de ses constantes et variables grâce aux technologies modernes du monde connecté ont donné naissance à de nouvelles formes de suivis médicales et ont ainsi permis la détection prématurée de symptômes de différentes maladies.

La question qu'on s'est alors posée est : est-ce que la démarche est une variable qui permettrait un suivi médical de certaines pathologies ? Si oui, est-ce que cela en vaut la peine ? Bien évidemment la réponse à cette question est oui sinon cette thèse n'aurait pas vu le jour.

Des chercheurs de différents domaines ont travaillé sur l'étude du pied et de la marche. Les premières études sont réalisées dans le domaine du sport, pour améliorer les performances d'athlètes pendant la course. Avec plus de recul, d'autres recherches ont vu le jour, mais cette fois avec des études cliniques portant sur des maladies chroniques. Certains troubles et pathologies de la marche sont observés avant l'apparition de certaines maladies. Par exemple, un trouble de la marche et de l'équilibre pour les personnes âgées peut être un des premiers signes d'une maladie neurodégénérative progressive (maladie de Parkinson). Les spécialistes se sont rendu compte que l'analyse de la marche pourrait être utilisée comme une méthode de détection de certaines maladies chroniques dont il n'est actuellement pas possible de guérir, car même si on ne peut pas supprimer la maladie, une détection préventive peut permettre de repousser son développement et ainsi rallonger l'espérance de vie d'un patient.

En vue du développement industriel des différentes technologies, plusieurs appareils et systèmes ont été mis en œuvre pour l'analyse de la marche. Les besoins continus de dispositifs toujours plus performants ont fait qu'il existe dans le marché des systèmes avec plusieurs caractéristiques. Chez les podologues, on trouve souvent des tapis de marche instrumentés qui permettent d'enregistrer la marche et d'avoir des données sur le type de la marche, les points d'appui et sur la dynamique. La difficulté que rencontrent les spécialistes est le traitement de la diversité des cas avec un seul appareil, pour chaque cas et pathologie de marche, car même si la dynamique du pas qui est représentée par une courbe du cycle de la marche en forme de « M » devrait être sensiblement la même pour chaque individu ayant une marche dite « normale » cela s'avère plus complexe à analyser pour des patients avec des pathologies complexes en lien avec les types de foulées (universelle, pronatrice et supinatrice) et le type de pression plantaire caractérisée par le type de pieds (plat, creux et neutral).

Le projet de cette thèse consiste à réaliser un système capable d'enregistrer et d'analyser la marche. Ce dispositif est une semelle connectée constituée de capteurs piézoélectriques flexibles. Dans cette réalisation, la fabrication de couches minces PZT représente une des parties fondamentales du système. La déformation de ces matériaux piézoélectrique est suivie par l'apparition d'un signal électrique, cette propriété électrique sera utilisée pour enregistrer la marche, en mettant en relation la déformation appliquée au capteur durant le pas avec le signal de sortie engendré. La récupération de données et la transmission via un système adapté est une autre partie fondamentale dans le projet. Vient ensuite l'étape de l'interprétation des

données où une conversion est nécessaire pour pouvoir communiquer avec le podologue avec qui nous sommes en collaboration.

L'objectif final est de pouvoir réaliser une semelle adaptable et personnalisable pour chaque patient. La maîtrise de la technologie de fabrication des capteurs piézoélectriques permet de modifier la taille et la forme des capteurs. Le nombre et la position des capteurs devraient être aussi définis pour chaque patient, ce qui permettra une analyse plus précise sur n'importe quel point de pression. La réalisation d'un dispositif d'analyse de la marche personnalisable connecté va permettre au spécialiste de faire un diagnostic plus précis pour une utilisation directe et va permettre aussi de pouvoir réaliser un suivi du patient à distance. Pour une utilisation à long terme, le monitoring d'un patient est primordial pour suivre le développement de l'état de santé du patient par rapport à la progression d'une maladie ou à l'évolution d'un traitement donné avec pour un objectif final une aide dans la recherche de développement d'outils d'analyse plus performant.

Chapitre 1 État de l'art sur les dispositifs d'analyse de la marche

1.1	Introduction	1
1.2	Présentation du sujet de thèse.....	2
1.3	Présentation de l'allure de la marche associée à certaines maladies	2
1.3.1	Marche associée à la maladie de Parkinson	3
1.3.2	Marche associée à l'hémiplégie.....	3
1.3.3	Marche ataxique.....	4
1.3.4	Marche associée à une blessure	4
1.4	Présentation des dispositifs pour l'analyse de la marche	5
1.4.1	Tapis de marche podologique	5
1.4.2	Dispositifs de semelles connectées	7
1.5	Présentation du dispositif de semelle piézoélectrique connecté.....	11
1.5.1	Les capteurs.....	12
1.5.1.1	Capteurs piézorésistifs	12
1.5.1.2	Capteurs piézoélectriques	13
1.5.2	Caractérisation mécanique du capteur	16
1.5.3	Transmission sans fil.....	17
1.5.3.1	Communication Wifi	17
1.5.3.2	Communication Bluetooth.....	18
1.5.2.3	Protocole ZigBee	18
1.5.4	Plateforme de récupération et d'affichage des données	20
1.6	Conclusion.....	21

1.1 Introduction

Le domaine de la santé a connu une grande évolution dans les traitements des maladies, avec une recherche active et continue sur l'élaboration d'appareils médicaux qui permettent de meilleures analyses et des diagnostics toujours plus précis. L'étude de la marche représente actuellement un enjeu majeur dans le secteur médical, et ce, pour les différentes informations qu'elle peut fournir sur l'état de santé du patient. L'étude de la marche fait l'objet de plusieurs recherches, en particulier dans le domaine sportif afin d'améliorer les performances des athlètes lors de la course [1] ; en étudiant leurs postures et les différents points de pression [2]-[3].

Différents résultats de l'étude de la marche permettent d'identifier des paramètres tels que les types de foulées (universelle, pronatrice et supinatrice) qui font partie de la pathologie singulière de chacun (cf. Figure 1(a)). A savoir : une pronation et une supination trop importante peuvent causer de grave problème aux tendons d'Achille, aux genoux et ailleurs [4]-[5]. Ces études ont permis également de caractériser l'empreinte du pied et d'identifier des anomalies plantaires qui reposent sur les points de pression et de les répartir en trois grandes catégories : pied normal, pied plat et pieds creux (cf. Figure 1(b)). L'ensemble des informations récoltées permettent de réaliser des chaussures plus adaptées avec des semelles confortables. L'importance de ces modifications se fait ressentir sur les améliorations réalisées sur les chaussures de course [6], un des exemples les plus connus est la chaussure en fibre de carbone portée par l'athlète Eliud Kipchoge [7] avec laquelle il a réussi à battre le record du monde du marathon.

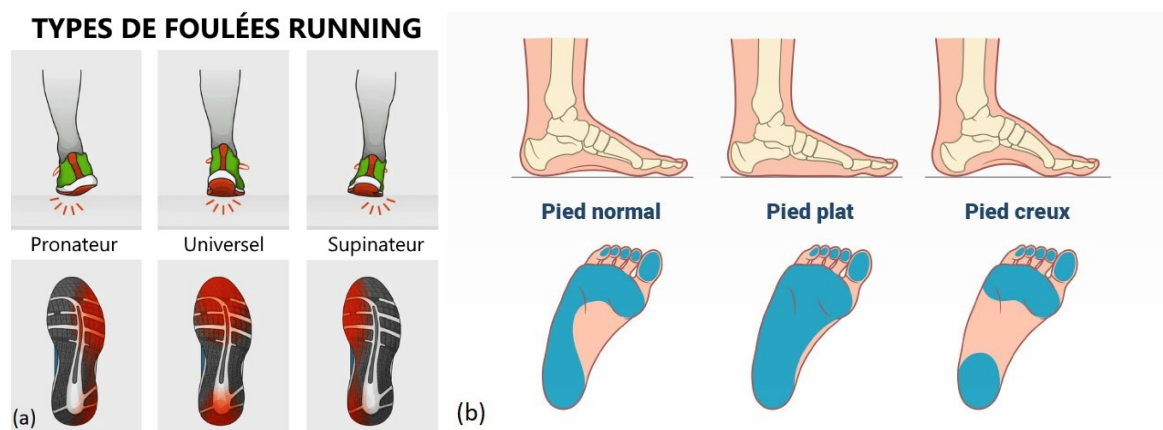


Figure 1 (a) Représentation des types de foulées [8] et (b) d'appuis du pied par rapport à la pression plantaire [9]

À côté des améliorations réalisées dans le domaine sportif, des chercheurs se sont intéressés à l'étude clinique du pied et de la marche. Plusieurs travaux de recherches sur les maladies chroniques ont prouvé qu'il existe une relation entre les troubles de la marche et l'apparition de certaines maladies ; les pieds creux par exemple sont d'origine neurologique et peuvent être des indicateurs de certaines maladies tels Parkinson et le diabète neuropathie, ils peuvent aussi provenir d'une blessure ou une fracture non traitée. Pour la réalisation de ces études, des dispositifs ont vu le jour allant du tapis de marche podologique jusqu'aux semelles connectées. La difficulté que les spécialistes rencontrent réside dans l'analyse des différents cas et pathologies avec un seul dispositif. Et si maintenant c'était le dispositif qui s'adapte au pied du patient ? Aurions-nous un meilleur diagnostic ?

1.2 Présentation du sujet de thèse

Le sujet de la thèse s'inscrit dans la problématique de la santé du futur, avec pour objectif le suivi du patient à domicile via des outils adaptés à sa pathologie. Dans ce contexte, ce projet consiste à réaliser un dispositif de suivi de la marche d'un patient afin de détecter précocement l'aggravation d'une maladie chronique telle que le diabète ou la Bronchopneumopathie Chronique Obstructive (BPCO) qui s'accompagnent de troubles de déambulation. Il existe déjà des dispositifs de suivi de la marche, notamment pour les sportifs, avec des capteurs implantés dans les chaussures [10],[11]. Les informations obtenues sont généralement la position GPS et la vitesse, mais pour recueillir des données indispensables à un suivi médical, comme la dynamique, l'équilibre ou encore les variations d'appui du pied, des tapis instrumentés sont utilisées. Ces types de capteurs présentent des inconvénients (encombrement, prix, absence de mobilité) limitant leur utilisation et un suivi régulier du patient. De plus ces modèles commerciaux ne sont pas prévus pour le développement de la recherche fondamentale. L'originalité du travail de cette thèse réside à la fois dans l'approche de la conception du dispositif de suivi de la marche, car réalisée, d'une part, directement en concertation avec un médecin du CHU de Nantes et un podologue, puis d'autre part, dans la portabilité du dispositif qui devrait à terme permettre le suivi d'un patient à domicile.

1.3 Présentation de l'allure de la marche associée à certaines maladies

Chaque individu a une marche particulière et unique, mais cette action coordonnée de muscles et d'articulation qui permet au corps de se déplacer est la même pour chaque personne. Lors de la marche, le poids est réparti sur les points de pressions communs entre chaque personne, il existe trois étapes principales qui définissent le pas :

- Dans la première étape, le pied entre en contact avec le sol par le talon, la force de réaction du sol est approximativement égale au poids du corps à vitesse normale et pendant cette phase le centre de gravité se situe derrière le talon.
- Dans la deuxième étape, le pied est à plat sur la surface, la pression est répartie dans tout le pied et le centre de gravité se déplace vers le centre du pied.
- La dernière étape, (appelée aussi phase propulsive) est une phase dans laquelle toute la pression est déplacée vers l'avant du pied, cette posture permet de remonter vers le poids initial de la personne et de positionner un nouveau centre de gravité.

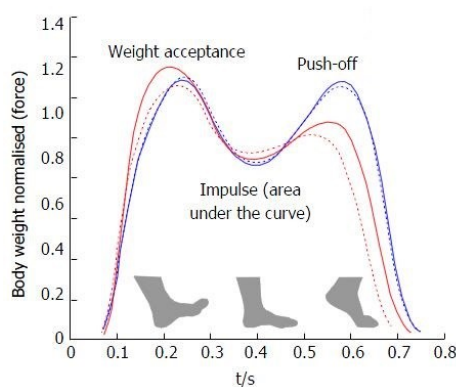


Figure 2 Force de réaction du sol lors d'un cycle de marche normal [12] .

Les trois étapes représentent le cycle de la marche que devrait avoir une personne en bonne santé, la courbe engendrée par le pas (cf. Figure 2) est utilisée par le podologue comme courbe de référence afin de procéder au diagnostic.

1.3.1 Marche associée à la maladie de Parkinson

La maladie de parkinson est une maladie neurologique généralement observée chez les personnes âgées de plus de 65 ans. Cette maladie est caractérisée par des tremblements au repos, la rigidité musculaire et le ralentissement des mouvements. A ce jour, il n'existe pas de traitement définitif à cette maladie, cependant des médicaments tels que la dopamine sont utilisés pour repousser les symptômes et ralentir sa progression.



Figure 3 Personne avec une marche associée à la maladie de parkinson [13]

L'évolution de la maladie de parkinson est généralement sur une période longue, cela dépend de l'ampleur de la maladie et du début du traitement. L'efficacité des médicaments peut durer entre 6 et 8 ans [13] durant lesquels le patient aura une vie normale si la maladie n'a pas atteint un stade critique, d'où l'importance d'un diagnostic préventif.

1.3.2 Marche associée à l'hémiplégie

L'hémiplégie est un cas de paralysie cérébrale qui affecte un seul côté du corps, mais qui peut se manifester au niveau de différentes parties. Les symptômes de cette maladie apparaissent de deux manières différentes [14] : hémiplégie spasmodique ; caractérisée par une raideur importante des muscles ou hémiplégie flasque ; caractérisée par une perte de tonicité des muscles qui deviennent mous et faibles. Dans les deux cas cités, le corps se repose sur la partie en bonne santé afin de soulager la partie atteinte, engendrant un déséquilibre pouvant provoquer des chutes et des accidents.

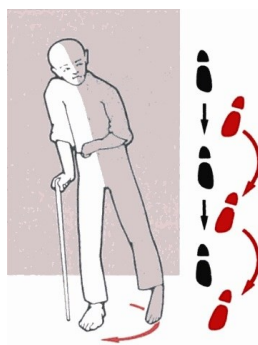


Figure 4 Personne avec une marche associée à l'hémiplégie [15]

Le traitement de l'hémiplégie passe par une neuroplasticité [16] pour rétablir une communication entre le cerveau et le muscle, ensuite, arrive la phase de rééducation par la réalisation d'exercices et mouvements sur le membre affecté. La thérapie peut prendre du temps et nécessite des dispositifs de suivi performant et autonome qui permettent d'établir un état régulier de l'évolution de la pathologie.

1.3.3 Marche ataxique

Une ataxie est une perturbation de l'équilibre et de la coordination motrice [17], elle se distingue par une marche désordonnée et irrégulière ressemblant à celle d'un individu ivre (cf. Figure 5). L'ataxie est une maladie qui peut affecter des personnes de tout âge, mais plus fréquemment pour la catégorie d'âge entre 30 et 50 ans [18]. Cette maladie est causée par un dysfonctionnement du cervelet représentant la partie du cerveau qui s'occupe de la coordination des mouvements volontaires, ce dysfonctionnement pouvant être dû à plusieurs facteurs : accident vasculaire, tumeur, abus d'alcool, etc.

Dans le but d'avoir une aide à la marche, les individus utilisent des cannes ou des marchettes permettant d'avoir une certaine autonomie. Cependant, il n'existe pas de médicament qui peut soigner la maladie de manière définitive, mais des traitements qui soulagent sont disponibles. La déformation des pieds et la scoliose peuvent être traitées en utilisant des corsets ou en ayant recours à la chirurgie. D'autres facteurs de la maladie sont moins évidents à traiter, mais peuvent être évités comme la déformation osseuse chez les enfants et les atteintes cardiaques qui se développent après la maladie. Le diagnostic précoce de la maladie en analysant le trouble de la marche permet une intervention plus rapide et plus efficace.



Figure 5 Personne avec une marche associée à l'ataxie [19]

1.3.4 Marche associée à une blessure

Les accidents du quotidien et les blessures engendrées, peuvent aussi causer des troubles de la marche. Les traitements de ces problèmes sont réalisés généralement via des séances de rééducation quand la zone atteinte est le muscle ou l'os. Par contre, dans les autres types d'accidents qui touchent le cerveau, nous avons recours à des traitements neurologiques. La diversité des cas de figure sont tels qu'il est difficile de réaliser un diagnostic précis avec des équipements standards. La remise en forme en cas d'accident peut prendre beaucoup de temps, allant jusqu'à plusieurs années. Pendant cette période de convalescence, il est nécessaire, dans

certain cas, et préférable dans le reste, d'avoir un suivi régulier du patient, ce qui peut être vite fatigant si ce dernier a des difficultés à se déplacer. Pour pallier cela, des dispositifs intelligents connectés très performants sont de plus en plus développés et disponibles sur le marché.

1.4 Présentation des dispositifs pour l'analyse de la marche

L'analyse de la marche est un examen médical devenu quasi indispensable pour les patients présentant des troubles de la marche, le but de cet examen étant de mesurer la pression appliquée et d'enregistrer les pas du patient pour les comparer avec des données de références. Des dispositifs spéciaux sont mis à disposition pour la réalisation de ces analyses, chez le podologue on parle souvent du tapis podométrique, mais il existe d'autres dispositifs intégrés directement dans la chaussure offrant le même service.

1.4.1 Tapis de marche podologique

Le tapis de marche podologique est un dispositif que les podologues utilisent lors de l'examen dynamique de la marche, il est constitué d'une matrice de capteurs de haute résolution qui réagissent à la pression appliquée. Plusieurs modèles de tapis sont disponibles avec des technologies différentes, mais dans le seul but d'enregistrer et analyser la marche.



Figure 6 tapis de marche podologique [20].

La consultation chez le podologue commence par une série d'examen visuels où le spécialiste examine la peau pour vérifier l'absence d'ampoule, d'ulcère ou autres signes apparents d'une inflexion, ensuite il passe à une analyse plus dynamique en utilisant un tapis de marche podologique. Le podologue enregistre les pas du patient déchaussé, les données sont ensuite affichées sur l'ordinateur sous forme de courbes et de cartographies du pied. À partir de ces données le podologue peut avoir plusieurs informations sur la dynamique du pied, le type de foulée (supinateur, pronateur ou neutre), le type de pieds (plat, creux ou normal) et bien d'autres informations. Il procède ensuite à la constitution d'un diagnostic global pour l'identification des anomalies qui lui permettront la réalisation d'une semelle orthopédique adaptée.

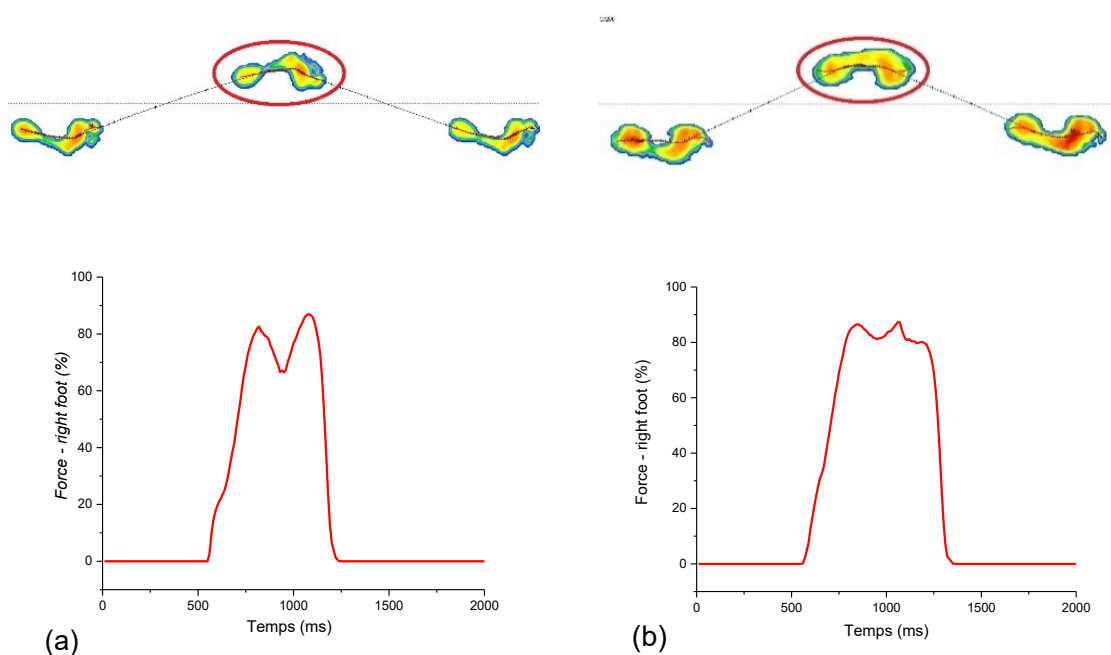


Figure 7 Résultats de deux tests de marche réalisés sur un tapis de marche podologique (a) sans chaussure et (b) une fois avec chaussure.

Nous avons voulu tester le système de marche podologique que notre spécialiste utilise pour enregistrer la marche, c'est un tapis constitué de 12288 capteurs résistifs d'une taille de 60.84 mm² et d'une épaisseur de 3mm répartie dans une surface active de 1500x500 mm² [20]. Je me suis prêtée à cette expérience afin de comprendre la fonctionnalité du système. Pour ce test, je devais faire au moins deux pas sur le tapis et avoir la marche la plus naturelle possible. Comme le montre le graphe de la Figure 7(a), les résultats de ma marche, sans chaussure, semble correcte d'après le podologue. On distingue bien le 'W' inversé de la marche qui caractérise le cycle de la marche de référence (cf. Figure 2). Comme indiqué précédemment, après identification du problème, le podologue procède à la réalisation de la semelle, j'ai remis mes chaussures et refait le même essai sur le tapis qui enregistre aussi les pas représentés sur le graphique de la Figure 7(b). Les deux essais pourtant réalisés avec la même personne fournissent deux résultats différents. L'empreinte du pied nu dans le premier essai et recouverte par la surface de la chaussure, dans le deuxième essai, brouillant ainsi des informations importantes sur la surface et les zones d'appuis du pied. La différence est plus visible sur les deux courbes tracées où on remarque la disparition du 'W' inversé qui caractérise la marche (cf. Figure 7(b)) obtenue au début (cf. Figure 7(a)). Le podologue explique alors que le problème d'analyse survient plus quand le patient a une empreinte particulière dès le début de l'analyse (déchaussé). La complexité finalement réside dans la vérification de la correction après réalisation de la semelle et de son implantation dans la chaussure.

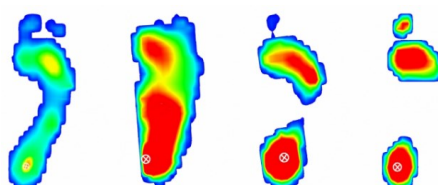


Figure 8 empreintes du pied enregistrées sur différents patients [21].

Nous avons ensuite réalisé trois tests supplémentaires sur le tapis de marche :

- Essai 1 : Réalisation d'un seul pas.
- Essai 2 : Réalisation de plusieurs pas sans lever le pied.
- Essai 3 : Rester de manière statique sur le tapis puis se balancer de gauche à droite

Pour les trois essais effectués, le système n'a pas enregistré les données nécessaires d'où l'importance de réaliser entre 2 à 4 pas sur le tapis comme l'indique le fournisseur. Les courbes obtenues sur la Figure 7 sont une normalisation de la force par rapport au poids de la personne qu'on doit implanter nous même dans le logiciel. Les essais réalisés sur le tapis de marche ont permis de comprendre le réel besoin du podologue. Il est important de réaliser un diagnostic, mais aussi très important de vérifier de manière précise la validité de la correction effectuée pour la réalisation d'une semelle orthopédique adaptée.

1.4.2 Dispositifs de semelles connectées

Les travaux de recherche sur les dispositifs d'analyse de la marche sont de plus en plus nombreux grâce aux découvertes réalisées sur certaines maladies chroniques en relation avec les troubles de la marche. De plus en plus de spécialistes réalisent des diagnostics de certaines maladies en analysant le pied et la marche du patient. Les semelles connectées font partie des dispositifs utilisés par les spécialistes pour l'analyse de la marche, elles ont été développées avec différentes technologies. Dans cette partie, nous allons mettre en évidence quelques projets de recherches réalisés sur la conception de semelles connectées dédiées aux applications médicales :

En 2018, Krishna Peddinti [22] a travaillé durant sa thèse sur la conception d'une chaussure connectée lui permettant d'analyser la marche et de distinguer le type de pathologie correspondante. Le système est constitué de deux capteurs piézorésistifs industriels de type FSR (Force Sensing Resistor) qui réagissent à la pression appliquée, et d'un capteur de mouvement constitué d'un accéléromètre et un gyroscope. Les emplacements des capteurs jouent un rôle important pour l'obtention des données souhaitées. En effet, la partie inférieure du pied est divisée en trois zones différentes, l'avant-pied, le médio pied et l'arrière-pied, comme indiqué sur la Figure 9(a) les deux capteurs FSR sont placés dans la région métatarsienne et dans la région du talon, le capteur de mouvement lui est placé près du talon.

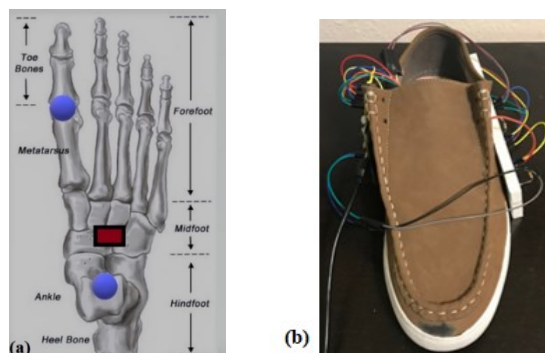


Figure 9 : (a) Emplacement des capteurs FSR en bleu et du capteur de mouvement en rouge sur le pied et (b) prototype de la chaussure connectée [22]

L’acquisition des données se fait avec le microcontrôleur Nrf52832 utilisé avec une carte de développement Nrf-52. Un circuit imprimé est ensuite réalisé pour pouvoir récupérer les données et envoyer des notifications par Bluetooth. Le prototype de la chaussure connectée est conçu pour analyser et différencier quatre types de marches correspondant à des pathologies bien définies, la distinction se base sur des conditions listées dans le Tableau 1.

	Appuis sur le talon	Appuis sur l’orteil
Marche normale	60% du pas en contact du sol	
Marche Parkinson	$30 < \text{pression (kPa)} < 80$	$5 < \text{pression (kPa)} < 15$
Marche hémiplégique	$\text{pression (kPa)} < 7$	$\text{pression (kPa)} < 7$
Démarche due à une blessure	$\text{pression (kPa)} > 50$	$\text{pression (kPa)} < 5$

Tableau 1 récapitulatif des caractéristiques définies pour quatre types de marche

Un algorithme basé sur les informations définies sur le tableau 1 est réalisé pour distinguer les types de marches. Lorsque l’analyse est finie et que l’identification a été réalisée sur la courbe enregistrée, un message est envoyé par Bluetooth à notre téléphone indiquant le résultat (marche normale, Parkinson, hémiplégique, blessure) comme le montre la Figure 10.

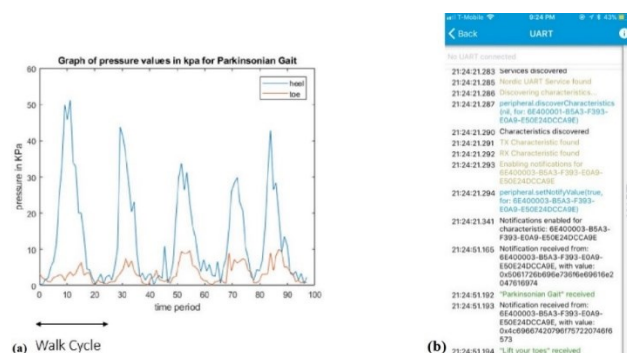


Figure 10 Résultats d’enregistrement d’une marche de Parkinson et message transmis par Bluetooth

Les travaux de thèse de Laetitia Clavier [23] ont permis dans une première partie la validation d’une étude de placement de capteurs dans le pied utilisant une plateforme de pression (Win-pod®) qui enregistre les données de pressions plantaires, et une plateforme de force (AMTI) placée sous Win-pod® pour enregistrer la force de réaction. Après identification des points de pression plantaire (cf. Figure 11 (a)), un système sans fil est utilisé pour l’étude. Il est composé de 9 capteurs piézorésistifs industriels et d’une carte d’acquisition avec un logiciel de traitement développée par une entreprise partenaire (Figure 11 (b)).

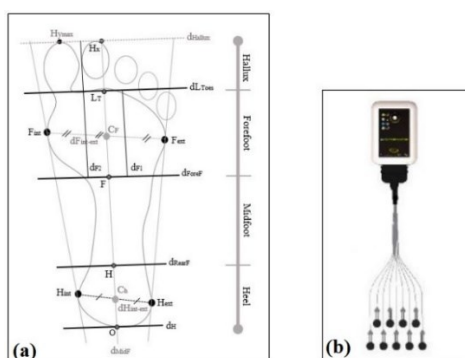


Figure 11 Algorithme de division (a) et système W-inshoe® avec ses 9 capteurs isolés reliés au boîtier (b).

La seconde partie de la thèse porte sur le développement d'un système de retour sonore d'informations baropodométriques à partir de pics de pression plantaire. Le type de son va dépendre du groupe de capteurs défini, l'amplitude du son va dépendre de la valeur des pics de pression déterminée en temps réel et la durée est définie par rapport à des seuils fixés. Ce système a pour vocation d'être utilisé pour la rééducation auprès d'une population présentant un trouble de la marche avec une approche sensorielle. L'objectif final est d'avoir un système totalement autonome permettant d'enregistrer et d'analyser les pressions plantaires des personnes et d'alerter en cas de comportement anormal afin de corriger leurs appuis en temps réel.

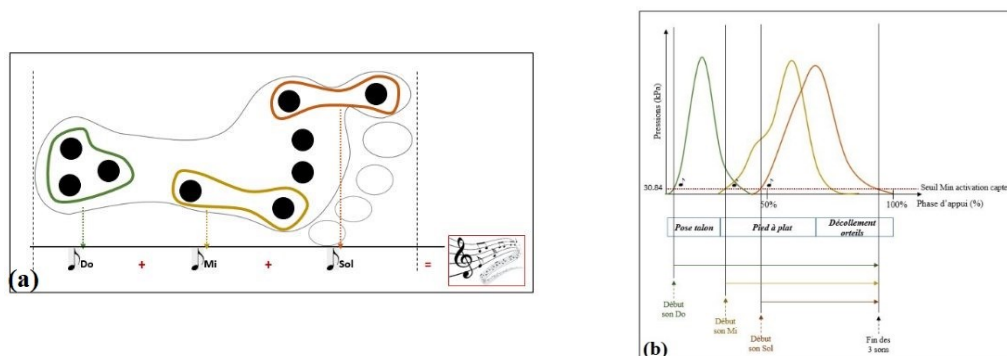


Figure 12 Schéma des 3 groupes de capteurs et les notes émises (a) et schéma récapitulatif l'apparition des sons pour le mode « chronologie » lors d'un appui (b)

Les recherches réalisées sur le pied ont vu naître plusieurs thématiques sur les dispositifs de suivi de la marche, ce qui a abouti à l'apparition de plusieurs start-ups qui ont travaillé sur la conception de semelles connectées pour l'enregistrement de la marche.

Digitsole est une entreprise qui a développé une semelle connectée pour l'analyse et l'enregistrement de la marche et de la course. Cette semelle permet d'obtenir des informations comme le temps, la distance parcourue, le niveau de calories brûlées, le nombre de pas effectués, le niveau d'amortissement et le rythme.



Figure 13 Semelle connectée commercialisée par Digitsole [24].

Les informations sont directement transmises à notre smartphone par Bluetooth, elles peuvent être directement visualisées via l'application Digitsole Walk Active® pour la marche sportive et Digitsole Run® pour la course à pied. Cette semelle est dédiée aux personnes souhaitant

suivre leurs foulées pendant leurs activités sportives pour corriger la posture, le rythme et l'appui afin d'améliorer leurs performances.



Figure 14 Semelle connectée commercialisée par FeetMe[25].

La start-up FeetMe en collaboration avec le centre d'experts Parkinson de Lille a travaillé sur un projet de réalisation d'une semelle connectée spécialement conçue pour les patients atteints de parkinson. La semelle est constituée de plusieurs capteurs de pression intégrés qui réagissent à la pression appliquée. L'envoi des données vers les récepteurs (ordinateurs, téléphone et tablette) est réalisé par Bluetooth. Les informations et l'ensemble des données permettent de tracer la courbe du cycle de la marche et d'avoir une cartographie du pied.

Les semelles connectées commercialisées sont des semelles standards, elles ont la même forme, la même épaisseur et les mêmes caractéristiques. Les prototypes industriels sont réalisés pour la vente à grandes échelles et ne prennent pas en compte les différentes pathologies de pied, car la forme de la semelle ne peut pas être la même pour un pied plat, creux et normale, comme elle ne peut pas être la même pour une personne avec une foulée pronatrice, supinatrice ou neurale. En effet, Plusieurs éléments sont à prendre en considération pour la réalisation d'une semelle adaptée à chaque personne.



Figure 15 Images des différents systèmes d'analyse de la marche utilisée par le podologue pour la réalisation d'une semelle podologique [22 - 25].

Pour les personnes en bonne santé désirant obtenir un suivi de l'évolution de leurs activités sportives (marche, course...) et avoir des informations relatives à l'activité telles que le nombre de pas, la vitesse, le temps...etc, la semelle industrielle est pratique et peut répondre au besoin. Cependant, pour un suivi médical plus ciblé, une étude approfondie et personnalisée du pied est nécessaire, allant de la consultation chez le podologue, la réalisation d'une série d'examens avec différents dispositifs (cf. Figure 15), jusqu'à la réalisation d'une semelle podologique adaptée.

1.5 Présentation du dispositif de semelle piézoélectrique connecté

Durant cette thèse, le système à réaliser représente une semelle connectée basée sur des capteurs piézoélectriques flexibles développés à l'IETR [28]. La propriété piézoélectrique de ces capteurs font qu'un signal électrique est engendré lors de l'application d'une contrainte mécanique. La récupération des signaux va se faire avec un système d'acquisition des données avec une transmission sans fil à notre appareil (ordinateur, tablette ou téléphone). Les informations reçues sont des variations de tensions électriques, une étape de traitement et de conversion est nécessaire pour l'interprétation de l'information et l'affichage des données sur notre plateforme.

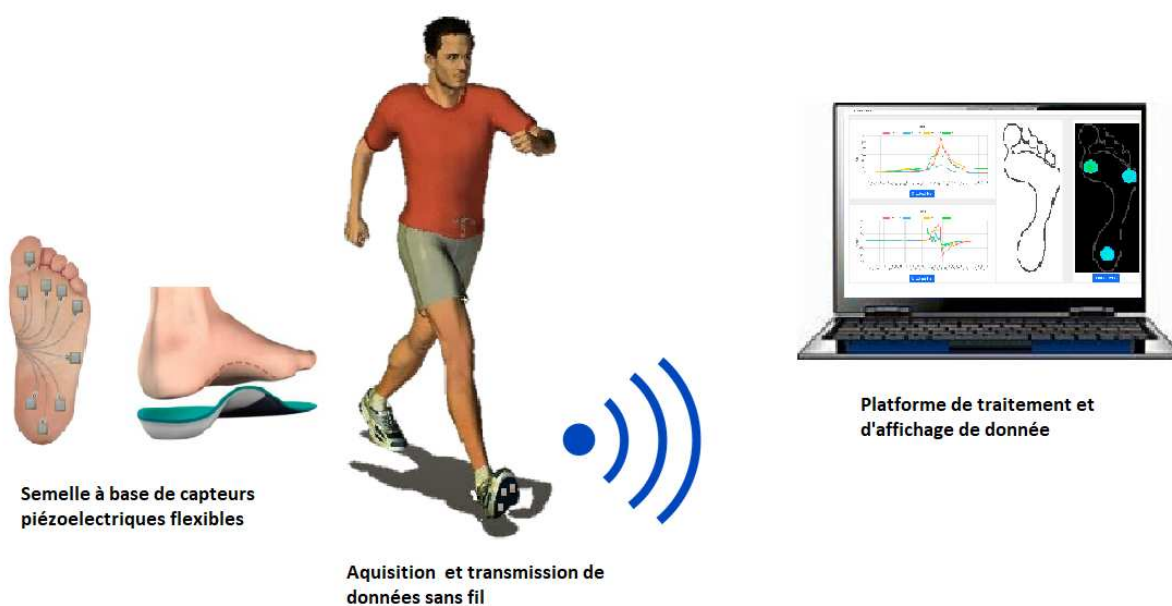


Figure 16 Schémas récapitulatifs du projet de réalisation de semelle piézoélectrique connectée.

Le projet de réalisation de la semelle connectée est composé de quatre volets principaux :

- La fabrication des capteurs piézoélectriques flexibles.
- L'identification du système d'acquisition et du protocole de communication adapté.
- Le traitement et la conversion des données brutes en données exploitables.
- La réalisation d'une plateforme pour l'affichage et l'analyse des données.

L'objectif final de ce projet est d'aboutir à un prototype permettant de réaliser des tests de marche et d'enregistrer les données pour une comparaison avec le tapis de marche podologique.

1.5.1 Les capteurs

Il existe plusieurs types de matériaux sensibles à la pression appliquée, leurs propriétés électriques changent lors de l'application d'une force. Les capteurs piézoélectriques et piézorésistifs sont très répandus et utilisés à très grande échelle dans des systèmes de mesures de pression. Pour la mesure de force, à cause de leurs sensibilités, les capteurs piézoélectriques sont très utilisés pour mesurer des faibles forces alors que les capteurs piézorésistifs ou capteurs à jauges sont plus performants pour les mesures des forces importantes.

1.5.1.1 Capteurs piézorésistifs

La piézorésistivité est une propriété que possèdent certains matériaux dans laquelle un changement de résistance est enregistré lorsqu'une contrainte mécanique est appliquée. Des capteurs dits à jauge de contrainte sont réalisés en utilisant l'effet piézorésistif, le principe de fonctionnement est basé sur l'utilisation d'un fil fin conducteur collé sur un support qui est lui-même collé à un corps d'épreuve (métallique, polymère). Lorsqu'une force est appliquée sur le corps, il se déforme, provoquant aussi le changement de forme de la jauge de contrainte et modifiant la résistance, la déformation de la jauge est réversible et en relâchant la pression sur le support, la résistance revient à sa valeur initiale (cf. Figure 17).

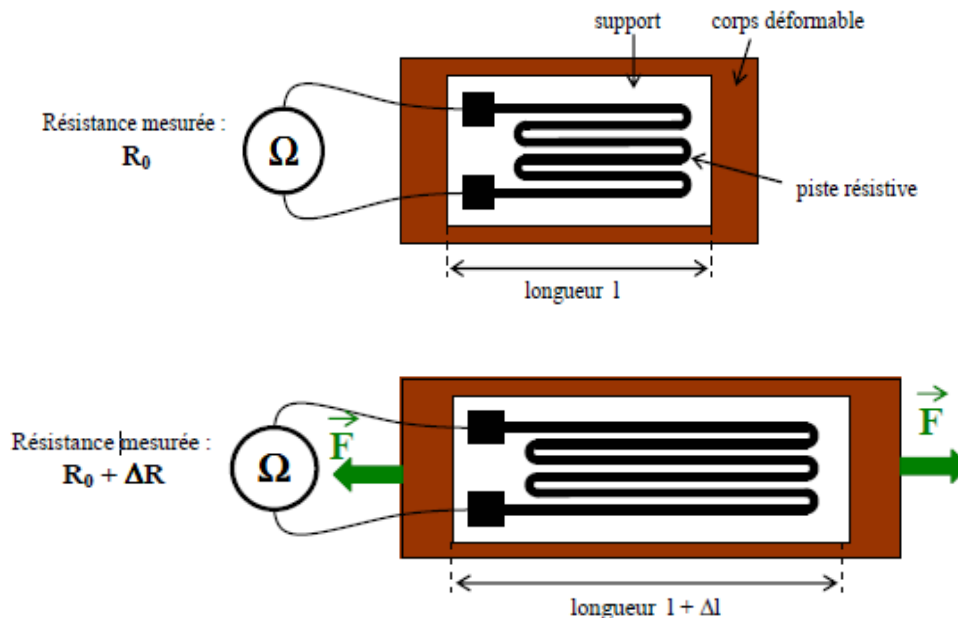


Figure 17 Représentation de la jauge à l'état de repos et pendant l'effort de traction [29].

Les variations des conductivités des capteurs piézorésistifs sont trop faibles pour la mesure directe utilisant un appareil de mesure classique (ohmmètre). Pour cela, un circuit en pont de Wheatstone est utilisé, il est constitué d'un générateur de tensions E associé à quatre résistances dont une représente la jauge (cf. Figure 18). À l'équilibre, quand toutes les résistances sont

égales, la tension V est nulle, la variation d'une quelconque résistance provoque un déséquilibre du pont et conduit à l'apparition d'une tension V proportionnelle à la résistance.

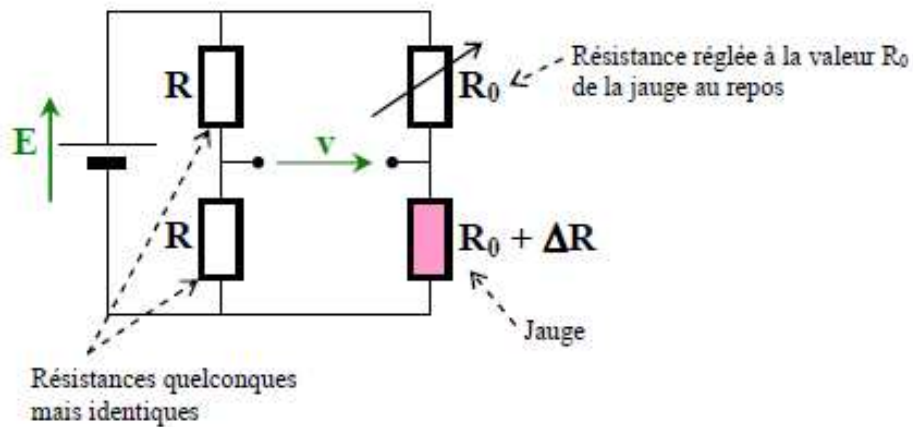


Figure 18 Circuit pont de Wheatstone utilisé pour les capteurs piézorésistifs [30].

Il existe plusieurs types et modèles de capteurs piézorésistifs en fonction de la taille, de la géométrie et de la capacité. Le corps d'épreuve peut aussi varier en fonction du type de matériaux et de forme. On trouve également sur le marché plusieurs modèles selon le besoin, en fonction de la précision, la taille et le prix.

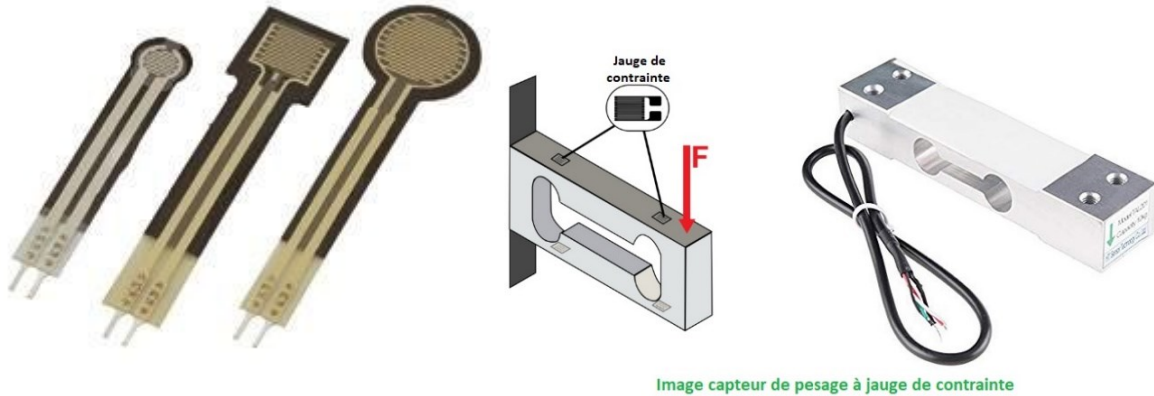


Figure 19 Exemples de capteurs à effet piézorésistifs [31],[32].

1.5.1.2 Capteurs piézoélectriques

La piézoélectricité est une propriété électrique que possèdent certains matériaux (cristaux, céramiques, polymères). Lorsqu'une contrainte mécanique est appliquée, un déplacement des ions se produit, générant ainsi un potentiel électrique, c'est ce qu'on appelle l'effet piézoélectrique direct. Inversement, lorsqu'un champ électrique est appliqué, le déplacement des ions par des forces électrostatiques entraîne une déformation mécanique, on parle dans ce cas de l'effet piézoélectrique inverse.

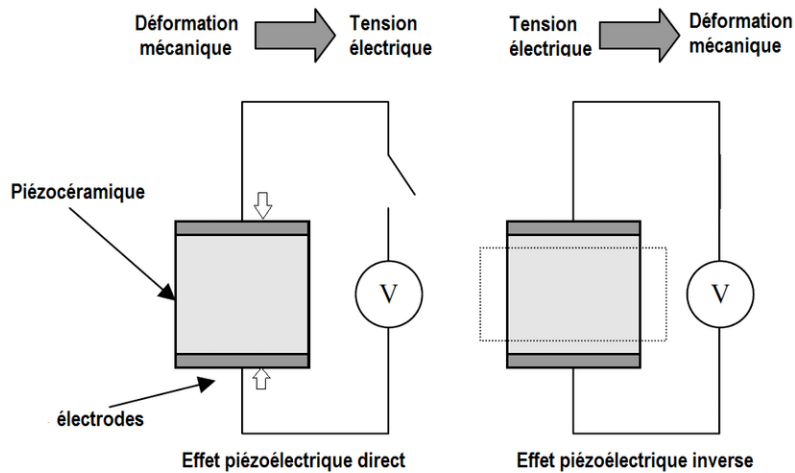


Figure 20 Schéma explicatif de l'effet piézoélectrique direct et indirect [33].

L'utilisation des matériaux piézoélectriques est présente dans notre vie quotidienne plus qu'on ne le pense, allant des simples applications, comme allumer le gaz ou un briquet, jusqu'aux systèmes les plus complexes comme les transformateurs piézoélectriques [34].

Plusieurs composants ont été créés à base de matériaux piézoélectriques, on peut parler des différents capteurs utilisés afin de mesurer des grandeurs physiques telles que la pression, l'accélération ou toute autre grandeur engageant des déformations et des contraintes mécaniques. Comme pour les capteurs piézorésistifs, il existe plusieurs modèles de capteurs à effet piézoélectrique répartis en trois catégories principales en fonction du matériau : les cristaux, les céramiques et les polymères.

- **Cristaux piézoélectriques**

La piézoélectricité est présente dans de nombreux cristaux, parmi lesquels on peut citer la tourmaline, les phosphates, les sucres et bien d'autres cristaux. Cependant, cet effet n'est pratiquement exploité que dans le quartz, qui est un matériau avec un coefficient piézoélectrique faible, mais avec des caractéristiques stables dans le temps, il est utilisé dans la fabrication de capteurs comme l'accéléromètre sismique et dans la plupart des montres mécaniques disponibles sur le marché.

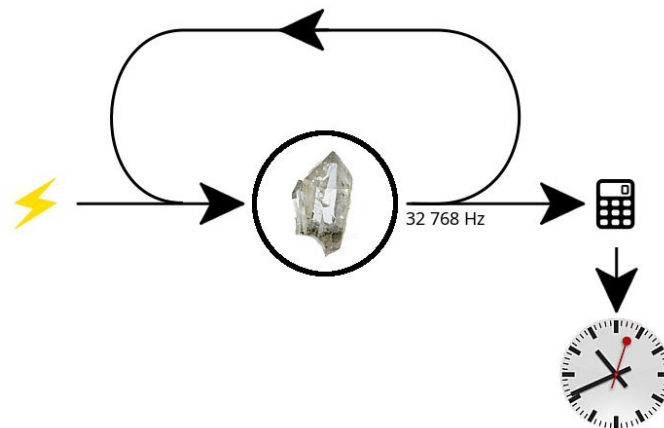


Figure 21 Représentation du fonctionnement d'une montre en quartz [35].

Les cristaux intégrés dans les montres sont taillés pour avoir une fréquence bien précise (32768 Hz). Lorsqu'une impulsion est envoyée, le cristal vibre à cette fréquence, un cristal qui vibre émet un signal électrique qui est récupéré par un circuit électrique qui déclenche le système mécanique de l'aiguille de la montre. Il existe plusieurs utilisations possibles de ce type de matériaux, mais le coût élevé et la fragilité de ces cristaux rendent leur exploitation très limitée dans les produits actuels.

- **Céramiques piézoélectriques**

Les céramiques synthétiques représentent le pourcentage des matériaux piézoélectriques le plus utilisé de nos jours. Elles sont fabriquées par frittage de mélange d'oxydes dont le procédé de fabrication est adapté aux besoins industriels. Dans l'automobile par exemple, les céramiques sont utilisées dans la fabrication de différents composants et pièces de véhicules : capteurs cliquetis, capteurs de niveau d'huile, capteurs de pression et sonores, capteurs de niveau ...etc.

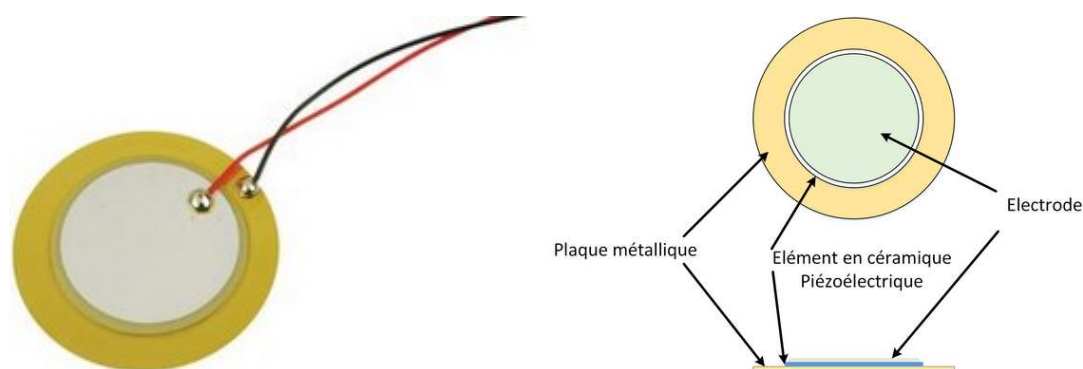


Figure 22 exemple de capteur piézoélectrique céramique (buzzer passif)[36].

Un capteur piézoélectrique peut être constitué, par exemple, d'une couche de PZT (**Titano-Zirconate de Plomb**) placé en sandwich entre deux électrodes métalliques, la simplicité de fabrication est un grand avantage des céramiques. Il existe de très nombreuses compositions différentes de céramiques dont les propriétés diélectriques et mécaniques varient considérablement (formes, tailles et différentes orientations de la polarisation) de sorte que l'on trouve toujours une céramique adaptée à une application particulière.

- **Polymères piézoélectriques**

Les polymères piézoélectriques représentent la troisième catégorie de matériaux piézoélectriques. Après les céramiques, les industriels se sont intéressés aux polymères électroactifs dont les propriétés élastiques permettent la réalisation de capteurs sensibles à des vibrations et des pressions très faibles. Les polymères piézoélectriques peuvent être amorphes ou semi-cristallins, la différence entre les deux matériaux réside dans le fait que l'amorphe a une structure non régulière, alors que le semi-cristallin est composé de deux phases ; cristalline et amorphe. Les polymères semi-cristallins sont plus utilisés, car ils ont un meilleur couplage électromécanique et attirent plus l'attention dans la communauté scientifique. Le poly-vinyl-difluoridène (PVDF) est le polymère semi-cristallin le plus utilisé grâce à sa phase cristalline qui représente 50%-60% du volume [37], une propriété de matériaux appréciée et

utilisée dans la réalisation de capteurs de vibrations (Figure 23), même si leurs coefficients de couplage est bien plus faibles que ceux des céramiques.

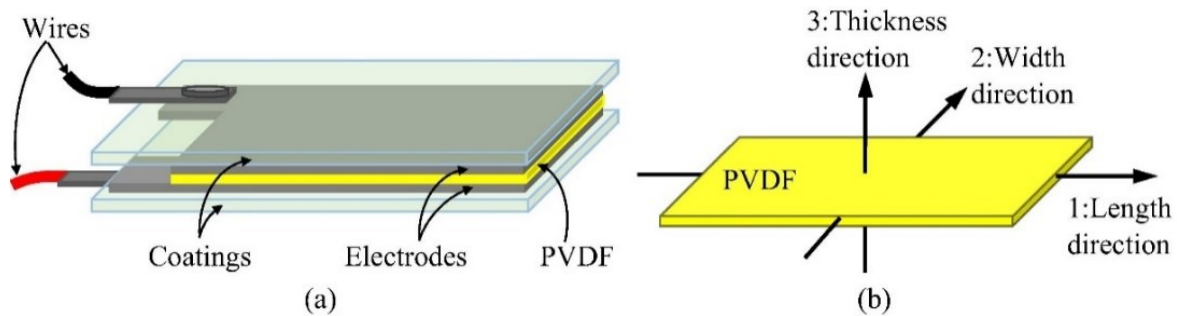


Figure 23 Le modèle général du capteur PVDF, comprenant : (a) la structure et (b) les directions de sensibilité du capteur[38].

• **Choix du matériau piézoélectrique pour le projet de semelle connectée**

Les capteurs piézoélectriques utilisés dans le projet sont développés au laboratoire IETR. Ce sont des films minces céramiques de PZT avec des propriétés à la fois piézoélectriques et flexibles, permettant de réagir aux déformations. Ces films minces sont réalisés par voie chimique, procédé qui contient trois étapes : l'élaboration de la solution précurseur, le dépôt sur le substrat flexible et le recuit permettant la cristallisation du matériau piézoélectrique. Les éléments chimiques qui entrent dans la fabrication de la solution précurseur de PZT sont le plomb, le zirconium et le titane. L'innovation de ce procédé est dû au dépôt du PZT sur un substrat d'aluminium flexible ce qui permet d'avoir un produit avec les caractéristiques électriques de la céramique et la flexibilité du PVDF dans un seul capteur. La simplicité du procédé de fabrication permet une transmission vers une fabrication industrielle à grande échelle de ces capteurs piézoélectriques flexibles (cf. Figure 24).

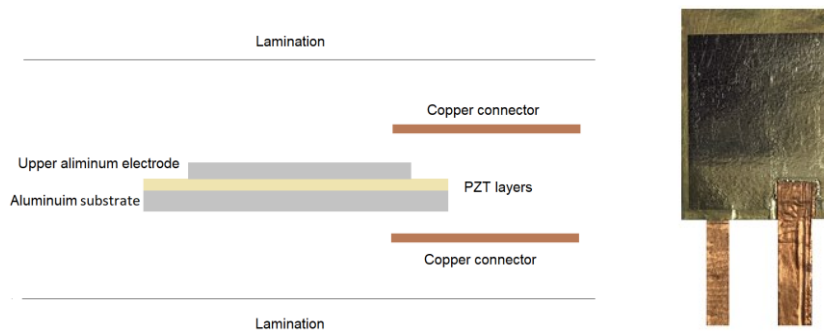


Figure 24 Image représentative des différents éléments constituant les capteurs piézoélectriques, image d'un capteur piézoélectrique flexible

1.5.2 Caractérisation mécanique du capteur

Le dispositif de semelle connectée réalisée pendant la thèse va être utilisé pour l'enregistrement et l'analyse de la marche par un professionnel de santé. Le système sera intégré dans la chaussure du patient pour un suivi, dans des conditions réelles, de l'évolution d'un traitement ou d'une maladie. Une des tâches principales durant les travaux de recherche porte sur la conversion de données, cette étape consiste à trouver la fonction de transfert permettant de transformer une valeur donnée d'une unité de mesure à une autre donnée pour permettre une

meilleure interprétation par le spécialiste. Cette étape va permettre de faciliter la communication entre le doctorant et le podologue et de renforcer la collaboration pour la réalisation d'un prototype qui répond aux besoins de l'étude.

Cette partie demande beaucoup d'investissement, il faut trouver la théorie qui démontre la relation entre ces deux mesurandes et la méthode expérimentale qui le prouve, avec la réalisation de tests de répétabilités et de reproductibilités pour vérifier et valider la méthode et les résultats obtenus.

1.5.3 Transmission sans fil

Les protocoles de communications sans fil sont variés, l'utilisation dépend généralement du domaine d'application, de la portée voulue et de la consommation énergétique. Pour les applications industrielles dont l'utilisation se limite à l'envoi des commandes et la réception des notifications des capteurs, les protocoles à faible débit, mais à grande fiabilité sont privilégiés. Pour les utilisations des réseaux informatiques nécessitant un échange des données important, un grand débit est nécessaire. Chaque protocole a ses avantages et ses inconvénients, pour la réalisation de notre système de semelle connectée, une étude est réalisée sur quelques réseaux de transmission sans fil (Bluetooth, ZigBee et WIFI) afin de choisir le protocole de communication le plus adapté à notre projet.

1.5.3.1 Communication Wifi

Le wifi est la technologie de transmission sans fil haut débit la plus répandue dans le monde, son protocole basé sur la norme IEEE 802.11 évolue sur la bande de fréquence de 2.4 GHz. Ce protocole, facile à mettre en œuvre, est utilisé dans la vie de tous les jours par plus de 4.4 milliards de personnes [39]: téléphone portable, ordinateur et même dans les objets connectés et des périphériques comme les claviers d'ordinateur, casques stéréo, oreillettes. Une autre utilisation du wifi est celle de la domotique pour le contrôle à distance des objets connectés tels que les caméras, la lumière et le chauffage dans les maisons intelligentes (cf. Figure 25).

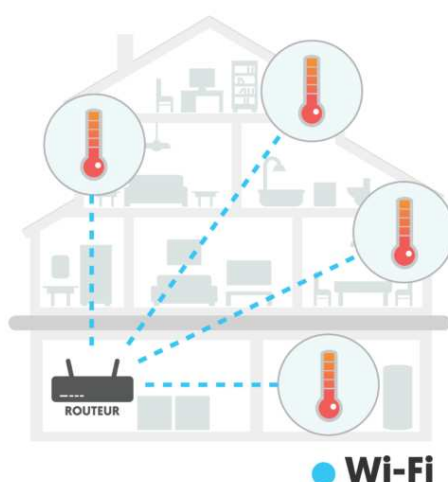


Figure 25 les appareils Wi-Fi se connectent directement au réseau Wi-Fi du domicile[40].

Le besoin continu d'avoir des outils connectés a conduit à l'amélioration du protocole pour le rendre plus performant avec un meilleur débit, un niveau de sécurité plus élevé et une consommation énergétique plus faible. Il existe plusieurs cartes de programmation avec des modules wifi intégrés qui sont utilisées dans la réalisation de projet pour le contrôle d'objets à distances. De même, on trouve de la documentation pour différents langages de programmation compatible avec la plupart des appareils disponibles sur le marché.

1.5.3.2 Communication Bluetooth

Depuis son apparition en 1999 [41], la transmission sans fil Bluetooth n'a cessé d'évoluer et de progresser au fil du temps. Comme d'autres protocoles, le Bluetooth utilise une onde radio sur la bande de fréquence de 2.4 GHz pour communiquer avec les appareils et leur permettre d'échanger des données ou des fichiers. Contrairement aux autres réseaux, le Bluetooth n'utilise pas de pont pour le contrôle ni de passerelle, rendant ainsi son utilisation facile et pratique. Cette technologie s'est rapidement intégrée dans de nombreuses applications et appareils du quotidien.

Le Bluetooth LOW Energy (BLE) ou Bluetooth basse consommation est une méthode de transmission apparue en 2010 avec la sortie de la version 4.0 du Bluetooth présentant le même débit que le Bluetooth classique mais avec une consommation d'énergie 10 fois plus faible. Comme le Bluetooth classique, le BLE a connu plusieurs évolutions dès son apparition. L'intégration du Bluetooth dans les systèmes connectés intelligents a orienté les recherches vers une nouvelle direction, celle du Bluetooth moins gourmand en énergie avec les meilleures performances possible.

1.5.3.3 Protocole ZigBee

Le ZigBee est un protocole de communication radio apparue en 2002 [42]. Ce protocole à faible consommation est basé sur la norme IEEE 802.15.4, il est conçu pour fonctionner en mode veille jusqu'à la réception d'un signal, ce qui lui donne une plus grande autonomie énergétique comparée au wifi et au Bluetooth. Ce protocole est utilisé dans la domotique pour les maisons intelligentes dans le but de relier un nombre illimité d'objets connectés, mais à courte portée. L'open source est l'avantage du protocole ZigBee ce qui rend ses spécifications modifiables, améliorables et personnalisables, mais en même temps, ceci peut nuire à sa compatibilité avec d'autres appareils.

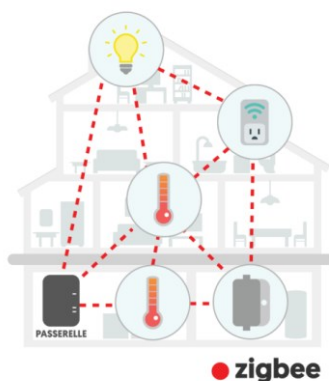


Figure 26 Architecture réseau sans fil (maillage) pour le protocole ZigBee [40].

Le maillage (cf. figure 26) représente la structure du réseau sans fil du ZigBee. Les différents appareils communiquent entre eux pour un fonctionnement optimal, néanmoins pour recevoir des notifications des appareils et envoyer des commandes avec des appareils mobiles, le ZigBee requiert l’utilisation d’une passerelle et d’une connexion internet pour le contrôle à distance des dispositifs connectés.

Pour résumer, le Tableau 2 est réalisé, regroupant les caractéristiques des différents protocoles de communication :

Paramètres	Wifi	Bluetooth (BLE)	ZigBee
Fréquence	2.4 GHz	2.4 GHz	868/915MHz, 2.4 GHz
Porté	100m	10m	100m
Consommation d’énergie	Moyenne	Faible	Faible
Débit	54Mbits	1 Mbits	250Kbits
Coût	Elevé	Faible	Faible
Autonomie	Jours	Mois	Années

Tableau 2 tableau des caractéristiques de quelques technologies sans fil [43].

Les caractéristiques présentées sur le Tableau 2 des trois protocoles de communication indiquent que le protocole ZigBee présente un grand avantage par rapport à l’autonomie. Mais, contrairement au wifi et au Bluetooth, le ZigBee a un faible débit ce qui explique la faible consommation d’énergie.

Il existe plusieurs technologies de transmission sans fils, le choix de l’utilisation d’un protocole est souvent lié aux paramètres débit, porté, consommation d’énergie, topologie et le coût (cf. Figure 27).

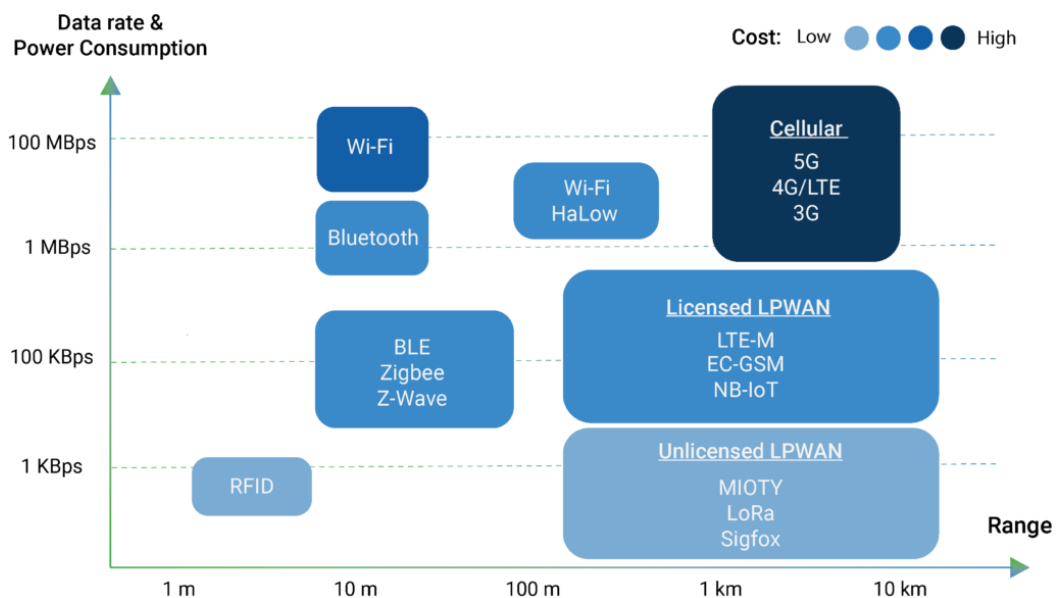


Figure 27 Illustration de la répartition des différents protocoles de communication sans fil en fonction de la portée, du débit et du coût [44]

Pour la récupération d’un ensemble des données de plusieurs capteurs, un débit élevé est nécessaire. Le Wifi et le Bluetooth présentent, de meilleurs avantages pour notre projet, car en plus du débit élevé, ils n’ont pas besoin d’un hub central ou d’un logiciel qui connecte les

appareils entre eux comme le ZigBee. Pour la programmation, un large choix des cartes électroniques est disponible avec des modules BLE et WIFI.

1.5.4 Plateforme de récupération et d'affichage des données

La réalisation d'une interface graphique est l'étape finale de la chaîne de communication du système. Après l'envoi des données sans fil à notre récepteur (téléphone, ordinateur, tablette) via un système d'acquisition et de transmission, l'affichage est réalisé à l'aide d'une plateforme numérique construite avec un langage de programmation et une interface web. Il existe plusieurs langages de programmation, mais les plus connus sont le C/C++, JavaScript et Python, l'utilisation d'un langage plutôt qu'un autre restant un choix propre à l'utilisateur. Il existe une relation entre les différentes syntaxes ce qui permet de réaliser facilement une conversion et de passer d'un langage à un autre. Pour le développement d'une interface web, en plus des compétences en programmation personnelle, il est impératif de prendre en considération les besoins du projet.

Figure 28: Comparaison des langages pour le développement d'une application web. Le tableau compare sept langages (Java, Python, C#, JS, PHP, Ruby, Go) sur neuf critères. Les performances sont indiquées par des symboles (+, -, ~) dans des cases colorées (vert pour positif, orange pour neutre, rouge pour négatif).

	Java	Python	C#	JS	PHP	Ruby	Go
Adapté au web	+	+	+	+	+	+	~
Performance	+	~	+	+	+	~	+
Vitesse dév.	-	+	-	+	+	+	~
Ecosystème	+	~	+	~	+	+	~
Nombre dév.	+	-	+	+	+	-	-
Difficulté	~	+	~	~	+	+	~
Consistance	+	+	+	-	-	+	+
Maturité	+	+	+	~	+	+	~
Tendance	+	+	~	+	~	-	~

Figure 28 comparaisons des langages de programmation pour le développement d'une application web [45].

Comme on le voit dans la Figure 28, il n'existe aucun langage qui remplit toutes les cases, chacun ayant ses spécificités. Pour la réalisation d'un projet dans une durée de temps défini, il est important de faire le choix d'un langage qui permette une montée de compétence rapide, cela en choisissant un langage déjà utilisé avec des exemples disponibles et surtout compatible avec le système de transmission (carte d'acquisition) utilisé.

Ensuite, après le choix du langage de programmation, il est important de lister les objectifs de l'application :

- Récupérer les données capteurs et les afficher en temps réel sous forme graphique.
- Affichage de l'empreinte du pied ainsi que les différents capteurs de pression en activités.
- Enregistrement des données (valeurs numérique, photos, vidéos) dans un espace privé.

1.6 Conclusion

L'objectif principal de ce chapitre est de donner une idée générale sur le sujet de thèse et sur le dispositif réalisé, en indiquant son rapport avec la problématique liée aux maladies chroniques et les enjeux de l'avancée de cette technologie pour la santé du futur.

Dans ce chapitre, il a été présenté, dans une première partie, le sujet de thèse portant sur la réalisation d'un dispositif d'étude de la marche et l'intérêt de ce travail dans le domaine médical. Des exemples cités montrent l'existence des relations entre certaines maladies chroniques telles que Parkinson, l'hémiplégie et l'ataxie et l'apparition de certains troubles de la marche. Des études cliniques poussées sur le sujet ont prouvé l'importance de l'étude de la marche pour le diagnostic préventif des maladies incurables, car même s'il n'existe pas de solution définitive pour soigner ces maladies, des traitements existent pour permettre de repousser l'apparition des symptômes si la maladie n'est pas dans un stade avancé, d'où l'intérêt de détecter l'anomalie le plus rapidement possible.

Dans une seconde partie, une présentation des différents dispositifs d'analyse existants a été réalisée pour permettre de comprendre les limites de ces technologies et le besoin réel d'un dispositif personnalisable qui traite, cas par cas, les patients pour une étude de la marche plus efficace.

La dernière partie de ce chapitre a été consacrée à la présentation du système de semelle connectée ainsi que les parties principales qui la composent. Nous avons commencé, dans un premier lieu, par citer les différentes technologies de capteurs piézoélectriques et piézorésistifs utilisées pour la mesure de la pression de la force, et ensuite présenté le capteur piézoélectrique flexible élaboré dans notre laboratoire. La conversion des données représente une étape très importante dans ce travail, car l'interprétation des résultats doit être sur une base des données connues par le spécialiste, d'où l'importance de trouver la fonction de transfert qui permet de convertir les données électriques à la sortie du capteur en variation de forces. Cette conversion permet au podologue d'analyser les résultats et en même temps comparer avec des dispositifs existants.

Pour introduire la notion de communication et de transmission de données, des exemples présentant quelques protocoles ont été présentés avec une comparaison des caractéristiques de chaque protocole. C'est finalement sur des technologies à haut débit que le choix s'est porté (wifi et le Bluetooth), en privilégiant la capacité de transmettre le maximum d'informations.

La réalisation d'une plateforme pour la réception et l'affichage des données est la dernière étape à réaliser pour pouvoir visualiser l'évolution de la marche en temps réel et avoir la cartographie du pied avec les variations de pression des capteurs.

Chapitre 2 Conception et caractérisation d'un capteur piézoélectrique flexible

2.1	Introduction	24
2.2	La piézoélectricité	25
2.2.1	Historique	25
2.2.2	Définition de la piézoélectricité.....	25
2.2.3	Propriété cristalline.....	26
2.2.4	Caractéristiques des différents matériaux piézoélectriques.....	26
2.2.5	Structure pérovskite.....	27
2.3	Techniques de dépôt de couches minces de PZT flexible.....	28
2.3.1	Dépôt sur substrat rigide puis transfert sur un matériau souple	28
2.3.2	Dépôt direct sur substrat souple.....	29
2.4	Réalisation d'un capteur piézoélectrique flexible	30
2.4.1	Procédé de fabrication de couches minces de PZT flexible	30
2.4.2	Dépôt d'électrode supérieure.....	31
2.4.3	Caractérisation du capteur piézoélectrique.....	32
2.4.3.1	Diffraction des rayons X (DRX)	32
2.4.3.2	Cycles d'hystérésis P-E.....	33
2.4.4	Placement des connectiques et plastification.....	34
2.5	Étude des connecteurs	35
2.5.1	Présentations de trois types de connecteurs.....	35
2.5.1.1	Bande en cuivre flexible.....	35
2.5.1.2	Fils de fibre d'acier inoxydable	35
2.5.1.3	Fil électrique.....	36
2.5.2	Comparaison entre les différents types de connecteurs.....	36
2.5.3	Tests de déformation	37
2.6	Conclusion.....	40

2.1 Introduction

Les matériaux piézoélectriques représentent actuellement une véritable révolution dans le monde industriel, ils sont utilisés dans de nombreux secteurs, notamment dans la production des équipements médicaux, des télécommunications, de l'industrie automobile et bien d'autres. Les principales applications se situent dans les domaines des capteurs actionneurs et les sources d'alimentation. L'utilisation de ces matériaux s'est généralisée dans la vie quotidienne, leurs propriétés électriques ayant attisé de façon continue la curiosité de la communauté scientifique qui explore toutes les facettes du matériau à la recherche d'innovations.

Au laboratoire IETR à Nantes, une équipe de chercheurs qui travaille sur les matériaux piézoélectriques flexibles a développé une technique qui permet de faire le dépôt de couches minces de PZT sur un substrat d'aluminium flexible. Des sujets de thèse ont vu le jour pour l'exploitation de ce matériau flexible, principalement pour des applications de récupération d'énergie [46],[47].

Ce chapitre a pour objectif de présenter le capteur piézoélectrique flexible réalisé au sein du laboratoire, ces capteurs représentant une partie essentielle de la thèse dans la mesure où ils constituent le cœur du dispositif de la semelle connectée à réaliser. La première partie est une introduction sur la piézoélectricité comportant une description du phénomène et une présentation du matériau, afin d'introduire la technique de conception de notre capteur. Il est important de parler des techniques de déposition de couches minces de PZT sur un substrat flexible, pour pouvoir mieux comprendre l'importance du procédé de fabrication à élaborer. Après l'énumération des différentes parties du procédé de réalisation des couches PZT, une partie dédiée à la caractérisation est ajoutée afin de montrer les subtilités liées au protocole et les règles à respecter pour réussir la fabrication des couches minces de PZT.

2.2 La piézoélectricité

2.2.1 Historique

La piézoélectricité, précisément l'effet piézoélectrique direct, a été découvert sur des cristaux de quartz en 1880 par Pierre et Jacques Curie à la faculté des sciences de Paris [48]. L'effet inverse de la piézoélectricité en revanche a été prédit un an plus tard par Gabriel Lippmann en se basant sur des calculs thermodynamiques, un effet que les frères Curie ont vérifié et validé par la suite.

La première application de la piézoélectricité a été montrée pendant la première guerre mondiale, une période pendant laquelle Paul Langevin [49] et ses collaborateurs ont pu concevoir un sonar permettant, grâce à deux plaques en acier et un hydrophone, de calculer la distance entre les objets. Le premier oscillateur à quartz, quant à lui, a vu le jour au début de l'année 1920 grâce à Walter Cady [50]. C'est dans les années 40 que furent découverts des sels piézoélectriques comme le baryum. À partir de ce moment-là, d'autres applications ont vu le jour, ouvrant la porte à de multiples travaux de recherches. Cette thématique qui aborde plusieurs points, allant de la compréhension du phénomène jusqu'à la course vers la découverte de nouveaux matériaux, a sollicité l'intérêt de plusieurs laboratoires et même des industriels. Pendant la seconde guerre mondiale, un véritable saut technologique a été réalisé, plusieurs équipes de recherche mondiales (Japon, États-Unis, Russie) se sont mises à travailler sur la piézoélectricité. Ces travaux de recherches ont contribué à la découverte des propriétés piézoélectriques dans la céramique de synthèse composée d'oxydes à structure pérovskite : le titane de baryum ($BaTiO_3$) puis un peu plus tard le titano-zirconate de plomb (PZT).

2.2.2 Définition de la piézoélectricité

La piézoélectricité [51], du mot grec pézein qui veut dire presser ou appuyer, est une propriété que possèdent certains matériaux comme le quartz, topaze, polymères polyvinylidène,..etc. Lorsqu'une contrainte mécanique est appliquée à ces matériaux, le déplacement des ions génère un potentiel électrique, c'est ce qu'on appelle l'effet piézoélectrique direct (cf. Figure 1). Inversement, lorsqu'un champ électrique est appliqué, le déplacement des ions par des forces électrostatiques entraîne une déformation mécanique, on parle dans ce cas de l'effet piézoélectrique inverse.

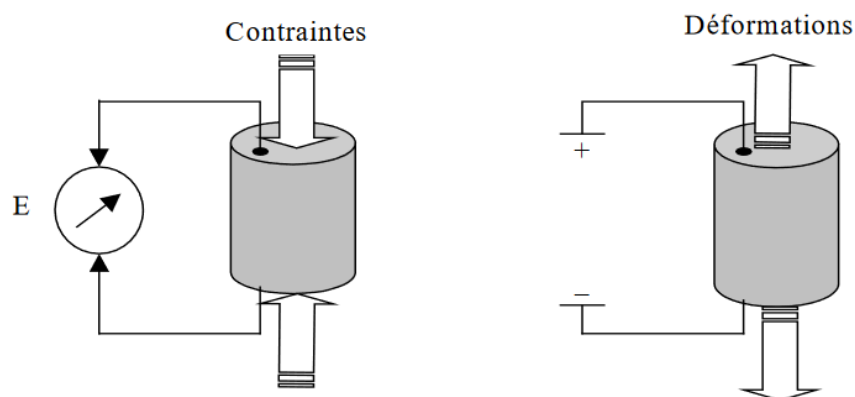


Figure 29 Effet piézoélectrique direct et indirect [52]

2.2.3 Propriété cristalline

L'effet piézoélectrique est une propriété cristalline qui ne se manifeste que pour certaines classes de géométrie cristalline, Il existe 32 combinaisons possibles qui définissent la symétrie externe des cristaux et qui se divisent en deux grandes familles, le PZT faisant partie des vingt classes piézoélectriques non centrosymétriques. La capacité de déplacement de ses ions quand ce matériau subit des contraintes mécaniques et lorsqu'un champ électrique est appliqué par force électrostatique, le PZT se trouve dans la classe ferroélectrique dans la classification finale des matériaux cristallins (Figure 30).

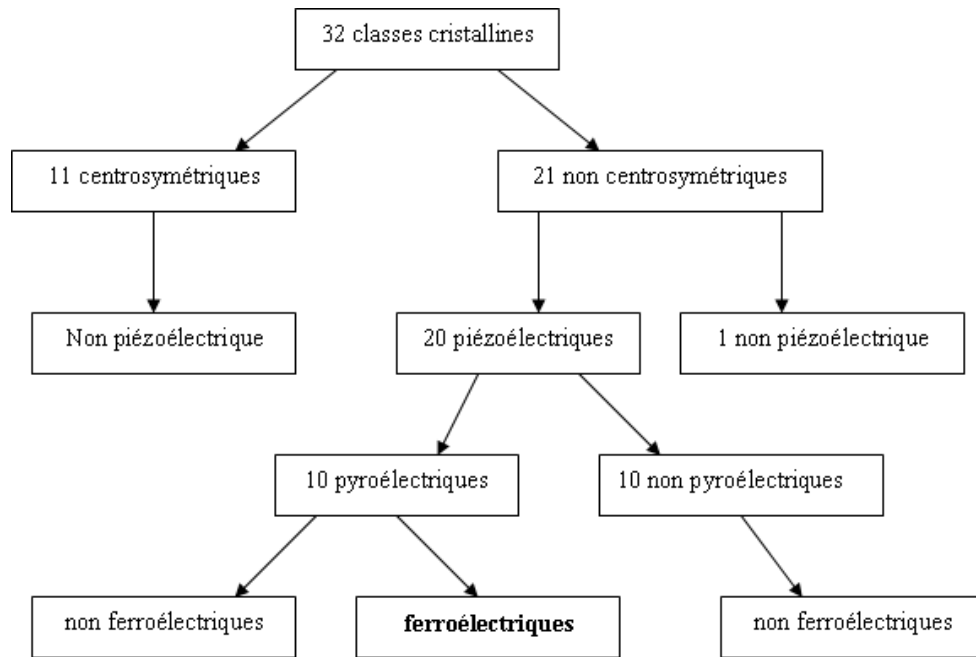


Figure 30 Organisation des différentes classes cristallines [53].

2.2.4 Caractéristiques des différents matériaux piézoélectriques

Il existe plusieurs types de matériaux piézoélectriques classés dans trois groupes principaux : les cristaux, les polymères et les céramiques, chaque matériau ayant des caractéristiques qui lui sont propres et utiles pour différentes utilisations.

Le Tableau 3 présente quelques propriétés des différents matériaux piézoélectriques :

	Cristaux	Céramiques			Polymères
Matériaux	Quartz SiO ₂	BaTiO ₃	PZT	LiNbO ₃	PVDF
Densité g.cm⁻³	2.65	5.7	7.5	4.65	1.76
Constante diélectrique ϵ_{11}	4.5	1700	200-4000	40	12
Température de Curie en °C	573	130	<350	1210	180
Constante de charge $d_{33} \times 10^{-12}(C/N)$	2	180	40-750	6	20
Constante de Tension $g_{33} \times 10^{-3}(Vm/N)$	50	17	15-40	20	190
Coefficient de couplage K (%)	10	40	40-70	10	14

Tableau 3 Caractéristiques piézoélectriques de quelques matériaux [52]

Le tableau 1 fournit quelques caractéristiques de certains matériaux piézoélectriques, le PZT restant le plus utilisé pour la fabrication des céramiques massives et même dans l'élaboration des couches minces pour les diverses applications. Cette utilisation à grande échelle est due à ses excellentes propriétés piézoélectriques par rapport aux autres composants.

2.2.5 Structure pérovskite

Le PZT, de composition chimique $(\text{PbZr}_x\text{Ti}_{1-x}\text{O}_3)$, a une structure cristalline pérovskite de formule générale ABO_3 , qui est commune à de nombreux oxydes, cette structure présentant plusieurs propriétés intéressantes :

- Ferroélectricité : la propriété d'avoir une polarisation électrique spontanée, qui peut être inversée par l'application d'un champ électrique.
- Piézoélectricité, la capacité de changer de forme par application d'un champ électrique, ou la génération d'une tension électrique lors de l'application d'une déformation.
- Pyroélectricité : la propriété de générer une tension électrique lors de la modification de température (applications dans les sondes de température).

Dans sa forme la plus simple, cette structure possède une maille cubique où $\text{A}=\text{Pb}^{2+}$, $\text{B}=\text{Ti}^{2+}$ et Zr^{4+} , et $\text{X}=\text{O}^{2-}$ montrée en Figure 31(a). Les rayons des atomes et leur affinité de liaison conduisent à un réseau rigide, tout en laissant une certaine liberté aux ions positifs, au centre de la cellule unitaire, pour se déplacer dans la structure sous l'action d'une grandeur externe telle que : la force, pression, contrainte, déformation, échauffement et champ électrique ou magnétique. Une structure de cellule unitaire de PZT, sous l'influence d'un champ électrique externe est représentée sur la Figure 31(b). Cet effet extérieur permet d'obtenir une modification de la polarisation dans le cristal PZT en déplaçant l'atome de type B à partir de la position centrale d'origine. Le mouvement d'atomes de type B génère une modification des charges de surface pouvant être récoltées par des électrodes, ce qui se traduit par l'effet piézoélectrique utilisé dans cette thèse.

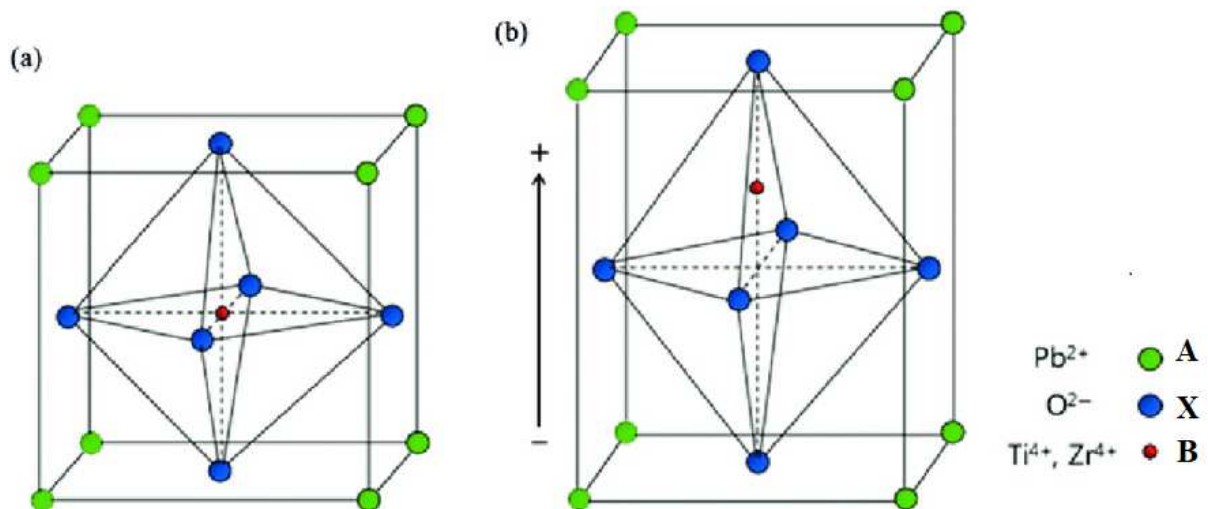


Figure 31 schéma de la structure pérovskite (a) cubique, (b) déformée par le décalage de l'ion au centre [54].

2.3 Techniques de dépôt de couches minces de PZT flexible

Les matériaux piézoélectriques en couches minces sont multiples, on peut citer notamment l'oxyde de zinc (ZnO), le nitrure d'aluminium (AlN) et le zircono-titanate de plomb (PZT). Pour le projet de thèse, le matériau utilisé est le PZT, il possède des propriétés ferroélectriques et piézoélectriques intéressantes et la technologie de dépôt est complètement maîtrisée dans notre laboratoire à l'IETR[55].

Le procédé de dépôt en couches minces peut se faire suivant différentes méthodes, notamment par voie physique. Cette technique consiste à attaquer des cibles précurseurs dans une enceinte à pression, les résultats obtenus donnent de bonnes propriétés piézoélectriques, mais le coût de fabrication reste toujours très élevé, ce qui bloque l'industrialisation. Un deuxième procédé de fabrication est par voie chimique, les matériaux précurseurs se trouvant principalement sous forme liquide. La méthode la plus utilisée reste à nos jours la méthode sol-gel, dans laquelle, après préparation de la solution précurseur, on vient l'étaler sur le substrat soit à l'aide d'une tournette ou par trempage (spin-coating ou dip-coating). Cette méthode qui contient plusieurs étapes sollicite un plus grand intérêt que la méthode de dépôt par voie physique, car elle peut rapidement passer de l'échantillon fabriqué au laboratoire à la commercialisation du produit fini. Pour les besoins de la thèse on va s'intéresser au dépôt de couches minces sur substrat flexible, et pour cela il existe deux protocoles expérimentaux :

- Dépôt sur substrat rigide puis transfert sur un matériau souple.
- Dépôt direct sur substrat souple

2.3.1 Dépôt sur substrat rigide puis transfert sur un matériau souple

Cette méthode de dépôt consiste en premier lieu à faire un dépôt par voie chimique sur un substrat rigide, puis réaliser le transfert vers un substrat flexible, [Kwi-II Park\[56\]](#) a déposé un excellent film mince de PZT sur un substrat de saphir poli à double face par la méthode sol-gel. Le dépôt de la solution précurseur par spin-coating s'est fait à une vitesse de 2500 tr/s pendant 20s, le traitement thermique qui a suivi était à 450°C pendant 10 min, obtenant finalement une couche mince de 2µm. Afin de cristalliser le film en phase de PZT, un second traitement thermique est réalisé à une température de 650°C pendant 45 min, puis placé sur un substrat en plastique (film de 125 µm de PET).

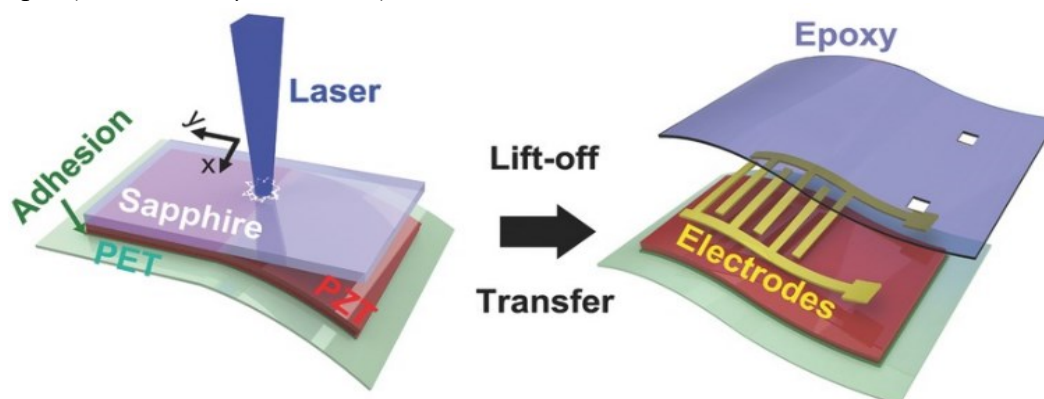


Figure 32 Utilisation d'un faisceau laser XeCL pour la séparation de la couche de saphir de la céramique [56].

Pour séparer le film de PZT du saphir, un faisceau de laser XeCL est utilisé (cf. figure 4), il contient une énergie photonique de 4,03 eV (correspond à une densité de 420mj) qui se situe entre la bande interdite des saphirs ($E_g=10$ eV) et des céramiques PZT ($E_g =3,2 \sim 3,6$ eV), les faisceaux laser traversent le saphir transparent puis vaporisent l'interface entre le PZT et le saphir, ceci provoque les séparations des deux matériaux et on obtient ainsi un film mince de PZT sur un substrat en plastique.

2.3.2 Dépôt direct sur substrat souple

Pour obtenir des propriétés piézoélectrique et flexible dans le même capteur des chercheurs ont essayé de réaliser des dépôts de couches minces PZT sur du substrat polymère, les résultats de l'expérience n'ont pas abouti, car les polymères qui sont très flexibles ne résistent pas bien aux traitements thermiques (> 600 °C) nécessaires à la cristallisation des couches minces piézoélectriques et les techniques utilisées sont souvent couteuses. La méthode développée au laboratoire IETR[55], consiste à faire un dépôt direct de solution précurseur de PZT sur une couche mince d'aluminium flexible, cela en utilisant le spin-coating à 6000 tr/min et le four à 650°C, cette technologie permet la réalisation des capteurs piézoélectriques flexibles qui représentent le cœur du sujet de thèse. La partie innovante dans la fabrication du capteur repose sur deux paramètres : la simplicité du procédé chimique et le type de substrat utilisé.

Sur le Tableau 4 sont représentées des caractéristiques de quelques matériaux métalliques :

Matériaux	Température de fusion (°C)	Module de Young (GPa)	Coefficient de dilatation thermique ($\times 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}$)	Densité (g cm^{-3})
Platine	1772	276	9	21.5
Cuivre	1083	124	17	9
Acier	1400	200	18	7.9
Nickel	1453	177	13	8.3
Aluminium	660	69	23	2.7
Tungstène	3410	411	4.5	19.3
Molybdène	2617	329	5	10.2

Tableau 4 Comparaison entre les propriétés de différents substrats métalliques [57].

Une des caractéristiques à prendre en considération pour le choix du substrat est la température de fusion, il est important d'avoir un matériau qui résiste aux traitements thermiques de 650°C nécessaires à la cristallisation des couches minces de PZT. Dans le Tableau 4, tous les métaux ont une température de fusion importante ($>1000^\circ\text{C}$) contrairement à l'aluminium dont la température est de 660°C, relativement proches de la température de cristallisation du PZT, ce qui pénalise un peu l'aluminium. Un autre inconvénient de l'utilisation de l'aluminium comme substrat est la grande différence de coefficient de dilatation thermique de ce métal ($23 \times 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}$) avec celle des couches minces de PZT ($5,5 \times 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}$), qui limitera l'épaisseur maximale de PZT déposée sur la feuille d'aluminium. À côté de cela, l'aluminium a des avantages qui priment sur les inconvénients. C'est un matériau léger d'une densité de 2.3 (g cm^{-3}) et dont le module de Young (69 GPa) est inférieure à celui du PZT (96 GPa), des propriétés qui procurent l'effet flexible recherché. En plus des caractéristiques physiques intéressantes, l'aluminium utilisé pour la réalisation des capteurs piézoélectriques à l'IETR est disponible en grande surface. La disponibilité de ce produit plus son prix attractif fait qu'il a été choisi pour endosser le rôle de substrat dans la fabrication des capteurs piézoélectriques flexibles.

2.4 Réalisation d'un capteur piézoélectrique flexible

2.4.1 Procédé de fabrication de couches minces de PZT flexible

Le procédé de fabrication de couches minces de PZT flexible, développé au laboratoire IETR de Nantes [1], contient deux étapes : l'élaboration de la solution précurseur et le dépôt sur substrat flexible. La figure 5 présente la première partie du procédé qui est la fabrication de la solution précurseur de PZT, les éléments chimiques qui entrent dans la constitution sont détaillés ainsi que les différentes mesures et règles à respecter.

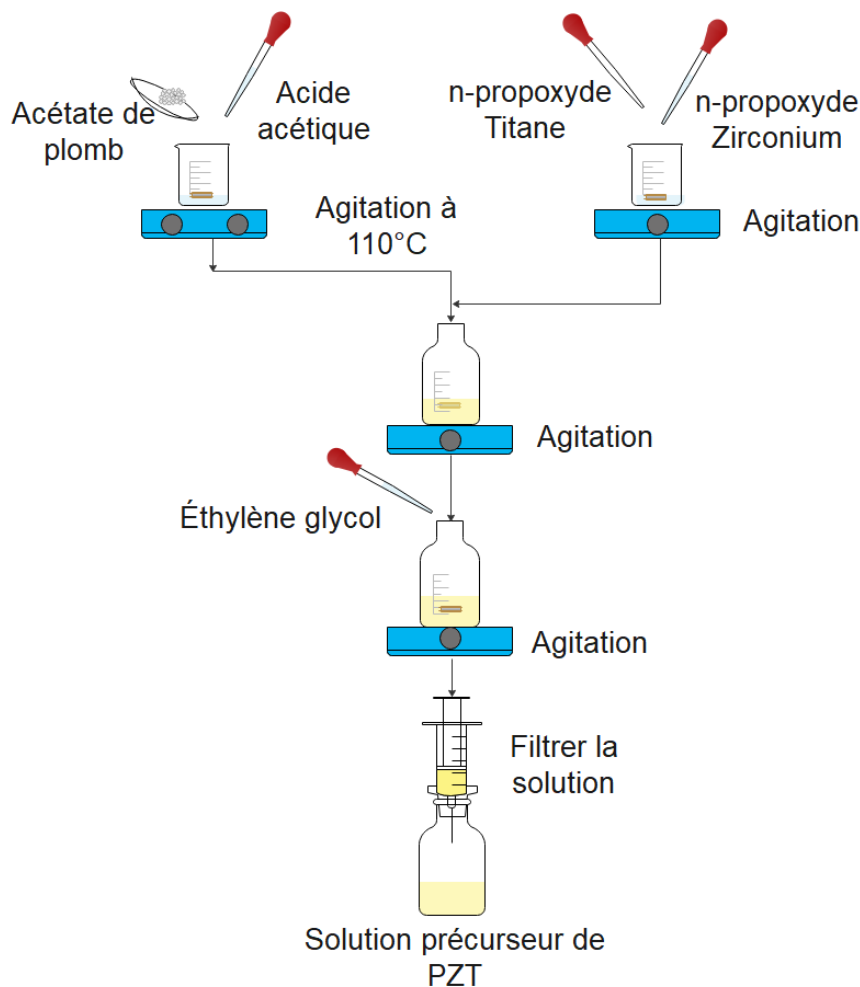


Figure 33 Schémas récapitulatifs du procédé d'élaboration de la solution précurseur de PZT

Dans un premier temps, deux solutions sont préparées, la première est élaborée en mélangeant l'acide acétique CH_3COOH et l'acétate de plomb $\text{Pb}(\text{CH}_3\text{CO}_2)_2$ sous agitation à une température de 110°C , la seconde solution est constituée de n-propoxyde de zirconium $\text{Zr}(\text{C}_3\text{H}_7\text{O})_4$ mélangée à du n-propoxyde de titane $\text{Ti}(\text{C}_3\text{H}_7\text{O})_4$ sous agitation à température ambiante. Ce mélange est ensuite ajouté sous agitation à la première préparation une fois refroidie à température ambiante jusqu'à obtention d'une solution homogène. De l'éthylène du glycol $\text{HO}-(\text{CH}_2)_2-\text{OH}$ est ajouté à la solution pour éviter le craquage du PZT lors du traitement thermique et afin d'éviter la présence d'agglomérats. Le mélange est ensuite filtré avec un filtre d'une porosité de $0.2\ \mu\text{m}$ pour obtenir la solution finale de précurseur de PZT.

La seconde étape du procédé consiste à déposer la solution précurseur sur un substrat d'aluminium de 11 μ m d'épaisseur (aluminium du commerce déposé sur un support d'inox montré sur la Figure 35(a)), le schéma de la figure 34 liste les différentes étapes de dépôt :

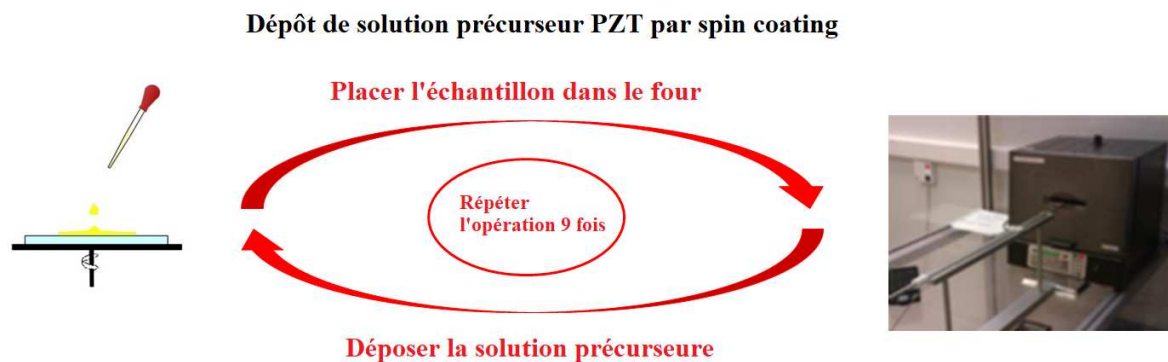


Figure 34 Schéma récapitulatif de couches minces de PZT sur de l'aluminium.

Après le dépôt de la solution précurseur sur l'aluminium par spin-coating avec une rotation de 6000 tr/min, on vient déposer l'échantillon dans le four pour un traitement thermique à 650°C pendant 2 min, l'épaisseur moyenne de l'échantillon est de 300 nm. Pour obtenir une épaisseur de 3 μ m, il faut répéter l'opération 9 fois (Figure 34). Au final on obtient une couche de PZT d'une épaisseur de 3 μ m comme le montre la Figure 35(b).

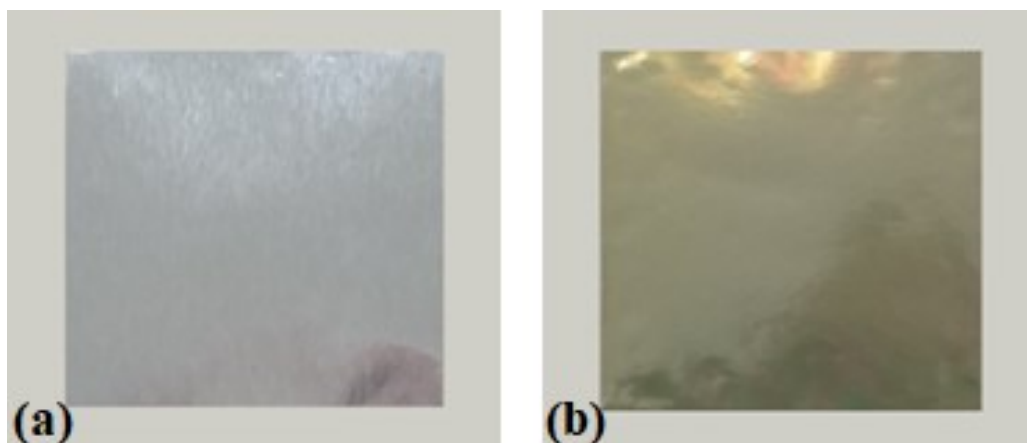


Figure 35 (a) feuille d'aluminium avant dépôt de PZT, (b) feuille d'aluminium après dépôt de PZT (épaisseur de 3 μ m).

2.4.2 Dépôt d'électrode supérieure

Le dépôt de l'électrode supérieure sur l'échantillon de PZT se fait par évaporation par effet joule. La technique consiste à faire passer un courant électrique dans le métal conducteur à déposer (l'aluminium), provoquant l'augmentation de son énergie interne et ainsi l'augmentation de la température jusqu'à son évaporation, l'aluminium étant placé dans un creuset en tungstène (matériau réfractaire) (cf. Figure 36).

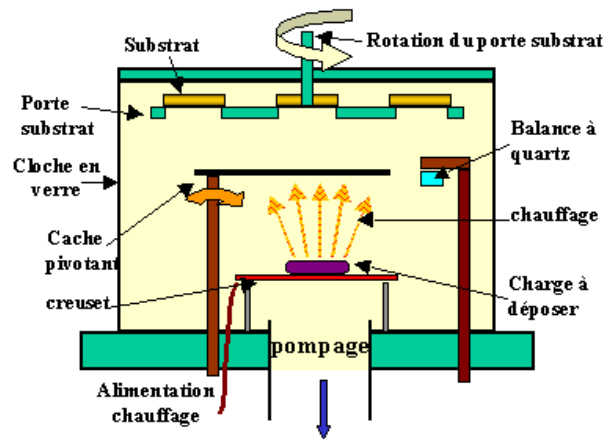


Figure 36 Représentation du bâti de dépôt par évaporation thermique [58]

Afin de contrôler l'épaisseur de l'électrode déposée, on utilise une balance à quartz. Cette technique consiste à détecter la dérive de la fréquence d'oscillation de quartz par la modification de la masse lors de la croissance de la couche (le dépôt se fait au même temps sur le substrat et sur le quartz).

2.4.3 Caractérisation du capteur piézoélectrique

La caractérisation du matériau piézoélectrique réalisé représente une partie importante dans la fabrication du capteur utilisé dans cette thèse. En effet, afin que le capteur fonctionne correctement, il est nécessaire de s'assurer que le matériau fabriqué soit de bonne qualité.

2.4.3.1 Diffraction des rayons X (DRX)

La diffraction des rayons X est une technique de caractérisation utilisée pour étudier les propriétés cristallographiques des matériaux. Lorsqu'un faisceau incident de rayons X est diffracté par le matériau, un détecteur mesure l'intensité de tous les rayons diffractés par l'échantillon, permettant d'obtenir un diffractogramme, véritable carte d'identité cristallographique de la couche mince. Pour le PZT fabriqué, la diffraction a été réalisée à l'aide de l'appareil Bruker D8 à l'Institut des Matériaux de Nantes Jean Rouxel. Les paramètres de mesures utilisés sont un angle d'incidence de 20° à 60° et une durée de 30 min. L'angle d'incidence étant contrôlé, la position des rayons diffractés donne accès à des informations sur la phase cristallographique et la pureté de l'échantillon.

Sur le diffractogramme de la Figure 37(a), on observe des pics de diffraction seulement pour certains angles Θ entre le faisceau incident et la surface de l'échantillon. Ces pics correspondent aux interférences constructives entre les faisceaux diffusés par l'échantillon. Ce diffractogramme est caractéristique des échantillons utilisés pour la réalisation de nos capteurs. L'analyse de ce diffractogramme a permis de montrer que l'échantillon est composé de PZT en phase rhomboédrique sans phase parasite additionnelle. Les pics correspondants au substrat d'aluminium et au support d'inox sont également observables. Sur la Figure 37(b), les mêmes pics de diffraction sont observés, avec en plus un pic observable à $2\Theta = 29,6^\circ$ à la base du pic le plus intense du PZT. Ce pic correspond à une phase pyrochlore cubique $A_2B_2O_6$ ou $A_2B_2O_7$ non ferroélectrique car centrosymétrique. L'apparition de la phase pyrochlore dans le spectre de diffraction X de l'échantillon de la Figure 37 (b) montre qu'il y a eu un problème lors de la

fabrication des couches minces. L'apparition de cette phase est due à une baisse de température lors du traitement thermique à 650°C. Lorsque cette phase pyrochlore est présente, les propriétés piézoélectriques du PZT diminuent grandement, et la caractérisation par diffraction X est donc importante en ce sens afin de vérifier l'absence de cette phase parasite.

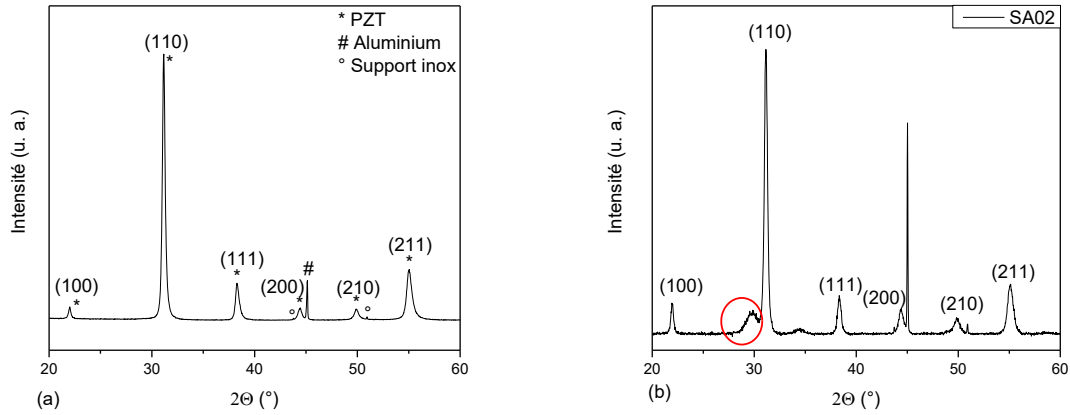


Figure 37 Exemples de (a) spectre de diffraction X de PZT sur substrat d'aluminium et support d'inox, (b) spectre de diffraction X de PZT de l'échantillon avec phase pyrochlore.

2.4.3.2 Cycles d'hystérésis P-E

Après l'étape de cristallisation à 650 °C dans le four, Les films de PZT ont des domaines qui sont orientés aléatoirement, leur polarisation macroscopique étant donc nulle, d'où l'absence de propriété piézoélectrique macroscopique. Pour obtenir cette dernière, il faut appliquer un champ électrique à la couche mince, ce qui va orienter une grande partie des domaines selon la direction du champ appliqué. Cette étape est appelée polarisation du matériau piézoélectrique. La polarisation de l'échantillon est réalisée à l'aide du circuit Sawyer-Tower [3-4]. Un générateur basses fréquences en série avec un amplificateur permet d'appliquer une tension V1 à l'échantillon en série avec un condensateur dont la capacité C (4.82µF) est beaucoup plus grande que celle du PZT (≈160nF). Un oscilloscope permet de visualiser cette tension, ainsi que la tension V2 aux bornes du condensateur de mesure (voir Figure 38).

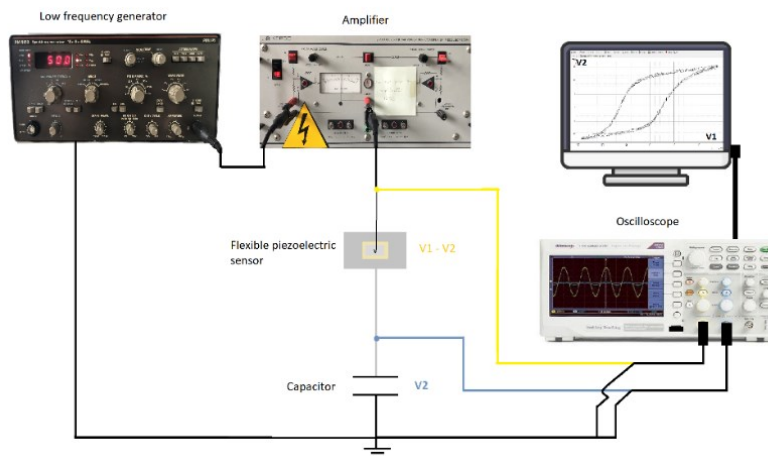


Figure 38 Représentation du circuit Sawyer-Tower

Les données enregistrées par l'oscilloscope permettent de tracer à l'aide des formules (1) et (2) les cycles d'hystérésis P-E qui représentent la polarisation P du PZT en fonction du champ électrique appliqué E_{app} .

$$E_{app} = \frac{V_1 - V_2}{e} \quad (2.1) \quad ; \quad P = \frac{C \times V_2}{S} \quad (2.2)$$

Où e est l'épaisseur du PZT, S est la surface de l'électrode supérieure et C la capacité du condensateur de mesure.

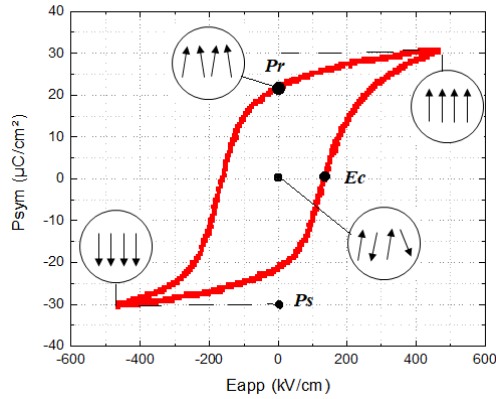


Figure 39 Cycles d'hystérésis caractéristique d'un échantillon de PZT.

La Figure 39 présente le cycle d'hystérésis P-E obtenu après polarisation, cette courbe permet de mesurer le champ coercitif E_c , la polarisation rémanente P_r lorsque le champ électrique appliqué est nul, ainsi que la polarisation à saturation (P_s) qui correspond à la polarisation maximale du matériau pour un champ appliqué. D'une manière générale, les couches minces de PZT réalisées ont un champ coercitif de 120 KV/cm et une polarisation rémanente de $22\mu\text{C}/\text{m}^2$, ce qui permet de conférer la propriété piézoélectrique macroscopique au film de PZT.

2.4.4 Placement des connectiques et plastification

Les connecteurs initialement utilisés pour la récupération du signal sont à base de bandes de cuivre flexible. Elles sont découpées en bande de 2 mm de largeur et placées sur les deux faces du capteur en contact avec les deux électrodes. Afin de protéger les couches et de les isoler, une étape de plastification est ajoutée, cette opération consistant à encapsuler les couches minces constituant le capteur à l'intérieur d'un film plastique en polyéthylène téréphtalate (PET), ces deux faces seront collées après leur passage entre les rouleaux chauds de la plastifieuse.

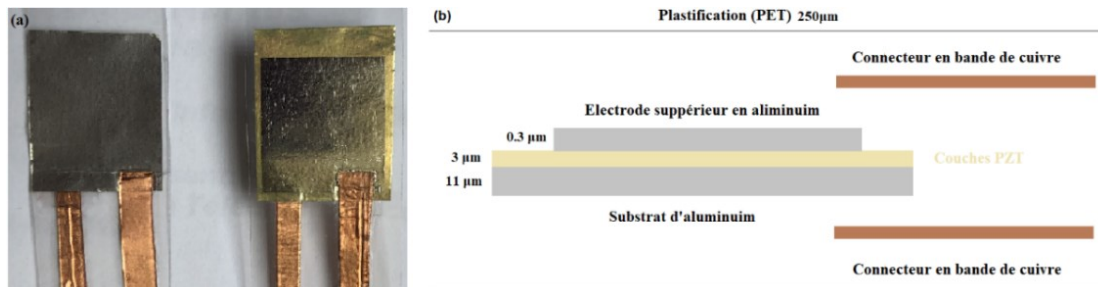


Figure 40 (a) Photos du capteur piézoélectrique flexible, (b) représentation des couches constituant le capteur

Au final, on obtient un capteur piézoélectrique souple et isolé (Figure 40), constitué d'un substrat d'aluminium de $11\mu\text{m}$ qui sert également d'électrode inférieure, d'une couche de PZT de $3\mu\text{m}$, d'une électrode supérieure d'aluminium de $0,3\mu\text{m}$ déposés par évaporation Joule, et d'un film de PET d'une épaisseur de $250\mu\text{m}$.

2.5 Étude des connecteurs

Les capteurs en couches minces fabriqués à l'IETR sont de nature flexible. La déformation de ce dernier nous donne un signal électrique à la sortie, le fait d'imposer des contraintes de manière continue affaiblit les connectiques en bande de cuivre utilisées, ce qui induit l'apparition du bruit qui se mélange avec le signal du capteur et qui provoque dans certains cas la détérioration du capteur. Afin d'améliorer les connectiques et de remédier au problème de bruit, différents types de connecteurs ont été testés. Il existe de nombreux types de connecteurs, mais pour notre utilisation, trois types de connecteurs ont été retenus pour les tests.

2.5.1 Présentations de trois types de connecteurs

2.5.1.1 Bande en cuivre flexible

Les premiers connecteurs utilisés à l'IETR pour les capteurs piézoélectriques sont constitués de bande de cuivre (cf. Figure 41), qui contient une face lisse et une face collante, la bande est placée de chaque côté du capteur en contact avec l'électrode, la dernière étape est la plastification qui permet de bien fixer les connecteurs. Le ruban de cuivre est malléable, il peut donc être tourné et manipulé pour s'adapter à une grande variété de surfaces et de formes. L'épaisseur du cuivre est d'environ $0,035\text{ mm}$ ce qui permet d'avoir des connecteurs fins et flexibles et en même temps conducteurs.



Figure 41 Ruban en bande de cuivre flexible [59].

2.5.1.2 Fils de fibre d'acier inoxydable

Le fil conducteur présenté est entièrement en acier inoxydable 316L [60], ce qui lui donne l'avantage de ne pas s'oxyder. C'est un fil souple et pratique à manipuler, idéal pour tout projet wearable / e-textile, il peut facilement être confondu avec du fil à coudre ordinaire, car il est assez fin pour être cousu à la main avec des aiguilles ou avec une machine à coudre pour connecter des circuits ou des composants électroniques.

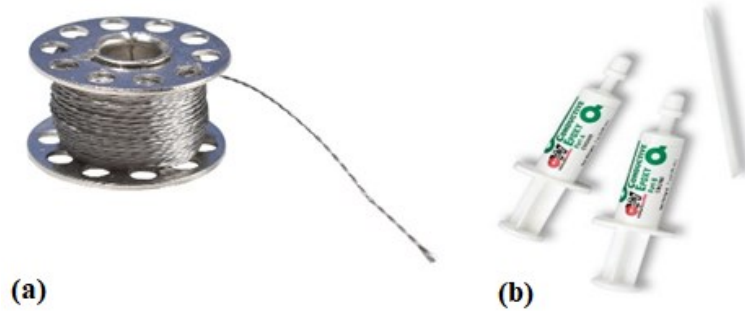


Figure 42 (a) Bobine de fils en fibres d'acier inoxydable [60], (b) colle conductrice [61].

Afin de fixer le fil conducteur en inox de la Figure 42 (a) sur les deux faces du capteur, une colle conductrice Figure 42 (b) est utilisée, cette technique permet de bien relier le fil avec l'électrode pour un meilleur contact.

2.5.1.3 Fil électrique

Les câbles et fils électriques utilisés dans la plupart des équipements électriques sont généralement constitués de trois parties : conducteur, isolant et gaine, les conducteurs sont généralement en aluminium, en cuivre ou en argent (Figure 43).

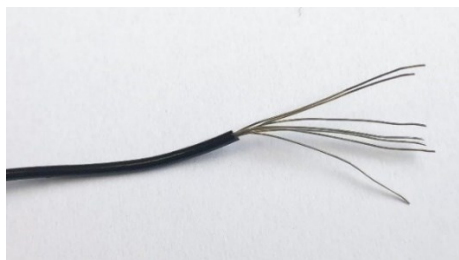


Figure 43 Fils électriques avec le cuivre comme conducteur.

L'objectif dans cette partie est d'extraire le fil conducteur de l'isolant et de la gaine pour l'utiliser comme connecteur pour le capteur, ce fil sera ensuite fixé à l'aide d'une colle conductrice (Figure 42(b)) sur les deux électrodes du capteur.

2.5.2 Comparaison entre les différents types de connecteurs

Les matériaux conducteurs présentés ont été utilisés comme connecteurs pour la réalisation de trois capteurs, comme le montre la Figure 44.

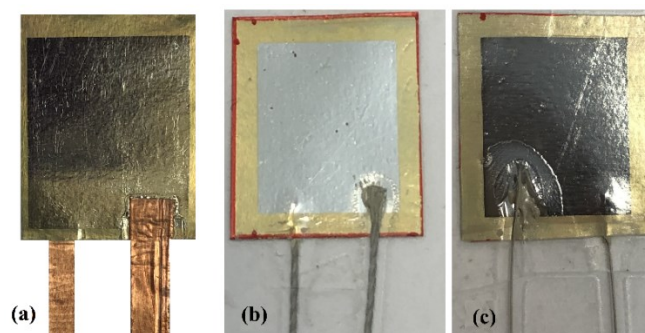


Figure 44 Capteurs piézoélectriques avec différents connecteurs (a) bande de cuivre, (b) acier inoxydable, (c) fils conducteurs en cuivre.

Le capteur représenté sur la Figure 44 (a) est réalisé en utilisant comme connecteurs des fils en bande de cuivre. Malgré les bonnes performances au début d'utilisation, un bruit apparaît instantanément après quelques déformations, perturbant et modifiant le signal de sortie du capteur, ce bruit est dû à la détérioration des connecteurs (apparition de plis), provoquant d'un mauvais contact avec les électrodes.

Le capteur de la Figure 44 (b) est réalisé en utilisant comme connecteur des fils en acier inoxydable, les connecteurs sont collés sur les deux faces du capteur à l'aide d'une colle conductrice. Les fils en acier inoxydable assimilable à des fils de couture traditionnel sont souples et très facile à manipuler, l'étape de la plastification a permis d'immobiliser les fils et de renforcer le contact avec les électrodes, le signal à la sortie du capteur est propre et ne contient pas de bruit même après plusieurs déformations et utilisations.

Pour le capteur de la Figure 44 (c) pour lequel des fils de cuivres extrait des câbles électriques sont utilisés comme connecteurs, les résultats n'ont pas été satisfaisants dès l'étape de la plastification. En effet après la plastification le capteur n'a plus jamais donné de signal, la rigidité des fils a provoqué le perçage des couches minces du PZT provoquant un court-circuit entre les deux électrodes.

Pour la suite du projet, nous avons choisi d'utiliser des fils en acier inoxydable, dont les performances ont été meilleurs que les autres connecteurs.

2.5.3 Tests de déformation

Dans cette partie, nous allons réaliser une étude portant sur l'influence de la variation de l'impédance du système de mesure sur le signal de sortie du capteur. Le schéma du circuit électrique équivalent d'un capteur piézoélectrique est représenté sur la Figure 45(a). Il est constitué d'un générateur de courant en parallèle avec un condensateur, rajouter une résistance en parallèle va permettre de relever la tension de sortie de capteur. L'application des contraintes mécaniques d'amplitudes de variations quasi-sinusoïdales est réalisée en utilisant un pont lego avec une fréquence définie préalablement, la récupération de la tension de sortie du capteur se faisant en utilisant l'oscilloscope (Figure 45(b)). Le matériau est déformé pour créer des charges grâce à l'effet piézoélectriques direct, la variation de la valeur de l'impédance d'entrée va permettre d'enregistrer un jeu de donnée représentant la variation de tensions.

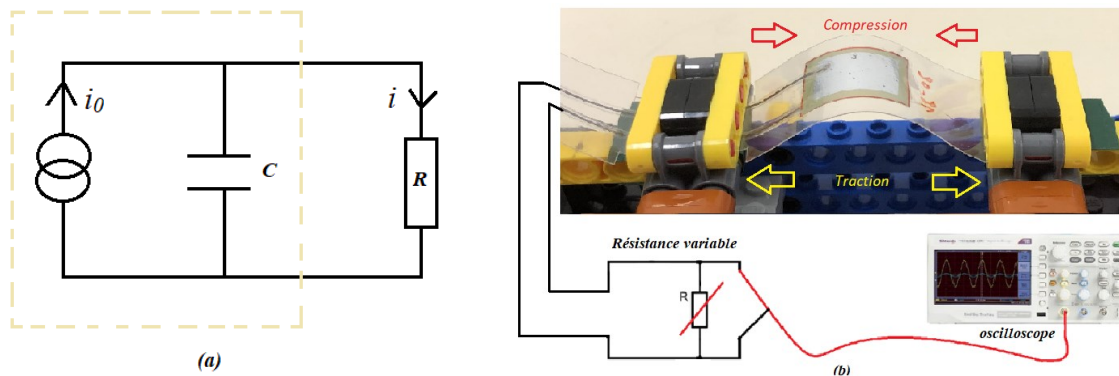


Figure 45 (a) Schéma du circuit électrique équivalent au montage expérimental, (b) système lego avec actionneur pour l'application des déformations au capteur PZT en fonction de la variation des résistances.

A l'aide des mesures réelles de la tension relevée sur l'oscilloscope, on peut retrouver la valeur moyenne de i_0 , cela en traçant une courbe de la tension en fonction de la variation de la résistance en utilisant l'expression (2.3) et un fit comme montré dans la Figure 46

$$U = \frac{i_0 R}{\sqrt{1+(RC\omega)^2}} \quad (2.3)$$

Où R représente les différentes valeurs de résistances, C la capacité du capteur et ω la pulsation.

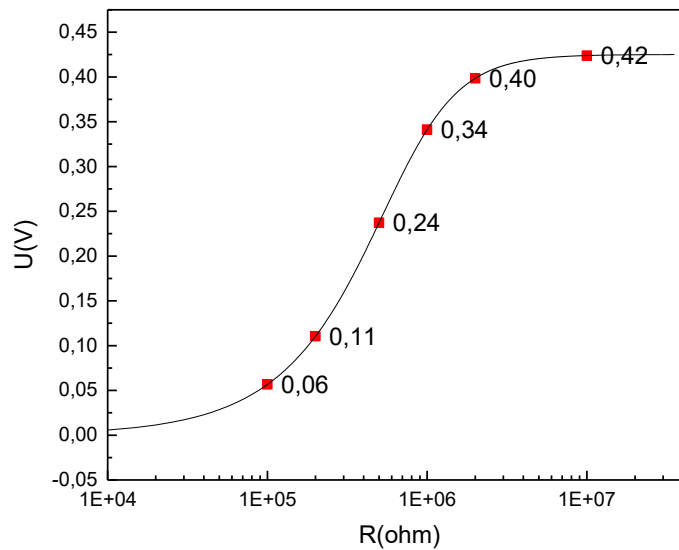


Figure 46 Signal de sortie du capteur en fonction de la valeur de la résistance de mesure

Le fit de la courbe réelle de la tension nous donne un courant i_0 dont la valeur est utilisée pour tracer les courbes théoriques correspondantes aux trois paramètres électriques (tension, courant et puissance), dont les formules sont les suivantes :

$$I_R = \frac{i_0}{\sqrt{1+(RC\omega)^2}} \quad (2.4)$$

$$U = \frac{i_0 R}{\sqrt{1+(RC\omega)^2}} \quad (2.5)$$

$$P = \frac{U \times I_R}{2} = \frac{R I_0^2}{2(1+(RC\omega)^2)} \quad (2.6)$$

En introduisant la valeur de i_0 calculé à l'aide de la courbe de tension de la Figure 46 et en utilisant un ensemble de valeurs de résistances, nous avons pu tracer les courbes de l'évolution des paramètres électriques théoriques (tension, courant et puissances) correspondant aux équations, comme le montre les courbes en continue sur la Figure 47. Nous avons ensuite

superposé les valeurs des tensions mesurées à l'aide de l'oscilloscope avec les valeurs de courants et de puissances correspondantes sur le même graphe que les courbes théoriques.

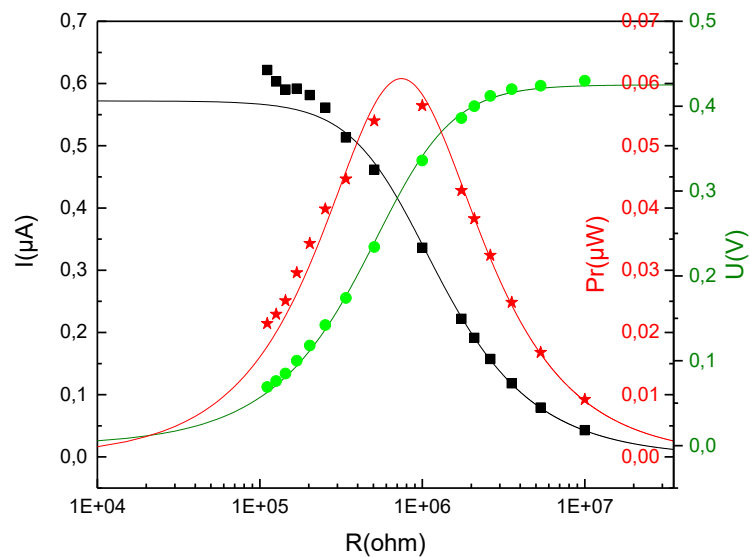


Figure 47 Courbes de l'évolution des paramètres électriques théoriques (en continu) et réelle (en points) d'un capteur flexible en fonction de la résistance.

Les graphes représentés sur la Figure 47 montrent que les courbes théoriques correspondent aux courbes expérimentales. Les paramètres électriques du capteur réagissent à la variation de la résistance. Pour la tension, plus la résistance est élevée, plus l'amplitude du signal de sortie est élevée. L'intensité du courant, contrairement à la tension, est plus importante pour les petites résistances. Les courbes obtenues permettent d'avoir des informations sur les plages de fonctionnement du capteur par rapport aux différentes valeurs de résistances. Pour le choix du système d'acquisition des données, il est important de prendre en considération l'impédance totale des différents composants pour un fonctionnement optimal de la chaîne d'acquisition.

2.6 Conclusion

Dans ce chapitre, le protocole de fabrication d'un capteur piézoélectrique flexible a été présenté, allant de la préparation de la solution précurseur jusqu'au placement des connecteurs. La lecture de ce chapitre devrait permettre de reproduire le protocole de fabrication sans difficultés. En lisant la première partie, le lecteur découvrira la piézoélectricité, comprendra le phénomène électrique et physique et aura une idée des différentes caractéristiques et matériaux qui existent. Dans la seconde partie, notre lecteur pourra attaquer le procédé de fabrication qui lui permettra de mettre la main à la patte. Après avoir suivi les différentes étapes de la réalisation du capteur piézoélectriques, vient la partie caractérisation ou le concepteur va réaliser une caractérisation DRX pour étudier les propriétés cristallographiques des matériaux et vérifiera le bon déroulement du dépôt, et surtout l'absence de phase pyrochlore qui nuit aux propriétés piézoélectriques.

L'étape suivante est la polarisation, car même si la bonne cristallisation du PZT du dépôt est bien vérifié au DRX, ce n'est pas pour autant qu'on a obtenu un matériau à effet piézoélectrique. A la fin de la fabrication, les domaines sont orientés aléatoirement, la polarisation macroscopique est nulle et les propriétés piézoélectriques sont également nulles. Pour conférer les propriétés macroscopiques, on procède à la polarisation, il est très important de respecter les consignes, car la moindre erreur pourrait conduire à la destruction du capteur. Enfin vient l'étape de placement de connectiques, ici différentes options ont été testées dans le but d'optimiser les performances du capteur et éliminer le bruit de sortie.

A la fin des étapes citées préalablement, le lecteur devrait avoir compris la méthodologie de réalisation d'un capteur piézoélectrique flexible. Pour vérifier le bon suivi du protocole, des tests de traction /compression sont réalisés sur le capteur. Cette manipulation devrait permettre de retrouver la courbe de l'évolution des paramètres électriques qui définissent les plages de fonctionnement du capteur et vérifie en même temps son fonctionnement optimal.

Chapitre 3 Caractérisation mécanique d'un capteur piézoélectrique flexible

3.1	Introduction	43
3.2	Etude théorique	44
3.2.1	Loi de comportement mécanique	44
3.2.2	Méthode des min max.....	45
3.2.3	Méthode des trapèzes.....	46
3.3	Etude pratique	47
3.3.1	Système pour la caractérisation mécanique.....	47
3.3.2	Caractérisation mécanique d'un capteur piézoélectrique industriel	48
3.3.2.1	Test de la Méthode Min-Max.....	49
3.3.2.2	Test de la Méthode des trapèzes.....	51
3.3.2.3	Test de la répétabilité des mesures pour un capteur industriel.....	54
3.3.2.4	Test la reproductibilité des mesures pour trois capteurs industriels.....	55
3.3.3	Caractérisation mécanique d'un capteur piézoélectrique Flexible	56
3.3.1	Conversion de donnée tension force	56
3.3.2	Test de la répétabilité des mesures pour un capteur PZT flexible.....	58
3.3.3	Teste la reproductibilité des mesures pour trois capteurs.....	59
3.4	Récapitulatif de l'étude	60
3.5	Conclusion.....	62

3.1 Introduction

Instrumenter une semelle de chaussure avec des capteurs de forces aux points d'appuis essentiels de la marche permettra aux soignants tels que les podologues de pouvoir modéliser l'allure de la marche d'un patient. Cette allure, représentée par une courbe en forme de « M » (cf. Figure 48), est bien connue par les spécialistes puisque c'est sur elle que repose une consultation médicale. Dans les cas des tapis de marche instrumentés, la courbe du cycle de la marche [12] est construite à partir de données qui représentent des valeurs de forces. En effet, l'importance d'avoir une courbe en force est fixée par les besoins du spécialiste, car pendant la consultation, il est important pour le praticien d'identifier les points d'appuis et l'ordre du déroulement du pas, ces données sont généralement affichées en variation de la force.

Le travail principal décrit dans ce chapitre traite de la conversion de données à la sortie du capteur. Les données expérimentales seront obtenues en utilisant une machine de traction compression pour l'étalonnage de la force, et une carte d'acquisition pour la mesure de la tension de sortie du capteur piézoélectrique. L'objectif est de trouver la fonction de transfert qui lie ces deux mesurandes pour pouvoir convertir directement les données acquises avec le système d'acquisition en informations exploitables.

Une collaboration avec des chercheurs du laboratoire GeM de Nantes Université a été réalisée afin d'établir la relation (fonction de transfert), l'expertise des mécaniciens a permis d'identifier plusieurs méthodologies et équations, mais c'est avec les données expérimentales que le modèle de caractérisation sera testé puis validé.

Les premiers tests sont réalisés sur des capteurs piézoélectriques industriels [62], afin de valider la méthode et le dispositif, ensuite et après vérification de la répétabilité et de la reproductibilité des essais, la seconde étape sera de tester sur le capteur fabriqué à l'IETR [55].

La réalisation d'un dispositif intelligent pour l'analyse de la marche est une démarche intéressante, mais si les informations obtenues sont des données inconnues et non-utilisables par le spécialiste, l'information perd toute son importance. C'est pour cela qu'interpréter les données sous une forme familière au médecin reste une étape fondamentale dans le travail de notre thèse. Cette conversion va permettre au podologue d'analyser les courbes et en même temps interagir avec le doctorant pour l'amélioration du dispositif et pour le rendre encore plus performant.

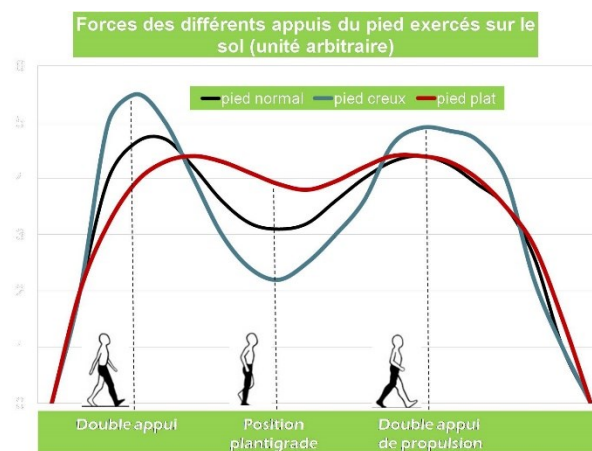


Figure 48 illustration du cycle de la marche pour différents types de pied[63].

3.2 Etude théorique

L'étude théorique qui va suivre consiste à trouver la relation mathématique simplifiée qui lie la tension à la sortie du capteur avec la force appliquée. Cette relation représente la fonction de transfert qui permettra de convertir directement les données. Le but final de cette conversion est de pouvoir reconstruire la courbe du cycle de la marche en force à l'aide des données tension.

3.2.1 Loi de comportement mécanique

La première étape de l'étude consiste à trouver l'équation théorique qui relie les deux mesurandes (Tension/Force), pour cela et après concertation avec les mécaniciens, il a été conclu qu'il était plus judicieux d'utiliser la loi de comportement piézoélectrique [46], qui relie les grandeurs physiques suivantes :

- La contrainte mécanique, noté σ [Pa]
- Le déplacement de charge électrique noté D [$C.m^{-2}$]
- La déformation mécanique, noté ϵ [*Sans unité*]
- Le champ électrique, noté E [$V.m^{-1}$]

L'effet piézoélectrique direct correspond à l'apparition d'un déplacement de charge D suite à une déformation du matériau, l'effet indirect correspond à la variation de l'état de contrainte après application d'un champ électrique E dans le matériau.

La littérature est riche concernant la relation entre ces grandeurs. Afin d'établir celle correspondante à notre problématique, il nous faut énumérer les différentes hypothèses et caractéristiques qui encadreront notre travail. Nous posons donc :

- ✓ Que le comportement mécanique soit élastique, linéaire, en petites déformations et présente une isotropie transverse d'axe z .
- ✓ Que le couplage électromécanique soit linéaire.

Ainsi, la loi de comportement régissant notre problème s'exprime sous la forme matricielle montrée sur la Figure 49 :

$$\begin{pmatrix} \sigma_{xx} \\ \sigma_{yy} \\ \sigma_{zz} \\ \sqrt{2}\sigma_{yz} \\ \sqrt{2}\sigma_{xz} \\ \sqrt{2}\sigma_{xy} \\ D_x \\ D_y \\ D_z \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} & & & & & & -e_{31} \\ c_{12} & c_{11} & c_{13} & & & & & & -e_{31} \\ c_{13} & c_{13} & c_{33} & & & & & & -e_{33} \\ & & & c_{44} & & & & & -e_{15} \\ & & & & c_{44} & & & & -e_{15} \\ & & & & & c_{66} & & & \\ \hline & & & & e_{15} & & \epsilon_{11} & & \\ & & & & & e_{15} & & \epsilon_{22} & \\ e_{31} & e_{31} & e_{33} & & & & & & \epsilon_{33} \end{bmatrix} \begin{pmatrix} \epsilon_{xx} \\ \epsilon_{yy} \\ \epsilon_{zz} \\ \sqrt{2}\epsilon_{yz} \\ \sqrt{2}\epsilon_{xz} \\ \sqrt{2}\epsilon_{xy} \\ E_x \\ E_y \\ E_z \end{pmatrix}$$

Figure 49 Loi de comportement électromécanique[64]

La matrice de la loi de comportement électromécanique extraite des travaux de Michel Brissaud [64], permet de déduire les deux équations suivantes :

$$D_z = e_{31}(\varepsilon_{xx} + \varepsilon_{yy}) + e_{33}\varepsilon_{zz} + \epsilon_{33}E_z \quad (3.1)$$

$$\sigma_{zz} = c_{13}(\varepsilon_{xx} + \varepsilon_{yy}) + c_{33}\varepsilon_{zz} - e_{33}E_z = \frac{F}{S} \quad (3.2)$$

c [Pa] : constante de rigidité, e [A. s. m²] : coefficient piézoélectrique.

La force sera appliquée sur l'axe z, mais la semelle et le capteur piézoélectrique étant flexibles, des déformations auront lieu dans les trois directions. Cependant, les forces appliquées suivant l'axe z étant très importantes, et l'effet piézoélectrique inverse restant négligeable ($E_z = 0$), une relation simplifiée de proportionnalité entre le déplacement électrique et la force appliquée (relation (3.3)) va être utilisée. Dans la suite de cette étude, l'objectif sera de déterminer la valeur du coefficient K [N. m². C⁻¹] qui représente la rigidité piézoélectrique.

$$D_z \approx \frac{F}{K} \quad (3.3)$$

La relation de l'équation (3.3) est une formule qui relie la force et le déplacement de charge, or ce qu'on cherche à définir, c'est la fonction de transfert qui relie la tension de sortie du capteur à la force appliquée. Pour cela, deux méthodes, appelées méthode min max et méthode des trapèzes, ont été employées.

3.2.2 Méthode des min max

Cette méthode nommée min max consiste à mettre en relation le maximum et le minimum des données dérivées de la force avec le maximum et minimum des données tension de la sortie du capteur correspondant (cf. Figure 50). Afin d'avoir une relation directe qui lie la tension à la force, il est important d'intégrer le paramètre tension dans l'expression (3.3), cela en décomposant le déplacement de charge D_z comme le montre l'équation (3.4).

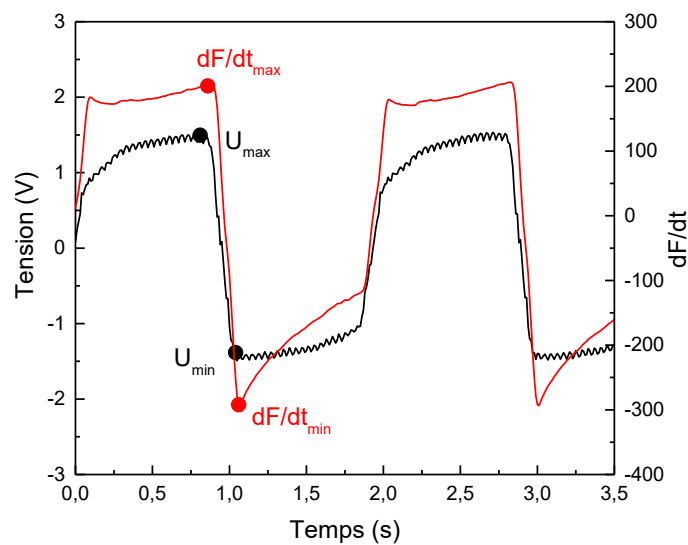


Figure 50 Courbe du signal tension U(V) d'un capteur industriel superposé à la courbe de la dérivée dF(t)/dt de la force appliquée.

Le calcul des paramètres dDz et ΔF va permettre de calculer la fonction K en utilisant l'équation (3.9)

$$\Delta F = K \cdot \sum dDz(t) \quad (3.9)$$

Pour une période d'excitation d'un capteur piézoélectrique, on a la charge et la décharge, (la décharge sera en valeur absolue) donc on aura deux valeurs par période pour le déplacement de charge (Dz_{Ch} et $Dz_{Décha}$) comme le montre la

Figure 51. Pour cette méthode, comme pour la méthode min max deux valeurs de la fonction de transfert seront calculé pour chaque période (cf. équation (3.10)).

$$\Delta F = K \cdot Dz_{Ch}(t) \quad ; \quad \Delta F = K \cdot Dz_{Déch}(t) \quad (3.10)$$

3.3 Etude pratique

L'objectif principal de cette partie est de tester la validité des relations théoriques définies préalablement. La loi du comportement mécanique a permis de définir deux méthodes théoriques pour le calcul de la fonction de transfert qui relie la tension à la force. L'étude pratique qui suit est réalisée pour valider la partie théorique, et ce en utilisant des données issues de l'expérimentation, une série de tests sera réalisée sur les deux méthodes afin de comparer et de définir l'équation qui sera retenue pour la suite des travaux de thèse.

3.3.1 Système pour la caractérisation mécanique

Le système utilisé pour appliquer une contrainte mécanique au capteur piézoélectrique est le système Shimadzu [65]. C'est une machine d'essai traction-compression qui fournit des informations sur la force appliquée, la pression et le déplacement en fonction du temps. Utilisant des capteurs de force de grande précision, la Shimadzu garantit une justesse d'au moins $\pm 0.5\%$ de la valeur de force lue, possède une très large gamme des vitesses utilisables, de 0,001 à 2000 mm/min et peut acquérir jusqu'à 1000 points par seconde afin de mesurer précisément le pic de force maximal. Le système est fourni avec un logiciel graphique TRAPEZIUMX utilisé pour visualiser les signaux en direct et les enregistrer.

A côté de cela, le capteur sera connecté sur une carte d'acquisition MyDAQ [66] de National Instruments pour enregistrer le signal de sortie. Cet outil d'acquisition de données est couramment utilisé avec un ordinateur contenant les logiciels NI ELVISmx et NI DAQmx, il peut être utilisé comme multimètre numérique (DMM), générateur de fonctions et oscilloscope qui contient des entrées et des sorties numériques. Une résistance ($1M\Omega$) est également connectée en parallèle du capteur afin d'imposer l'impédance vu par le capteur. Cet ajout est nécessaire pour respecter la plage de fonctionnement optimale du capteur et de pouvoir en même temps calculer le déplacement de la charge Dz qui dépend de l'impédance comme le montre les équations (3.4) et (3.7).

Le système pour la caractérisation mécanique a pour objectif de déterminer la valeur de la rigidité piézoélectrique K, il contient deux blocs principaux : une machine traction-compression

pour enregistrer la force en Newton, et une carte d'acquisition pour la récupération des données à la sortie du capteur en Volts, comme le montre les images représentées sur Figure 52.

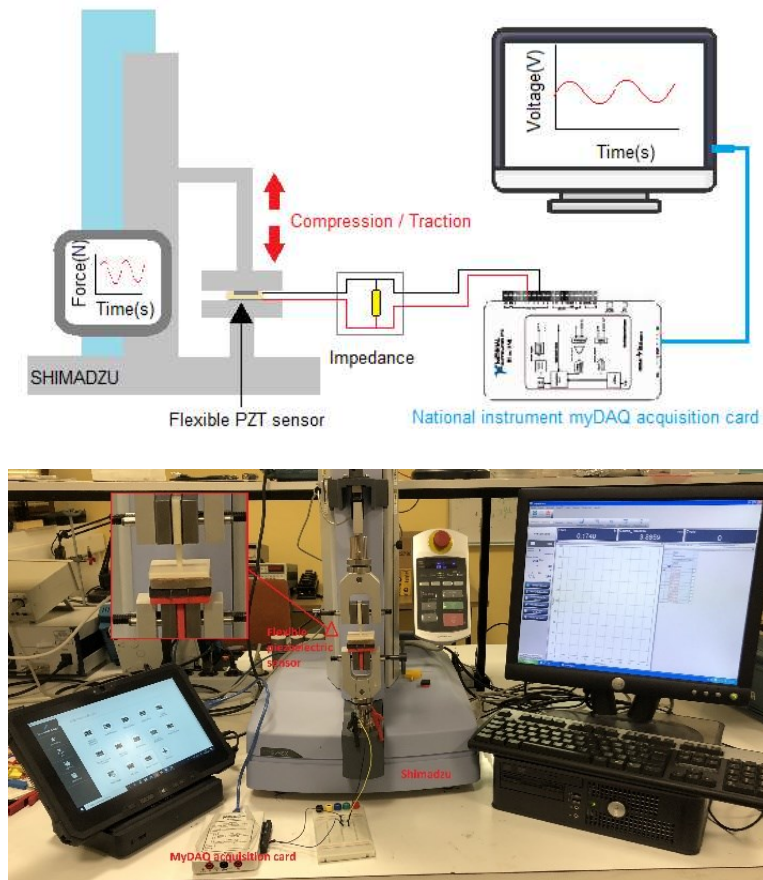


Figure 52 Image de la manipulation pour la caractérisation mécanique du capteur piézoélectrique avec son schéma représentatif

3.3.2 Caractérisation mécanique d'un capteur piézoélectrique industriel

Après avoir défini les équations théoriques pour la caractérisation mécanique et identifié la manipulation qui permet d'avoir un ensemble de données exploitables (Force et tension), l'étape suivante est la réalisation des tests. Ces essais expérimentaux vont être réalisés, dans un premier temps, sur un capteur piézoélectrique commercial buzzer céramique (cf. Figure 53).



Figure 53 Capteur piézoélectrique céramique (7BB-35-3L0) [67]

Le buzzer céramique piézoélectrique est un dispositif électronique de base, qui présente les avantages d'une structure simple avec des performances stables et une bonne fiabilité. Il est non

seulement le composant central du buzzer, de la sonnerie et de l'alarme piézoélectrique, mais il est aussi de plus en plus utilisé comme capteur de signaux d'impact dans divers instruments sensibles. L'utilisation d'un capteur piézoélectrique industriel a pour but d'obtenir un ensemble de données tensions, afin de tester la machine de traction-compression et de vérifier les équations théoriques.

3.3.2.1 Test de la Méthode Min-Max

Dans cette partie nous allons exploiter l'équation (3.5) de la méthode min max qui relie la tension de sortie du capteur à la force appliquée. La fonction de transfert correspondante est appelée Z_p , elle contient des paramètres dont la seule inconnue est la raideur piézoélectrique K . L'utilisation du système de caractérisation mécanique (cf. Figure 52) va permettre d'avoir un jeu de données, qui sera exploité pour définir le déplacement de charges Dz , la force maximale et minimale dans le but final de calculer la fonction de transfert.

$$Z_p = \frac{z \cdot S_{PZT}}{K} \quad (3.11)$$

Comme le montre l'équation (3.11), la raideur piézoélectrique K peut être déduite à partir des valeurs de Z_p obtenue. Cela en mettant en relation la force appliquée et la tension de sortie du capteur (cf. l'équation (3.6)).

Sur le Tableau 5 sont présentés les résultats de calculs de K obtenus pour plusieurs essais, cela avec la même plage de pression (de 20N à 80N). Pour les trois premiers essais (de 1 à 3), les manipulations sont réalisées de manière successive sans bouger ni débrancher le capteur. Pour les deux derniers essais (4 et 5), nous avons retiré le capteur de la machine puis nous l'avons replacé. Cette manipulation nous permet de vérifier la reproductibilité des résultats de mesure et la précision de la machine.

Essais	K(N.m ² /C) charge	K(N.m ² /C) décharge	Ecart type moy%
Essai 01 (20-80N)	32632	43403	24,82%
Essai 02 (20-80N)	33408	42991	22,29%
Essai 03 (20-80N)	33757	43059	21,60%
Ecart type moy%	2%	1%	
Essai 04 (20-80N)	32929	42087	21,76%
Essai 05 (20-80N)	33769	42636	20,80%
Ecart type moy%	2%	1%	
Moyenne	33 299	42 835	22,26%
Ecart type moy total%	13 %		

Tableau 5 Résultats obtenus pour K(N.m²/C) avec la méthode min max

La méthode des min max que nous avons testé montre que la différence entre K calculé pour la charge et la décharge est estimée à 22%, un écart non négligeable dans la mesure où K devait être une constante. L'écart type moyen total quant à lui est de 13%. Cet écart peut être justifié

par le fait que pour le calcul de K on utilise la dérivé max et min de la force ($\frac{dF[N]}{dt[s]}$) sachant qu'une dérivée est très sensible. En moyennant les valeurs de la charge et la décharge, on obtient un K de 3.7^{E4} N.m²/C.

Test de conversion de données :

Dans cette partie, nous allons tester la conversion de données en utilisant la méthode des min max, en utilisant le fichier tension essai 01 du Tableau 5, et essayer de reconstituer la courbe de force appliquée avec la shimadzu pour une contrainte de 80 Newton (cf. Figure 54). Le but est de faire le chemin inverse pour valider la méthode et vérifier la valeur de K.

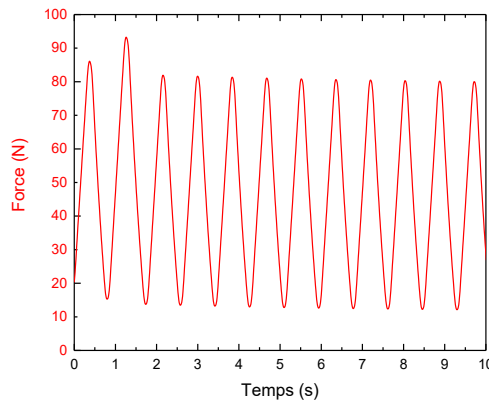


Figure 54 courbe de force appliquée sur le capteur industrielle par la Shimadzu

Afin de reconstituer la courbe de la Figure 54, nous allons réaliser le chemin inverse et utiliser l'équation (3.6) et (3.10) comme le montre l'équation (3.12).

$$F(t) = \frac{K \int U}{Z \cdot S} \tag{3.12}$$

Avec Z : l'impédance du système d'acquisition (1MΩ).

Le résultat de la conversion de données est illustré sous la Figure 55 suivante :

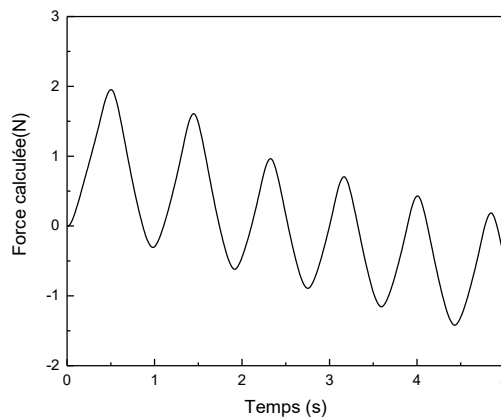


Figure 55 Courbe de force obtenue avec la conversion de données avec la méthode min max et un facteur K = 3.7^{E4} N.m²/C.

L'illustration sur la Figure 55 représente les résultats de la conversion de données tension obtenue à la sortie du capteur vers des valeurs en unité de force. La courbe obtenue ne

correspond pas à la courbe de la force appliquée par la machine de traction-compression (cf. Figure 54), l'amplitude de la force maximale obtenue étant de 2 N alors que la force appliquée est de 80 N, les résultats montrent clairement que la méthode min max n'est pas adaptée à la fonction pour la conversion de données.

3.3.2.2 Test de la Méthode des trapèzes

Au lieu de prendre les valeurs min et max du signal à la sortie du capteur piézoélectrique, nous allons utiliser des trapèzes. En effet, nous allons calculer pour chaque pas de temps (10 ms) le déplacement de charge dDz comme le montre l'équation (3.7). La somme de ces valeurs de dDz va nous donner le déplacement de charge totale Dz . Pour une période, on a la charge et la décharge donc on aura deux valeurs par période pour le déplacement de charge qui est défini en utilisant l'équation (3.9).

Les paramètres utilisés pour les calculs de K avec la méthode des trapèzes sont les mêmes utilisés pour la méthode min max. Les résultats des calculs sont représentés dans le Tableau 6.

Essais	K(N.m ² /C) charge	K(N.m ² /C) décharge	Ecart type %
Essai 01 (20-80N)	41396	41563	0,4%
Essai 02 (20-80N)	38844	38910	0,2%
Essai 03 (20-80N)	38879	38849	0,1%
Ecart type %	4%	4%	
Essai 04 (20-80N)	38089	38423	0,9%
Essai 05 (20-80N)	37990	38356	1%
Ecart type %	0.1%	0.1%	
Moyenne	39 040	39 221	0,1%
Ecart type moy total%	3%		

Tableau 6 Résultats de $K(N.m^2/C)$ obtenus avec la méthode des trapèzes.

La méthode des trapèzes testée montre que l'écart type calculé pour la charge et la décharge est estimé à $\approx 1\%$ avec un écart type moyen total de 3% qui est relativement faible. Contrairement à la méthode min max où on utilise la dérivée, l'écart type moyen obtenue avec la méthode des trapèzes est négligeable. En effet, le taux d'erreurs est minimisé puisque la méthode de trapèzes exploite toutes les données ce qui permet de réduire ainsi l'écart entre K de charge et de décharge, la valeur de K obtenue avec cette méthode est de $3.9^{E4} N.m^2/C$.

Test de conversion de données :

Dans cette partie comme pour la méthode min max, nous allons tester la conversion de données en utilisant la méthode des trapèzes. Nous allons utiliser le même fichier tension que pour la première méthode (essai 01), dont la courbe de force appliquée est représentée sur la Figure 54. Le but de cet essai est de faire le chemin inverse pour vérifier si la méthode des trapèzes permet bien de reconstituer la courbe de force appliquée avec la shimadzu.

$$Dz(t) = \frac{dDz(t) - dDz(t-1)}{2} \times \Delta t + Dz(t - 1) \quad (3.13)$$

Nous allons utiliser l'équation (3.13) pour calculer le déplacement de charge pour chaque instant, puis multiplier le résultat par le facteur K ($\approx 3.9^{E4} \text{ N.m}^2/\text{C}$) qui représente la rigidité piézoélectrique. Les résultats sont représentés sur la Figure 56 ci-dessus.

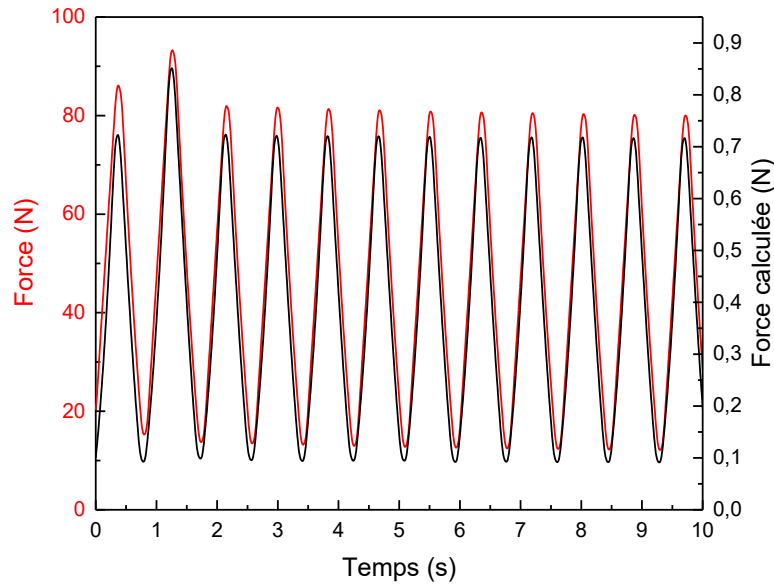


Figure 56 Superposition de la courbe de force obtenue par la Shimadzu et celle obtenue par calcul avec la méthode des trapèzes et un facteur $K = 3.9^{E4} \text{ N.m}^2/\text{C}$.

Sur la Figure 56, on a le résultat obtenu de la conversion de données en force représentée en noir, superposée avec la courbe de force appliquée (avec la machine de traction-compression) en rouge. La courbe obtenue pour la conversion de donnée avec la méthode des trapèzes a la même allure que la courbe de référence, ce résultat signifie que la relation utilisée pour relier le déplacement de charge et la force est correcte.

L'amplitude des données obtenues, par contre, ne correspond pas à la valeur de la force appliquée. La force max appliquée est de $\approx 80 \text{ N}$ alors que la force maximale obtenue est de $\approx 0.8 \text{ N}$. Ce résultat implique que la valeur du coefficient de rigidité piézoélectrique K obtenue n'est pas correcte.

Nous avons décidé de revoir la méthode des trapèzes pour le calcul de la rigidité piézoélectrique K , les différents tests réalisés avec les fichiers (force et tension) ont permis d'aboutir à une nouvelle méthode. Au lieu d'utiliser la relation de l'équation (3.9) qui relie le déplacement de charge (Dz) total avec la variation de force (ΔF), nous allons tracer la courbe de force appliquée en fonction du déplacement de charge calculé utilisant la relation (3.13), ce qui permet de déduire une nouvelle relation représentée sur l'équation (3.14).

$$\Delta F = K \cdot \Delta Dz(t) [\text{C} \cdot \text{m}^{-2}] \quad (3.14)$$

L'utilisation de l'équation (3.14) et les fichiers relatifs à l'essai 01 ont permis d'obtenir la Figure 57 ci-dessous.

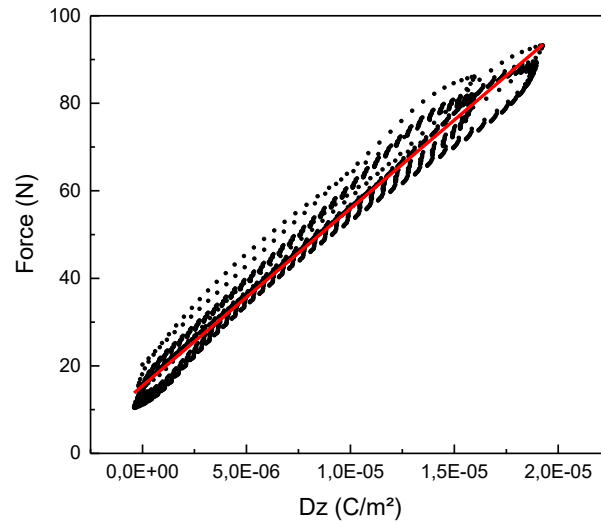


Figure 57 Courbe de la force $F(N)$ appliquée en fonction du déplacement de charge $Dz(C/m^2)$ pour un PZT industriel

La Figure 57 affiche un nuage de points dont l'allure est à tendance linéaire croissante. Nous avons tracé une droite de tendance représentée en rouge dont la pente est de $4.2^{E6} N.m^2/C$, cette valeur représentant la nouvelle valeur de la rigidité piézoélectrique K .

En utilisant l'équation (3.13) et la nouvelle valeur de $K = 4.2^{E6} N.m^2/C$, nous avons tracé une nouvelle courbe (cf. Figure 58).

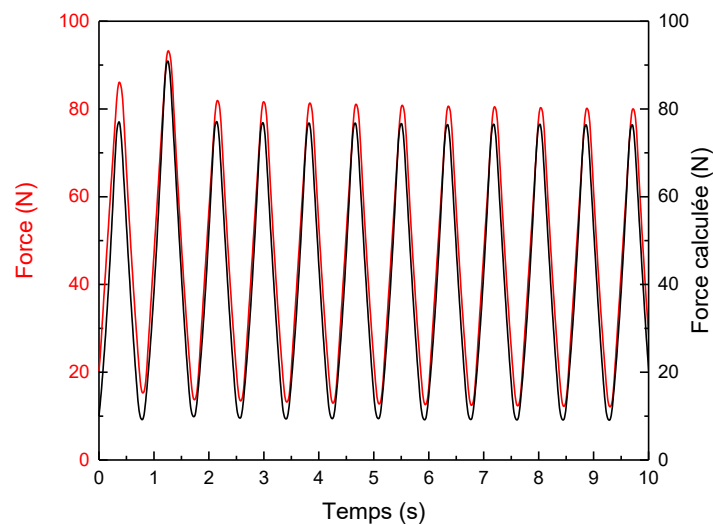


Figure 58 Superposition de la courbe de force obtenue par la Shimadzu et celle obtenue par calcul avec la méthode des trapèzes et un facteur $K = 4.2^{E6} N.m^2/C$

Les résultats obtenus pour la conversion de données tension en utilisant la méthode des trapèzes et la nouvelle valeur du facteur K est représenté sur la Figure 58 montrant la superposition des deux courbes : courbe de force obtenue directement avec la machine de traction-compression shimadzu (en rouge) et la courbe de force calculée avec la relation entre le déplacement de charge Dz et la fonction de transfert nommé K (en noire). Nous remarquons que les deux courbes ont la même allure et que leurs amplitudes sont similaires, un léger écart de 5% entre

les deux courbes est constaté et qui pourrait être réduit en affinant la valeur de $K(N.m^2/C)$. Cette différence est due à plusieurs paramètres tels que l'erreur de mesure et l'imprécision de la manipulation, mais un des éléments à prendre en considération est le fait que la force appliquée n'est pas exactement la force ressentie par le capteur. Néanmoins, on constate que grâce à la méthode des trapèzes et aux améliorations réalisées, nous sommes parvenus à reconstituer la courbe de force en utilisant les données obtenues à la sortie du capteur.

Les tests réalisés ont permis de valider une méthode de conversion de données sur un capteur piézoélectrique industriel, la prochaine étape sera de tester la répétabilité et la reproductibilité des mesures.

3.3.2.3 Test de la répétabilité des mesures pour un capteur industriel

La validation d'une méthode passe par une série d'essais. Pour les premiers tests, nous allons utiliser le même capteur industriel d'une capacité de 18.3 nF, Les mesures sont réalisées avec le système de caractérisation mécanique Shimadzu pour des contraintes mécaniques ΔF allant de 20N à 160N avec un pas de 20 N et une vitesse de 3mm/s. Trois séries d'essais sont réalisées avec des valeurs de ΔF différentes, l'objectif est de vérifier la validité de la méthode des trapèzes pour différentes valeur de pression.

Le but de cet essai est d'avoir un jeu de données avec différentes plages de force. Ces données, force et tension, obtenues avec les capteurs industriels seront ensuite utilisées pour trouver la valeur de la raideur piézoélectrique $K(N.m^2/C)$.

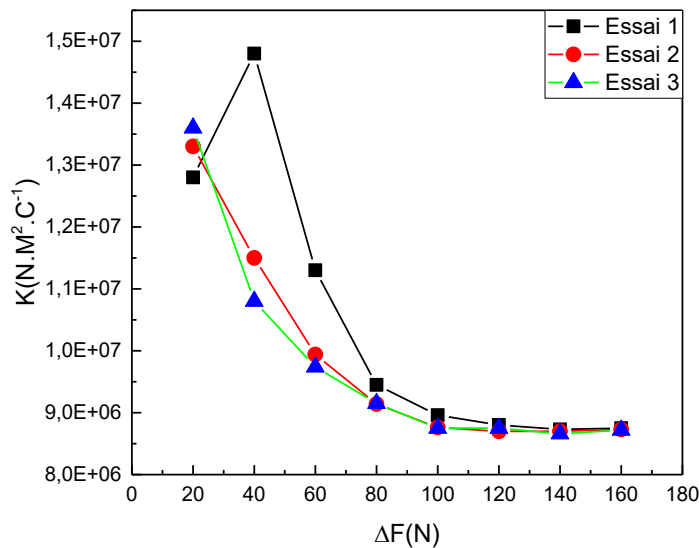


Figure 59 Résultats obtenus pour le calcul de K pour chaque valeur de ΔF correspondant au Tableau 7.

La Figure 59 représente les valeurs de la raideur piézoélectrique K obtenue en fonction de la variation de force correspondante aux trois séries d'essais sur le même capteur industriel. Sur la Figure 59, on distingue deux zones : pour les forces inférieures à 80 N, la valeur de K n'est pas stable et tend vers un comportement non linéaire, tandis que pour les valeurs de forces

supérieures à 80 N la valeur de K semble converger vers une valeur constante autour de $8.7^E 06$ N.m²/C.

ΔF (N)	K (N.m ² /C)		
	Essai 01	Essai 02	Essai 03
20	1,28 ^E 7	1,33 ^E 7	1,36 ^E 7
40	1,48 ^E 7	1,15 ^E 7	1,08 ^E 7
60	1,13 ^E 7	9,94 ^E 6	9,74 ^E 7
80	9,45 ^E 6	9,14 ^E 6	9,15 ^E 6
100	8,96 ^E 6	8,76 ^E 6	8,75 ^E 6
120	8,80 ^E 6	8,70 ^E 6	8,75 ^E 6
140	8,73 ^E 6	8,70 ^E 6	8,66 ^E 6
160	8,75 ^E 6	8,73 ^E 06	8,72 ^E 6
Ecart Type moyen total %	19%		
Ecart Type moyen($\Delta F \geq 80$)	3%		

Tableau 7 Valeurs de la raideur piézoélectrique K d'un capteur industriel obtenues pour différentes valeurs de ΔF

Sur le Tableau 7 sont affichées les valeurs de K calculées pour trois séries d'essais avec le même capteur industriel. Pour comparer les résultats obtenus, nous avons calculé l'écart type total pour tous les essais et obtenu $\approx 19\%$, un écart non négligeable sachant qu'on devrait avoir la même valeur de K. Pour l'écart type de valeur ≥ 80 N, on a un écart plus faible de 3%. Les résultats montrent que pour calculer la valeur de K, il faut réaliser des essais pour des pressions supérieures à 80 N, car les essais de pression pour des plages de force inférieure à 80 N sont sensibles aux perturbations (c'est à 80N qu'on arrive à avoir un bon contact avec le capteur).

3.3.2.4 Test la reproductibilité des mesures pour trois capteurs industriels

La caractérisation mécanique réalisée sur un capteur industriel a permis de définir la fonction de transfert qui lie la contrainte appliquée et le signal à la sortie du capteur. Afin de vérifier la reproductibilité des résultats et de généraliser cette méthode, trois capteurs sont utilisés dans cette série de tests, avec une force initiale constante de $F_0=20$ N et un $\Delta F(N)$ variable, il faudra donc calculer à chaque essai la valeur de la raideur piézoélectrique $K(N.m^2/C)$.

Capteurs	Capacité (nF)	$\Delta F(N)$					Écart type moyen (%)
		80	100	120	140	160	
Cap A	18,3	9,1 ^E 6	8,8 ^E 6	8,7 ^E 6	8,7 ^E 6	8,7 ^E 6	2%
Cap B	18,4	9,2 ^E 6	8,7 ^E 6	8,5 ^E 6	8,5 ^E 6	8,5 ^E 6	3%
Cap C	18,0	9,1 ^E 6	8,8 ^E 6	8,6 ^E 6	8,6 ^E 6	8,7 ^E 6	2%
Écart type moyen total (%)		3%					

Tableau 8 Valeurs de K obtenue pour trois capteurs industriels pour différentes valeurs de $\Delta F(N)$

Les résultats obtenus après calcul de K pour les trois capteurs sont représentés sur le Tableau 8. Ce dernier montre que la valeur de K obtenue reste relativement stable avec un écart type moyen pour chaque capteur de $\approx 3\%$, et pour les mesures des trois capteurs, l'écart type est de 3%. Ces résultats signifient que quel que soit le nombre d'essais réalisés sur les capteurs

industriels, du moment où la pression appliquée est supérieure 80N, on obtient une valeur de la raideur piézoélectrique K stable.

Nous avons conclu que la méthode des trapèzes est opérationnelle pour les différents tests de répétabilité et de reproductibilités sur les capteurs piézoélectriques industriels, la valeur du coefficient de raideur piézoélectrique K restant stable pour des valeurs de pression supérieures à 80 N. Après la validation de la méthode des trapèzes sur un capteur industriel, la seconde étape consiste à tester cette méthode sur le capteur piézoélectrique flexible réalisé dans le laboratoire IETR.

3.3.3 Caractérisation mécanique d'un capteur piézoélectrique Flexible

L'étude est réalisée dans le but de caractériser un capteur piézoélectrique flexible (cf. Figure 60). Nous avons dans un premier temps commencé par définir des équations théoriques, puis nous avons testé leurs validités sur un capteur piézoélectrique industriel. Dans cette partie, nous allons tester la méthode des trapèzes sur le capteur piézoélectrique flexible fabriqué dans notre laboratoire.

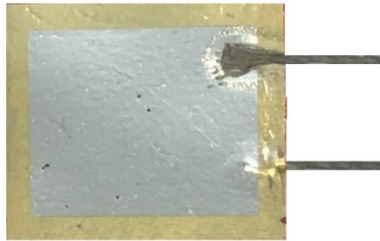


Figure 60 Capteur piézoélectrique flexible-IETR

3.3.3.1 Conversion de donnée tension force

En utilisant la Shimadzu, nous allons appliquer une force de 180N à un capteur piézoélectrique flexible avec une vitesse de 3mm/s, pour 10 cycles. Comme le montre la figure 12, deux fichiers sont enregistrés, un fichier force enregistré par la Shimadzu et un fichier tension enregistré par la carte MyDAQ qui est branchée à la sortie du capteur piézoélectrique flexible.

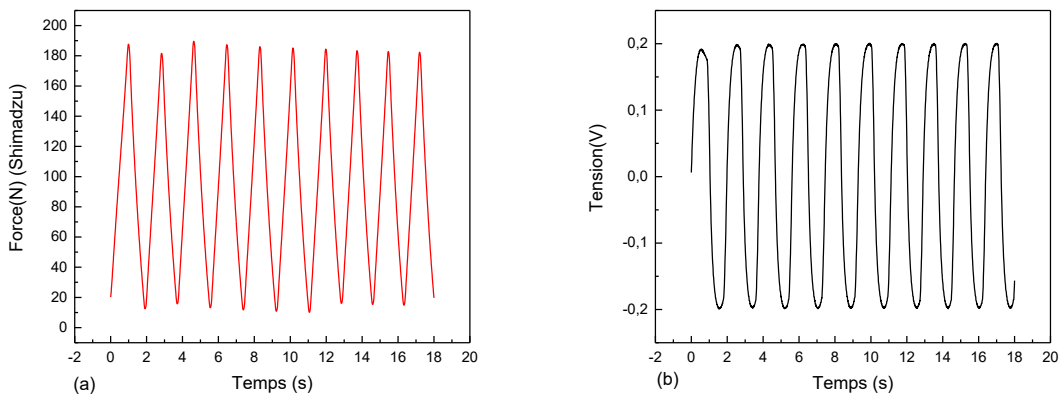


Figure 61 (a) Données de force obtenues avec la Shimadzu, (b) Données de tension obtenues avec la carte MyDAQ.

En exploitant le fichier tension (Figure 61 (b)), nous allons calculer le déplacement de charge Dz avec l'équation (3.13), puis nous allons tracer la courbe de la force appliquée (cf. Figure 61 (a)) en fonction du déplacement de charge Dz comme le montre la Figure 62.

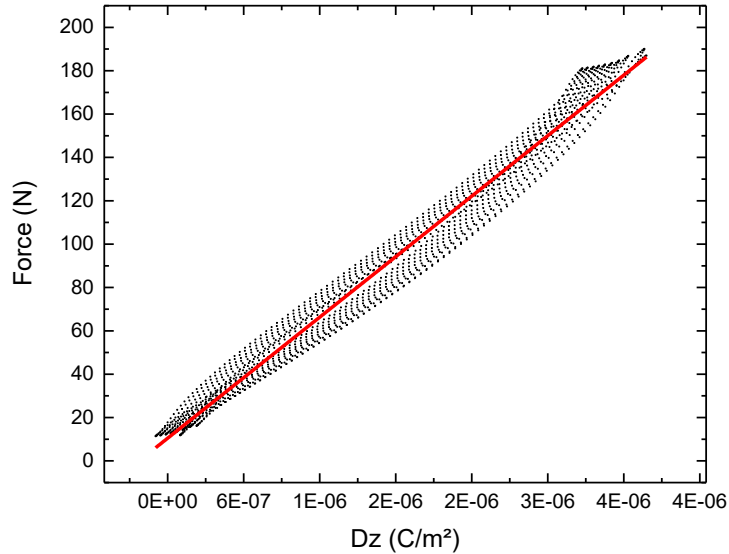


Figure 62 courbe de la force $F(N)$ appliquée en fonction du déplacement de charge $Dz(C/m^2)$.

La Figure 62 représente la courbe de la force F obtenue avec la Shimadzu en fonction du déplacement de charge Dz calculé à partir de l'équation (3.13). Le nuage des points présente une allure linéaire. En traçant la courbe de tendance, on obtient une pente de $\approx 1.1^{E8} N.m^2/C$ qui correspond à la valeur du coefficient K . En multipliant les valeurs du déplacement de charge Dz calculé avec le facteur $K=1.1^{E8} N.m^2/C$ on obtient la courbe présente sur la Figure 63.

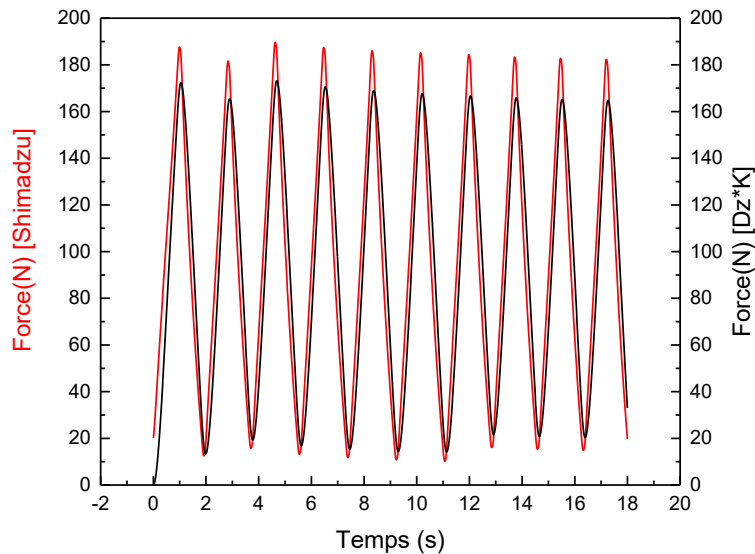


Figure 63 Superposition des courbes de forces obtenues par la Shimadzu et celle obtenue par calcul

Sur la Figure 63, nous avons la superposition de deux courbes : courbe de force obtenue directement avec la machine de traction-compression shimadzu (en rouge) et la courbe de force calculée avec la relation entre le déplacement de charge Dz et la fonction de transfert nommée K (en noire) cela pour un capteur piézoélectrique flexible. Nous remarquons que les deux courbes ont la même allure et que leurs amplitudes sont dans le même ordre de grandeur, un léger écart de 5% entre les deux courbes est constaté et qui pourrait être réduit en affinant la valeur de K comme pour le cas du capteur industriel. Cette différence est due à plusieurs paramètres tels que l'erreur de mesure, les défauts de fabrications du capteur et l'imprécision de la manipulation. Néanmoins on constate que grâce à la méthode des trapèzes et aux améliorations réalisées, nous sommes parvenus à reconstituer la courbe de force en utilisant les données obtenues à la sortie du capteur piézoélectrique flexible.

3.3.3.2 Test de la répétabilité des mesures pour un capteur PZT flexible

Les tests de répétabilité utilisant la méthode des trapèzes avec le système de caractérisation mécanique Shimadzu sont réalisés pour des contraintes mécaniques ΔF allant de 20N à 160N avec une vitesse de 3mm/s. Afin de bien être en contact avec la surface du capteur, la force initiale est fixée à $F_0 = 20N$. Trois séries d'essais sont réalisées avec le même capteur en variant la valeur de ΔF . La constante de la raideur piézoélectrique K est calculée pour un capteur flexible d'une capacité de 160 nF comme le montre la Figure 64.

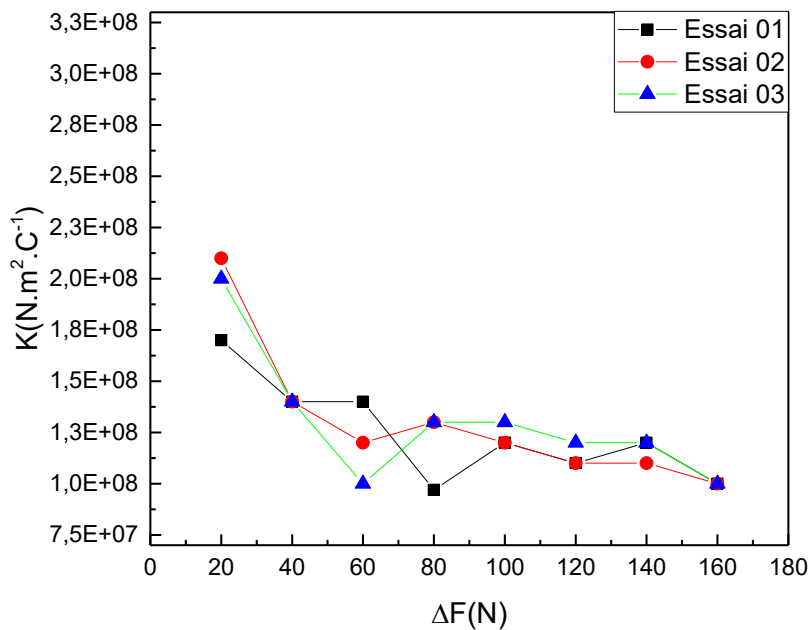


Figure 64 Résultats des valeurs de K obtenues pour trois essais sur un capteur piézoélectrique flexible

Sur la Figure 64 sont représentées les valeurs de K obtenues en fonction de la variation de force appliquée. Les résultats montrent un écart entre les valeurs de K mais qui semble vouloir se stabiliser pour des valeurs supérieures à 80 N. Afin de mieux comparer, nous avons calculé l'écart type pour toute la plage d'essais et pour les essais dont la contrainte est supérieure à 80 N, les résultats sont notés dans le Tableau 9 ci-dessus.

ΔF (N)	K (N.m ² /C)		
	Essai 01	Essai 02	Essai 03
20	1.7 ^{E8}	2.1 ^{E8}	2.0 ^{E8}
40	1.4 ^{E8}	1.4 ^{E8}	1.4 ^{E8}
60	1.4 ^{E8}	1.2 ^{E8}	1.0 ^{E8}
80	9.7 ^{E7}	1.3 ^{E8}	1.3 ^{E8}
100	1.2 ^{E8}	1.2 ^{E8}	1.3 ^{E8}
120	1.1 ^{E8}	1.1 ^{E8}	1.2 ^{E8}
140	1.2 ^{E8}	1.1 ^{E8}	1.2 ^{E8}
160	1.0 ^{E8}	1.0 ^{E8}	1.0 ^{E8}
Ecart Type moyen total %	23%		
Ecart Type moyen($\Delta F \geq 80$)	10%		

Tableau 9 Valeurs de la raideur piézoélectrique K obtenue pour trois essais de pression avec différentes valeurs de ΔF

Sur le Tableau 9 sont affichées les valeurs de K calculées pour trois séries d'essais avec le même capteur piézoélectrique flexible. L'écart type total pour tous les essais est de $\approx 23\%$, un écart non négligeable sachant qu'on devrait avoir la même valeur de K. Mais pour l'écart type de valeur ≥ 80 N, on a un écart plus faible de 10%. Les résultats montrent que pour calculer la valeur de K, il faut réaliser des essais pour des pressions supérieures à 80 N, car les essais de pression pour des plages de force inférieure à 80 N sont sensibles aux perturbations. Pour le capteur A testé (Tableau 9), la valeur moyenne de K est de $\approx 1.2^{E8}$ N.m²/C, on estime que l'écart de 10% pour le capteur flexible est acceptable, car c'est un modèle de laboratoire qui est toujours en phase d'essai.

3.3.3.3 Test de la reproductibilité des mesures pour trois capteurs

Afin de vérifier la répétabilité des mesures, des tests de tractions/compressions sont réalisés sur trois différents capteurs (A, B et C). Les tests de compression sont réalisés pour un ΔF supérieur à 80 N, cela pour être en concordance avec les résultats obtenus sur le Tableau 9. Le but de cet essai est de calculer la raideur piézoélectrique pour trois capteurs et de comparer les résultats obtenus.

Capteurs	Capacité (nF)	ΔF (N)					Écart type moyen (%)
		80	100	120	140	160	
Cap A	160	1.3 ^{E8}	1.2 ^{E8}	1.1 ^{E8}	1.1 ^{E8}	1.0 ^{E8}	10%
Cap B	177	1.5 ^{E8}	1.3 ^{E8}	1.2 ^{E8}	1.2 ^{E8}	1.2 ^{E8}	10%
Cap C	170	1.1 ^{E8}	1.0 ^{E8}	1.0 ^{E8}	0.9 ^{E8}	0.9 ^{E8}	9%
Écart type moyen total (%)		14%					

Tableau 10 Valeurs de K obtenue pour trois capteurs pour différentes valeurs de ΔF (N)

Les résultats obtenus après calcul de K pour les trois capteurs sont représentés dans le Tableau 10. Ce dernier montre que pour une plage de fonctionnement (≥ 80), nous obtenons des résultats stables avec un écart type moyen de $\approx 10\%$ pour chaque capteur. L'écart type moyen total de toutes les mesures avec différentes valeurs de ΔF (N) est de 14%. Cet écart pourrait être dû à plusieurs éléments comme, les erreurs de mesure dues à la manipulation ou à une différence entre les caractéristiques capteurs comme pour la capacité (cf. Tableau 10) dû ou défaut de production. Les capteurs n'étant pas identiques, pour une meilleure conversion de données de

la tension en force, nous avons conclu qu'il est important de calculer la raideur piézoélectrique K pour chaque capteur.

3.4 Récapitulatif de l'étude

Dans cette dernière partie un diagramme récapitulatif est réalisé pour résumer toutes les étapes de l'étude concernant la caractérisation mécanique d'un capteur piézoélectrique flexible, allant de l'étude théorique pour la définition des équations jusqu'à l'étude pratique pour la validation des équations théoriques. Durant cette étude des changements et tests ont été réalisés pour améliorer les résultats et aboutir à la définition d'une méthode de conversion de données de la tension en force.

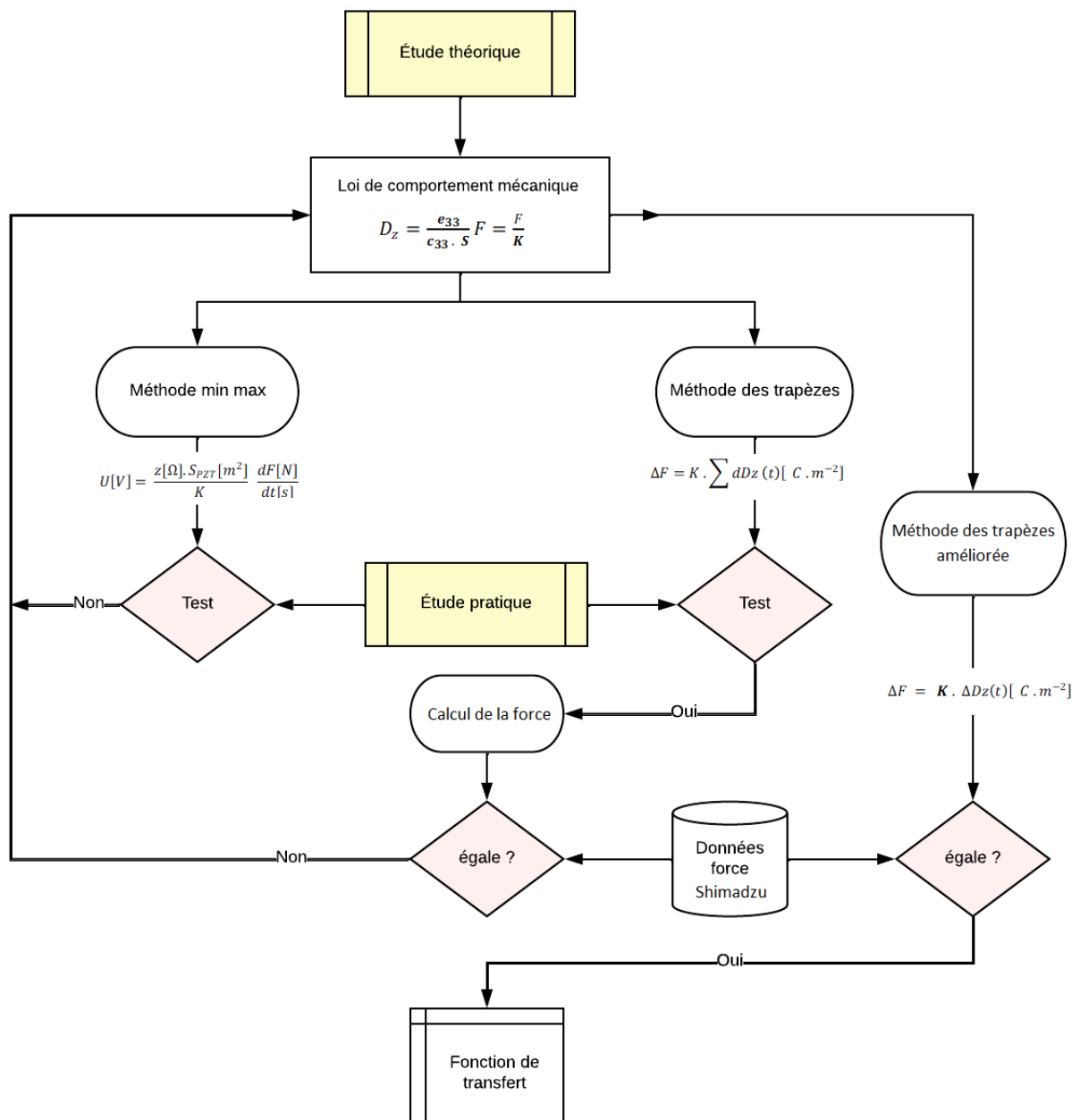


Figure 65 Logigramme récapitulatif du travail réalisé dans ce chapitre 3.

Le logigramme de la Figure 65 représente de manière synthétique le déroulement de l'étude pour l'identification de la fonction de transfert. Dans la partie théorique, la loi de comportement a permis de définir deux méthodes pour la conversion de données (la méthode min max et la méthode des trapèzes), mais arrivée à l'étude pratique avec des données expérimentales, seule la méthode des trapèzes a fourni une valeur de K qui tend vers une valeur relativement constante pour la charge et la décharge avec un écart type de 3% contre 13% pour la méthode min max. Ce qui a orienté notre choix, aussi, c'est que la méthode min max se base sur la dérivée de la force qui est relativement sensible aux variations, ce qui pourrait vite induire une erreur.

Suite à l'identification de la méthode de conversion (méthode des trapèzes), un test comparatif est réalisé pour comparer la courbe de la force obtenue avec le système de traction-compression et la courbe obtenue après calcul numérique avec la méthode des trapèzes. La superposition des courbes a montré que l'allure de la courbe calculée correspond à la courbe de force appliquée, mais que les deux amplitudes sont différentes. Ces résultats obtenus ont permis d'identifier une anomalie dans la partie correspondant au calcul de la raideur piézoélectrique K . Suite à des recherches et des tests réalisés, nous avons finalement pu trouver une méthode pour calculer K qui permet de remonter à la force appliquée, qu'on a appelée dans le logigramme « méthode des trapèzes améliorée ».

3.5 Conclusion

Transformer une valeur donnée d'une unité de mesure à une autre est une opération qui demande beaucoup de travail, il faut trouver la théorie qui démontre la relation entre ces deux mesurandes et la méthode expérimentale qui la valide. La première partie du chapitre fut sur la définition de l'équation qui relie la sortie du capteur en Volt à la force qui sera appliquée en Newton. Deux équations ont été identifiées grâce à la loi de comportement mécanique correspondant à la méthode min max et la méthode des trapèzes, dont le but est de reconstituer la courbe du cycle de la marche du patient. Les essais de répétabilité et de reproductibilité réalisés avec un système de caractérisation mécanique ont permis de valider une méthode théorique dont la fonction de transfert obtenue converge vers une valeur constante.

Dans un premier temps, les tests ont été réalisés sur un capteur industriel afin de valider la méthode théorique et le procédé expérimental. Par la suite, d'autres tests ont été réalisés, mais cette fois-ci sur des capteurs piézoélectriques flexibles fabriqués à l'IETR. Les résultats ont démontré encore une fois que la méthode des trapèzes pour la caractérisation mécanique est valide, l'écart type obtenu entre les valeurs de K qui représente la fonction de transfert est relativement faible ($\approx 10\%$ pour chaque capteur piézoélectrique flexible). On remarque que les valeurs obtenues de K pour les capteurs flexibles réalisés à l'IETR sont d'un ordre de grandeur supérieur à celles obtenues sur les céramiques rigides commerciales. Cela est dû au fait que le courant piézoélectrique délivré par la céramique massive est plus important que celui délivré par nos couches minces, notamment du fait d'une meilleure cristallisation à une température plus élevée (autour de $1300\text{ }^{\circ}\text{C}$ contre 650°C dans notre procédé de fabrication). Cependant, cela n'est pas préjudiciable aux fonctions de la semelle puisque les niveaux de tensions recueillis (quelques centaines de mV) sont suffisants pour être numérisés.

La dernière partie de ce chapitre a porté sur le test de la fonction de transfert K pour la conversion de données, après application de contrainte à un capteur. Deux fichiers ont été obtenus contenant pour le premier des données de forces enregistrées par la machine de traction-compression et dans le deuxième des données de tensions enregistrées par la carte d'acquisition MyDAQ. Le but de cet essai est de convertir les données tensions obtenues à l'aide de l'équation théorique et la fonction de transfert en données force et de les comparer avec la courbe de force obtenue avec la Shimadzu. Les résultats de la superposition des courbes ont permis d'identifier des problèmes et de les corriger, et finalement de déduire une nouvelle méthode pour la conversion de données.

Grâce à la méthode des trapèzes améliorée, les données reçues du capteur peuvent être directement converties en force. Les résultats obtenus dans ce chapitre vont permettre de construire la courbe du cycle de la marche, d'identifier les points de pression du pied et la posture du patient, atteignant ainsi l'objectif fixé dans cette partie de la thèse.

Chapitre 4 Acquisition et transmission des données du capteur

4.1	Introduction	65
4.2	Définition du protocole de communication.....	66
4.3	Cartes d'acquisition de données ADAFRUIT	66
4.3.1	Carte d'acquisition nRF52.....	66
4.3.1.1	Présentation de la carte nRF52832	66
4.3.1.2	Impédance de la carte d'acquisition	67
4.3.1.3	Protocole de communication BLE (BLUETOOTH LOW ENERGIE)	68
4.3.1.4	Réalisation du circuit de transmission.. ..	70
4.3.1.5	Mesure de l'impédance équivalente du système de transmission.....	71
4.3.1.6	Transmission Bluetooth	72
4.3.1.7	Tests et comparaisons.....	73
4.3.2	Carte d'acquisition ESP32.....	75
4.3.2.1	Présentation de la carte.....	75
4.3.2.2	Fonctionnement de la carte	75
4.3.2.3	Connexion séries avec la carte ESP32	76
4.3.2.4	Connexion wifi avec la carte ESP32.....	77
4.3.3	Construction d'une Interface graphique	79
4.3.3.1	Logiciels et langages	79
4.3.3.2	Interface.....	80
4.3.3.3	Test et comparaison.....	83
4.4	Conclusion.....	85

4.1 Introduction

Si on parle du marché du numérique, on parlera sûrement de l'IOT (internet des objets), une technologie révolutionnaire qui permet de relier des appareils à un réseau de connexions sans fils. On estime aujourd'hui à environ 30 milliards le nombre d'objets connectés avec un accroissement de plus de 20% chaque année [68], des statistiques alléchantes qui ont poussé les industriels à suivre cette tendance vers un monde ultra connecté. L'avancée de 'Internet Of Things' a fait que de plus en plus de dispositifs se débarrassent de la charge des fils pour adopter un protocole permettant une meilleure mobilité et une simple utilisation. Le choix du protocole sans fils à utiliser dépend des caractéristiques de l'application (Acquisition de données, commandes, détection...etc.) et du cahier des charges fixé (consommation, débit, prix...etc.). La variété des protocoles de communication fait que pour chaque besoin, projet, il existe toujours une technologie optimale.

Le chapitre 4 aborde la partie communication du dispositif de suivi de la marche à réaliser. Il est important d'équiper la semelle d'un système d'acquisition et de transmission de données qui devra permettre de suivre le patient pendant la réalisation de ses activités quotidiennes, sans l'encombrer ou affecter ses mouvements. Le choix d'un système de communication embarqué était évident cependant le moins évident fut le choix du protocole de communication et du système d'acquisitions.

L'utilisation de plusieurs capteurs dans la semelle fait qu'un nombre important de données seront envoyées pour chaque sollicitation des capteurs. De ce fait, le protocole de communication le plus adapté doit avoir un haut débit pour être capable de recevoir et envoyer les informations avec une transmission sans fils. Le Bluetooth et le Wifi semblent être les protocoles les plus adaptés à notre utilisation. Afin de tester ces deux protocoles de communications, deux cartes sont choisies pour la réalisation d'acquisition et de transmission de données, à savoir : La carte nRF52 [69] avec son module Bluetooth et la carte ESP32 [70] avec son module WIFI. Après identification du protocole de communication et de la composante physique équivalente, la suite est l'optimisation de la chaîne de transmission, avec la configuration du système d'acquisition pour l'adapter au capteur et la construction de la plateforme de récupération des données qui va servir d'interface pour afficher les données et les sauvegarder.

L'objectif principal de ce chapitre est de permettre aux lecteurs d'avoir une idée générale des travaux réalisés dans la partie communication concernant les dispositifs, montrer les difficultés et les problèmes rencontrés et présenter enfin les solutions proposées et les résultats obtenus.

4.2 Définition du protocole de communication

Le système de transmission des données choisi est une communication sans fil qui permet d'avoir un suivi régulier du patient. Il est important de prendre en considération la mobilité et le confort dans la réalisation du dispositif en supprimant tout ce qui pourrait être encombrant. Plusieurs capteurs sont susceptibles d'être placés dans la semelle connectée, d'où le besoin d'un protocole avec un débit élevé.

Après plusieurs réflexions, deux protocoles ont retenu notre attention : le Bluetooth et le WIFI. La popularité de ces protocoles de communication fait qu'il existe plusieurs cartes d'acquisitions et des documentations utilisant cette technologie. Le choix de cette carte d'acquisition doit satisfaire plusieurs critères que nous listons ici :

- Faible consommation d'énergie,
- Plusieurs entrées/sorties analogiques,
- Petite taille pour minimiser l'encombrement,
- Faible coût.

Les recherches bibliographiques sur les dispositifs de suivis de la marche nous ont permis d'identifier plusieurs pistes [22]. L'entreprise Adafruit [71] développe des cartes d'acquisitions avec différentes spécificités. Ainsi, pour les besoins de notre projet, nous nous sommes intéressés à deux types de cartes à savoir, la nRF52832 avec un module Bluetooth intégré et la carte ESP32 dotée d'un module WIFI.

4.3 Cartes d'acquisitions des données ADAFRUIT

Actuellement la plateforme Adafruit propose une multitude de produit pour diverses applications. L'avantage de cette plateforme est qu'en plus du produit physique, des bibliothèques et des exemples pratiques de projets et de programmes sont disponibles pour aider l'utilisateur dans ces premiers tests. L'approche pédagogique et la disponibilité des dispositifs permettent de s'orienter plus facilement vers des produits issus de cette plateforme, que cela soit pour des technologies avec des modules wifi ou Bluetooth.

4.3.1 Carte d'acquisition nRF52

4.3.1.1 Présentation de la carte nRF52832

La nRF52832 d'Adafruit Feather est une carte d'acquisition (cf. Figure 66) dotée d'un module de communication Bluetooth Low Energy, elle contient plusieurs caractéristiques dont les plus importantes sont :

- Taille (51mm x 23mm x 8mm)
- Mémoire flash 512KB
- RAM 64KB
- Bluetooth faible énergie
- Tension d'alimentation 1.8-3.6 V
- Courant 1.6 μ A
- 32 pins configurables

- Convertisseur série USB intégrée pour une programmation et un débogage rapide et efficace.

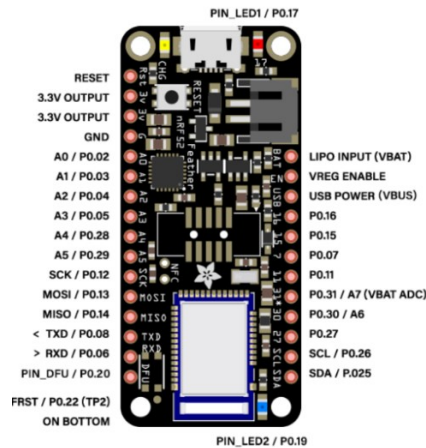


Figure 66 schéma de la carte d'acquisition Adafruit Feather nRF52832 [69].

La carte Adafruit peut être alimentée soit par un câble USB en utilisant notre ordinateur, soit par une batterie lithium 3.7V externe très peu encombrante comme nous le verrons plus tard. La carte NRF52 est dotée d'un convertisseur analogique/numérique qui permet de numériser les signaux. Le langage de programmation de la carte est en libre accès, des bibliothèques IDE Arduino sont disponibles sur le site du fournisseur. Il est également possible de programmer la carte en C ou en Python.

4.3.1.2 Impédance de la carte d'acquisition

Connaitre l'impédance de la carte est une information très importante et indispensable pour notre étude. En effet, la sensibilité du capteur piézoélectrique est à prendre en considération pour la construction du système d'acquisition, d'où l'importance de connaitre l'impédance équivalente de la carte. Pour cela, la carte est branchée en série avec un générateur de tension alternatif et une résistance variable (cf. Figure 67).

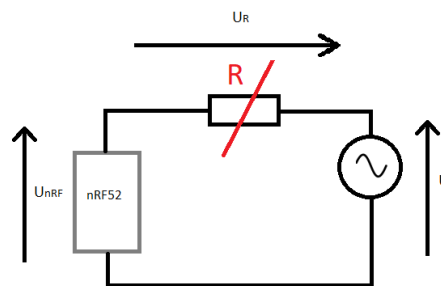


Figure 67 Circuit diviseur de tension pour la mesure de la résistance de charge de la carte nRF52832.

La mesure consiste à relever la valeur de la tension U_{NRF} en variant la résistance R , jusqu'à avoir $U_{NRF} = U/2$. La valeur de R qui satisfait cette condition est aussi égale à la valeur de la résistance de charge de la carte. Les résultats de mesure montrent que la résistance de charge de la nRF52832 est de $1\text{ G}\Omega$.

4.3.1.3 Protocole de communication BLE (Bluetooth Low Energie)

BLE (Bluetooth Low Energie) est une nouvelle technologie complémentaire au Bluetooth classique, c'est un protocole de communication sans-fil ayant une faible consommation d'énergie. Il a été introduit par l'organisme Bluetooth SIG (Special Interest Group est l'organisme qui supervise l'élaboration de normes Bluetooth et octroie les licences de la marque et de la technologie Bluetooth aux fabricants [72]) avec la spécification Core Bluetooth 4.0 en juin 2010 [73], apportant des améliorations comme le résume le Tableau 11, notamment dans l'augmentation de l'autonomie énergétique pour rendre le produit moins gourmand.

Specifications	Classic Bluetooth	Bluetooth Low Energy (BLE)
Range	100 m	Greater than 100 m
Data Rate	1-3 Mbps	1 Mbps
Application Throughput	0.7 -2.1 Mbps	0.27 Mbps
Frequency	2.4 GHz	2.4 GHz
Security	56/128-bit	128-bit AES with Counter Mode CBC-MAC
Robustness	Adaptive fast frequency hopping, FEC, fast ASK	24-bit CRC, 32-bit Message Integrity Check
Latency	100 ms	6 ms
Time Lag	100 ms	3 ms
Voice Capable	Yes	No
Network Topology	Star	Star
Power Consumption	1 W	0.01 to 0.5 W
Peak Current Consumption	less than 30 mA	less than 15 mA

Tableau 11 Différence entre le Bluetooth classique et le Bluetooth LE (Low Energy) [74]

Compte tenu de ses performances avec son coût réduit, son interopérabilité multi-vendor (Apple/microsoft...etc.) et sa faible consommation d'énergie, le BLE est vite devenu la norme en ce qui concerne les communications de courtes durées. On le retrouve notamment dans les secteurs utilisant des capteurs (santé, mécanique, électronique...etc.), dans l'interconnectivité entre plusieurs appareils IOT (Internet Of Things), mais aussi dans les appareils désirant prolonger l'autonomie de leur batterie (smartphones, accessoire sans-fils, tablettes).

La carte nRF52832 d'Adafruit feather est dotée d'un module Bluetooth faible Energie. Une connexion BLE se compose de seulement deux appareils, l'un étant appelé « central » (la carte NRF52) et l'autre appelé « périphérique » (téléphone). Chaque appareil communique avec l'autre sur une période donnée appelée « intervalle de connexions » (minimum de 7,5 ms et une cadence de 1,25 ms). Chaque instant de communication entre deux appareils est appelé un « événement de communication ».

La Figure 68 présente les différents intervalles de connexions propres à chaque appareil :

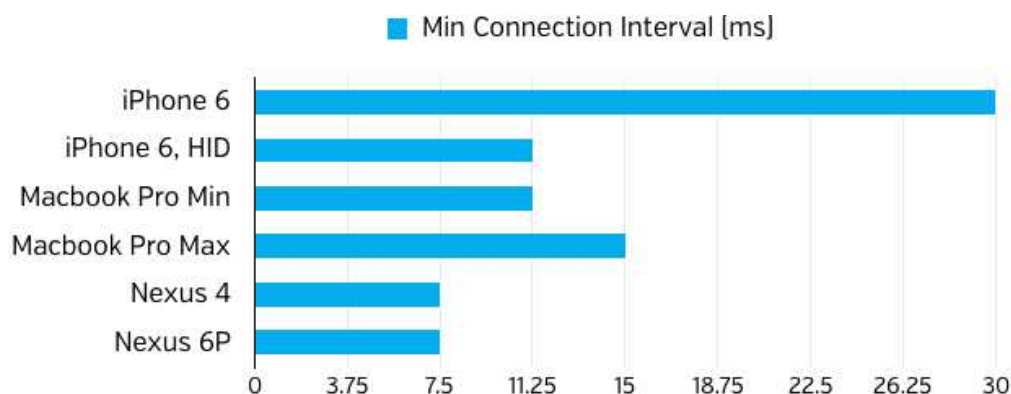


Figure 68 Illustration des intervalles de connexions de quelques appareils courants [75].

A titre d'exemple, pour un iPhone 6 l'intervalle de connexions est de 30 ms (cf. Figure 68), pour chaque événement de connexions, on peut envoyer un nombre de paquets bien déterminés. Il est important de savoir que le nombre maximum de paquets par événement de connexions dépend de la pile/chipsets BLE [75] présente dans chaque appareil. Dans tous les cas, ce nombre de paquets est limité à 4 paquets par événement de connexions avec iOS et à 6 paquets par événement de connexions sous Android (voir Figure 69).

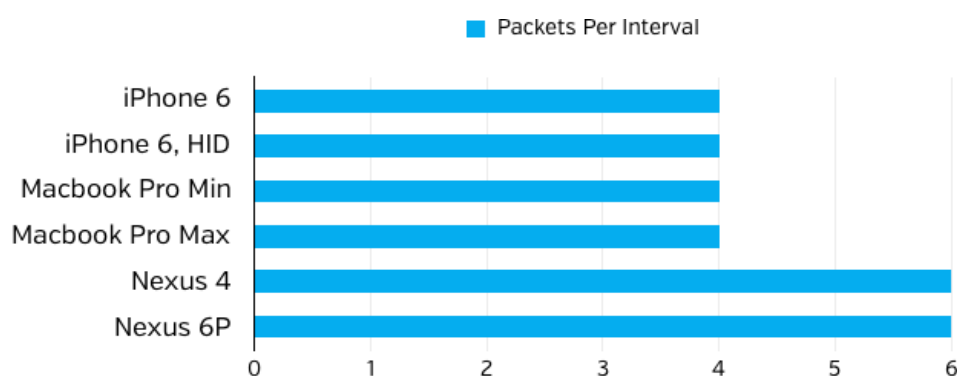


Figure 69 : Illustration de nombre de paquets par intervalles pour quelques appareils [75].

Le fonctionnement de la transmission avec le Bluetooth Low Energie prend en compte le type de téléphone. Afin de changer l'intervalle de connexions et d'avoir une donnée tous les 11.25 ms (qui représente le minimum de temps pour l'intervalle de connexion pour un téléphone Apple, par défaut la carte envoie des données toutes les 30ms), il faut ajouter une ligne de code au programme téléversé préalablement dans la carte Adafruit Feather Nrf52.

Bluefruit.Periph.setConnInterval(9, 12);

Cette ligne de code permet de définir l'intervalle de connexions, le programme va être obligé de fonctionner dans cet intervalle en faisant abstraction de la valeur minimale par défaut de 30 ms.

Les valeurs choisies pour l'intervalle de connexions sont définies de la manière suivante :

$$Min = 9 \times 1.25 = 11.25 \text{ ms} \quad ; \quad Max = 12 \times 1.25 = 15 \text{ ms}$$

Remarque : Les valeurs (9,12) sont choisies pour être compatible avec les appareils Apple. Pour les appareils sous Android, il faut prendre plutôt les valeurs (6,12) pour un fonctionnement minimal de 7.5 ms.

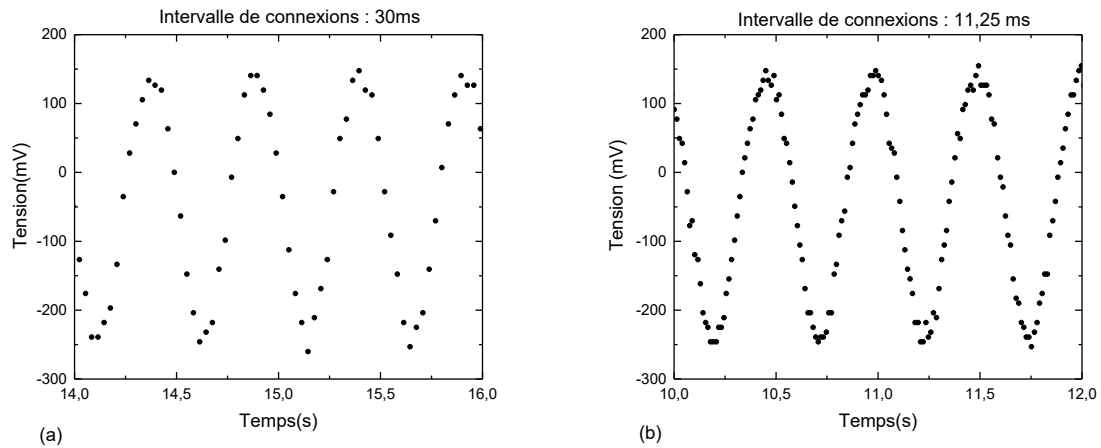


Figure 70 Résultats de l'acquisition des données avec la carte nRF52832 pour : (a) un intervalle de connexions 30 ms et (b) un intervalle de connexions 11.25 ms.

La Figure 70 présente les résultats de l'acquisition des données avec la carte nRF52832, sur la Figure 70 (a) l'acquisition s'est déroulée en utilisant les paramètres par défaut avec un intervalle de connexions de 30 ms, la Figure 70 (b) présente les résultats après modification de l'intervalle de connexions à 11.25ms. Les deux courbes représentent les résultats de l'acquisition des données d'un capteur excité à l'aide d'un pont Lego (cf. avec une fréquence constante, nous remarquons que sur les deux courbes, on obtient la même allure de forme sinusoïdale. Cependant, la courbe obtenue avec un intervalle de connexion de 11.25 ms donne un résultat plus précis que celle obtenue avec 30 ms d'intervalle.

En résumé, Il est important de bien connaître le dispositif de transmission des données à utiliser et ses limites de fonctionnalités. Pour la carte nrf52 avec la connexion Bluetooth, l'intervalle de connexions est limité à des valeurs qui dépendent de l'appareil récepteur.

4.3.1.4 Réalisation du circuit de transmission

Le signal obtenu à la sortie du capteur, après application des contraintes mécaniques, est un signal alternatif qui contient des valeurs positives et négatives. Comme la carte d'acquisition Adafruit feather nRF52 ne peut récupérer que les signaux positifs du capteur, il faut remédier à cela en utilisant un diviseur de tension pour intégrer un offset (Cf. figure 7). Ce circuit va permettre d'avoir un signal complètement positif que la carte peut numériser entièrement.

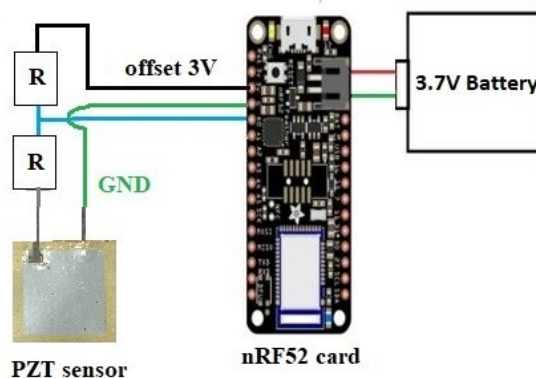


Figure 71 Circuits d'acquisition des données avec la carte Adafruit feather nRF52.

La carte Nrf52 est alimentée avec une batterie externe en lithium (3,7 V), en plus des entrées/sorties numérique/analogique, la carte contient des sorties d'alimentation 3V et 3.3V. La sortie 3V est utilisée comme offset pour le signal de sortie du capteur comme le montre la Figure 71.

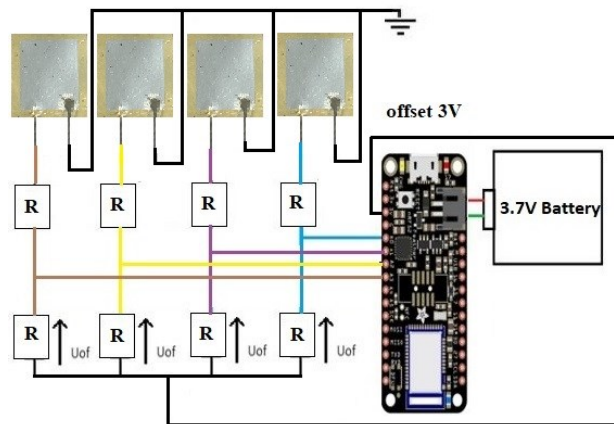


Figure 72 Circuits d'acquisition des données de quatre capteurs avec la carte Adafruit feather nRF52.

La semelle piézoélectrique à réaliser sera constituée de plusieurs capteurs. Ainsi, dans le but de tester le fonctionnement du système d'acquisition, quatre capteurs sont utilisés ici. Pour chaque capteur, un diviseur de tension est implémenté pour éviter les problèmes d'interférences entre les signaux, le même offset de 3V est utilisé pour tous les capteurs comme le montre la Figure 72.

4.3.1.5 Mesure de l'impédance équivalente du système de transmission

Afin d'optimiser le fonctionnement du capteur, il est important de connaître l'impédance équivalente du circuit de transmission. Comme nous l'avons vu précédemment, la carte d'acquisition nRF52 a une impédance de 1 GΩ, l'ajout des diviseurs de tensions modifiant la valeur de l'impédance totale. Par conséquent, il est important de connaître l'expression de l'impédance du système de transmission déduit à partir du schéma équivalent du circuit afin de déterminer la nouvelle valeur de cette impédance (cf. Figure 73).

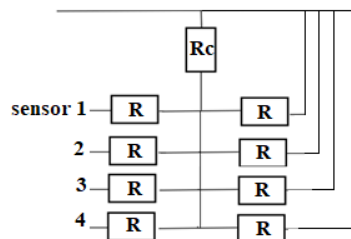


Figure 73 Schéma équivalent du système d'acquisition des données pour quatre capteurs.

Le schéma équivalent montré sur la Figure 73 a permis de définir la formule (4.1) qui représente l'impédance totale du système d'acquisition.

$$R_{eq} = \frac{R}{4} + \frac{1}{\frac{1}{R_C} + \frac{4}{R}} \quad (4.1)$$

R : résistance du diviseur de tension, R_C : impédance de la carte d'acquisition nRF52.

L'impédance de la carte d'acquisition étant fixe, seules les résistances des diviseurs de tension peuvent être optimisées. Pour une résistance $R = 2 \text{ M}\Omega$, l'impédance équivalente du circuit est de $1 \text{ M}\Omega$. Ainsi, afin de comparer les résultats obtenus avec la carte et ceux avec l'oscilloscope, nous allons travailler par la suite avec une impédance de $1 \text{ M}\Omega$.

4.3.1.6 Transmission Bluetooth

Le module Bluetooth intégré dans la carte Adafruit feather nRF52, permet de communiquer avec tous les appareils Android et IOS (système d'exploitation mobile Apple) dont la version Bluetooth comporte la technologie faible Energie (disponible à partir de la version Bluetooth 4.0). Pour pouvoir tester le Bluetooth de la carte, l'application Adafruit Bluefruit LE Connect [76] peut être utilisée directement. Elle représente une base d'application qu'on peut développer et personnaliser pour l'adapter aux besoins de l'utilisation. Pour établir une connexion Bluetooth avec nRF52, il faut suivre les étapes suivantes :

- ✓ Construire le programme IDE Arduino pour la lecture des pins et le transfert des données. Le programme contient trois parties principales :

- Introduction des bibliothèques
- Déclaration des variables

Configuration du BLE

- Intégration des fonctions de calculs, implémentation des données
- Définition du type d'affichage (graphiques, données)
- Définition du fonctionnement de la boucle (marche, arrêt, fréquence d'échantillonnage)

- ✓ Compilation du programme et début des tests de transmission des données. Après téléversement du programme, le téléphone détecte directement un périphérique nommé Blufruit52, il suffit ensuite de se connecter à ce périphérique pour être en liaison avec la carte nRF52.

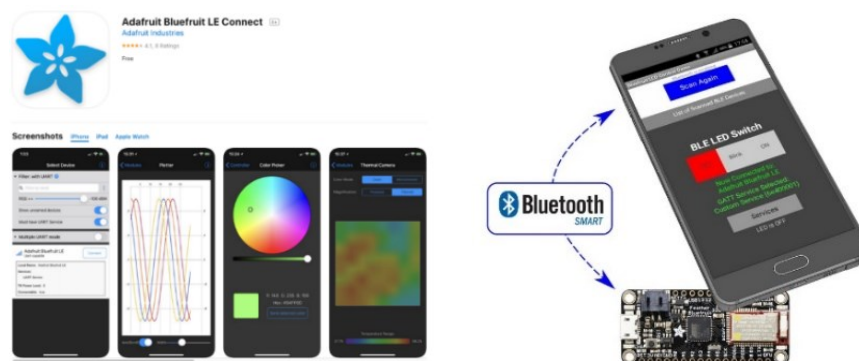


Figure 74 application Adafruit Bluefruit LE Connect [77].

L'application Adafruit Bluefruit LE Connect (cf. Figure 74) est développée afin de faciliter l'utilisation de la carte nRF52. En effet, les constructeurs ont travaillé sur une plateforme de base permettant de commencer des projets sans forcément avoir besoin de compétences élevées en programmation. Cette application peut être complétée au fur et à mesure d'implémentation du programme. Il existe plusieurs modèles de plateformes selon le besoin et l'utilisation. Pour la commande, on utilise des boutons et des curseurs, pour l'affichage il est possible d'utiliser des graphes, des cartographies, comme il est possible d'avoir un déroulement de données en direct. Les fichiers peuvent être sauvegardés sous plusieurs formats (txt, csv), dans des espaces cloud, google drive ou bien directement envoyés par mail. La disponibilité des exemples et des documentations sur la plateforme permet à chaque utilisateur de personnaliser son application pour répondre aux besoins de l'utilisation.

4.3.1.7 Tests et comparaisons

Dans cette partie, une comparaison des tests d'acquisition des données est réalisée entre le système de transmission Bluetooth de la carte nRF52 et les résultats obtenus avec un oscilloscope, comme le montre le schéma récapitulatif de la manipulation sur la Figure 75.

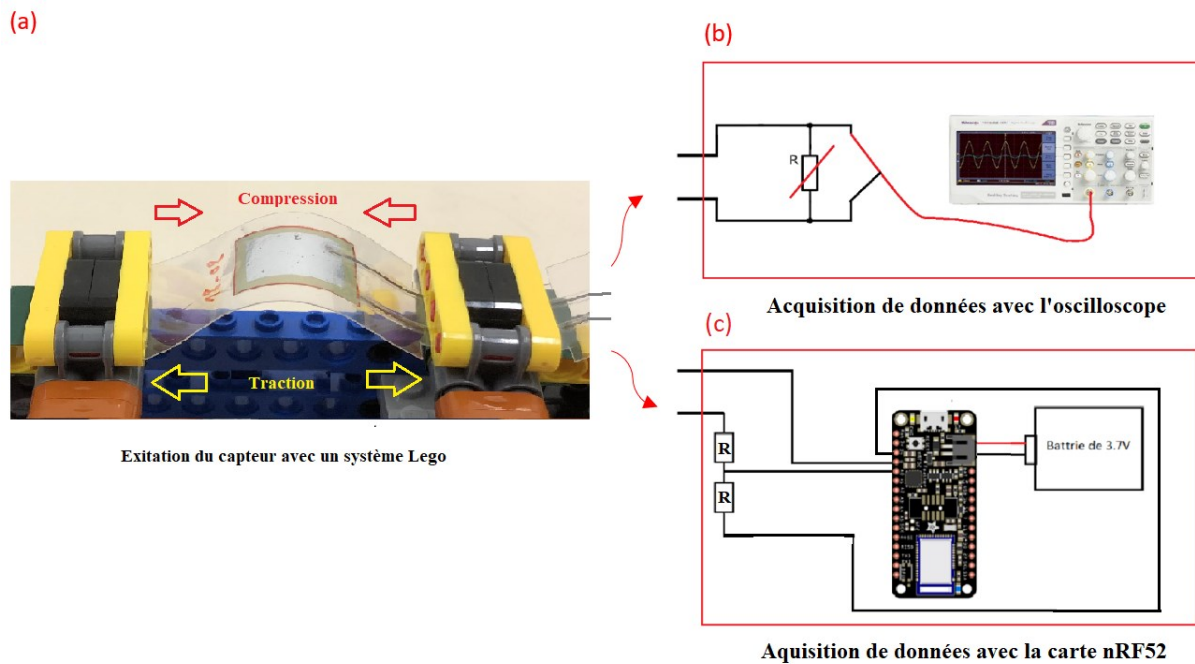


Figure 75 Schéma des essais d'acquisition des données d'un capteur sur un pont lego (a) utilisant l'oscilloscope (a) et avec la carte d'acquisition nRF52(b).

Dans un premier temps nous allons réaliser l'acquisition des données d'un capteur avec la carte d'acquisition nRF52 avec une impédance équivalente de $1M\Omega$, nous allons ensuite réaliser la même acquisition des données avec un oscilloscope équipé d'une sonde de $1M\Omega$. Le capteur sera excité à l'aide d'un pont lego (cf. figure 11) pour les deux essais d'acquisition réglés à la même fréquence. Les résultats de l'acquisition des données avec les deux systèmes sont présentés sur la Figure 76.

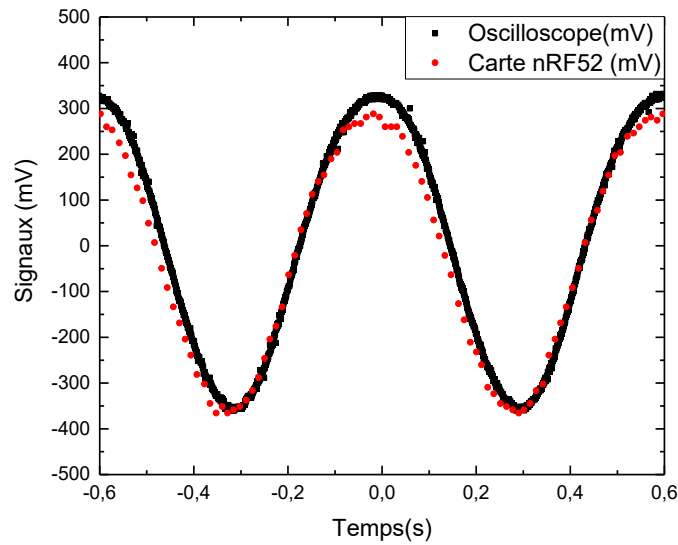


Figure 76 Résultats d'acquisition de données d'un capteur PZT enregistrées avec un oscilloscope et avec la carte nRF52.

Sur la Figure 76 sont présentées deux courbes correspondantes à deux systèmes d'acquisitions. Les deux courbes affichent la même allure, mais nous remarquons qu'avec l'oscilloscope nous avons plus de points, contrairement à la carte nRF52 qui est limitée à une donnée toutes les 11.25ms. L'amplitude des deux courbes est la même ce qui permet de confirmer la valeur de l'impédance du système d'acquisition de $1M\Omega$ équivalente à celle de la sonde utilisée. L'étape de test suivante consiste à brancher quatre capteurs sur la carte d'acquisition et de réaliser des essais d'acquisition de données. Les premiers tests réalisés ont montré qu'il y avait un problème d'interférence entre les différents pins de la carte, à chaque excitation d'un capteur on a non seulement le pin correspond qui enregistre le signal mais également les pins voisins. Pour remédier à ce problème, nous avons modifié le programme pour lire les pins deux fois comme le montre le schéma de la Figure 77.

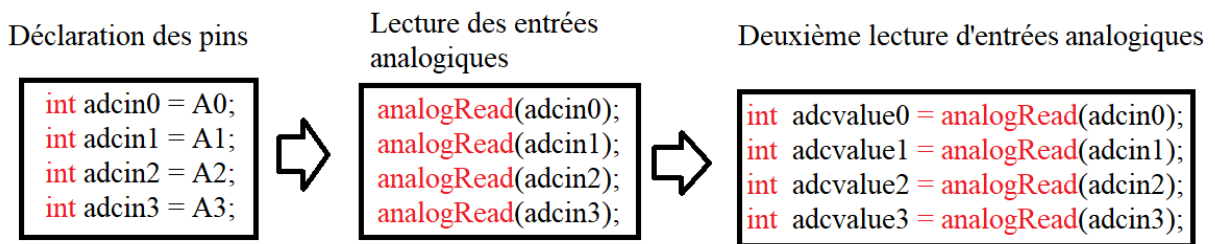


Figure 77 Schéma blocs des étapes de la lecture des pins pour la carte nRF52.

Les améliorations et modifications réalisées sur le système d'acquisition de données doté de la carte nRF52 a permis d'obtenir un système opérationnel et bien optimisé, cela en ajoutant un circuit externe à la carte et en modifiant les paramètres du code source.

4.3.2 Carte d'acquisition ESP32

4.3.2.1 Présentation de la carte

L'internet des objets est un domaine qui nécessite un accès à internet pour assurer une communication permanente avec l'utilisateur. En ce sens, l'ESP32 présente une solution très intéressante. C'est une carte électronique assez simple, qui utilise des langages de programmations open source (Arduino IDE, C, Python), compatible avec les modules complémentaires. La taille de la carte, inférieure à 3cm x 5cm, représente un véritable avantage dans l'embarqué avec plusieurs connectivités et entrées/sorties, numériques/analogiques. En termes de connectivité, l'ESP32 contient un module Wi-Fi intégré dans son architecture (cf. Figure 78).

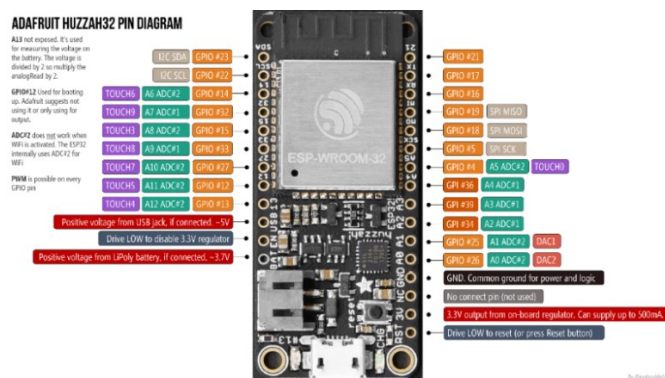


Figure 78 Carte d'acquisition Feather Huzzah ESP32[78].

Dans ce travail de thèse, nous allons utiliser la carte Feather Huzzah ESP32, c'est le modèle le plus récent des cartes Adafruit basé sur le microcontrôleur ESP32 cadencé à 240 MHz. Elle contient plusieurs caractéristiques dont on peut citer les plus importants :

- Alimentation : 3,7 Vcc (batterie en lithium)
- Mémoire flash : 4 MB
- Mémoire SRAM : 520 KB
- Connecteur micro-USB
- Interface Wifi et Bluetooth compatible BLE
- Pins configurables entrées/sorties
- Antenne intégrée
- Dimensions : 51 x 23 x 8 mm
- Poids : 7 g

4.3.2.2 Fonctionnement de la carte

La carte Huzzah ESP32 a les mêmes caractéristiques que la carte nRF52, une impédance de $1M\Omega$ et ne peut récupérer que les signaux positifs, d'où la nécessité d'intégrer également un offset. Les entrées de la carte ESP32, par contre, sont limitées à 3,3V. Dans ce cas, il est nécessaire d'ajouter un pont diviseur de tension pour diminuer la valeur de l'offset. Théoriquement, le pont permet de diviser la tension par deux (1,65V), expérimentalement la

tension obtenue est de 1,5V. On soustrait cette valeur aux données enregistrées pour obtenir la tension correspondante au signal à la sortie du capteur (cf. Figure 79).

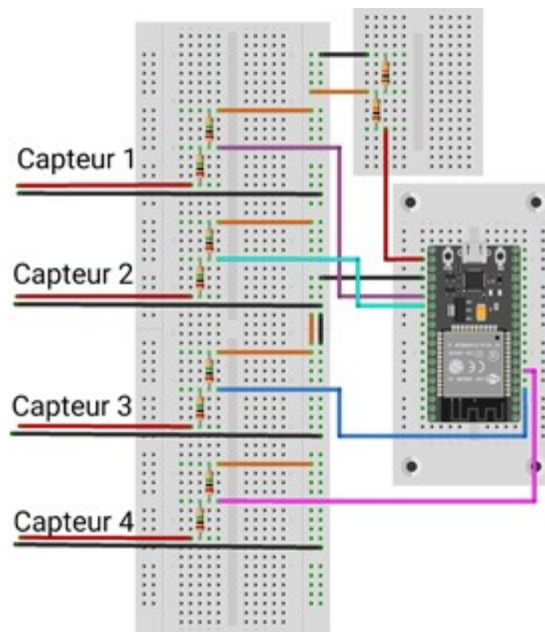


Figure 79 Circuits d'acquisition des données de quatre capteurs avec la carte Huzzah ESP32

Comme le montre la Figure 79, nous avons ajouté pour chaque capteur un diviseur de tensions pour intégrer l'offset, les sorties des quatre capteurs étant connectées à la carte d'acquisition ESP32 pour la récupération des données. Deux types de communication ont été réalisés pour tester la carte : une connexion filaire en utilisant le port USB de la carte et une connexion sans fils WIFI, cela en utilisant la plateforme IO.Adafruit [79] du constructeur.

4.3.2.3 Connexions série avec la carte ESP32

La connexion série est réalisée en utilisant le port USB de la carte ESP32 et un logiciel appelé PuTTY[80], c'est un émulateur qui permet de lire directement les données reçues à l'entrée de chaque port USB de l'ordinateur comme le montre la Figure 80.

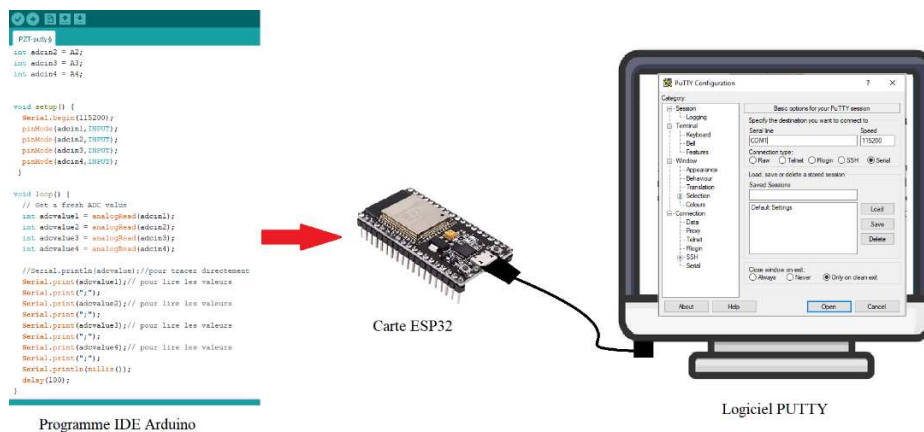


Figure 80 Illustration de l'acquisition des données série avec la carte ESP32.

Les pins actifs enregistrent les données sur la carte, puis les envoient via USB, à l'aide du logiciel PuTTY, nous avons la possibilité de visualiser le déroulement des données en direct et de les enregistrer dans un répertoire bien défini, l'utilisation de cette méthode a permis de réaliser une première connexion avec la carte et de tester les pins avant de passer à une connexion sans fil.

4.3.2.4 Connexion wifi avec la carte ESP32

Dans cette partie, au lieu de travailler avec une connexion série, nous allons utiliser la connexions sans fil en exploitant le module wifi de la carte, et comme dans le cas de la carte nRF52, une plateforme web est disponible sur le site d'Adafruit appelée io.adafruit [79], qui permet de construire une application afin de collecter des données depuis des objets connectés et de les afficher sur nos appareils (ordinateur, tablette, téléphone), comme le montre la Figure 81. La plateforme est principalement destinée à afficher et à enregistrer les données mais d'autres fonctionnalités sont disponibles permettant de contrôler des objets connectés.

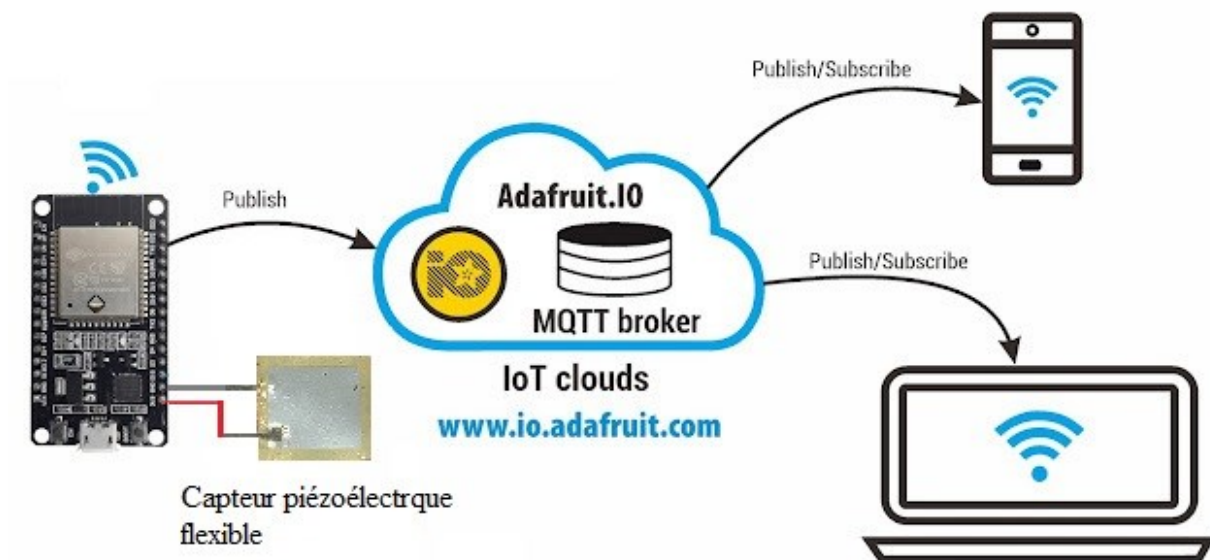


Figure 81 Représentation de la structure de communication Wifi de la carte ESP32.

Pour la construction d'une application à l'aide de la plateforme de connexion IO. Adafruit, il est nécessaire de suivre les trois étapes suivantes :

Profile : il est important de créer un profil personnel avec l'adresse e-mail et le nom d'utilisateur du compte enregistré, cette opération permettra de personnaliser l'application et de bénéficier d'un espace de stockage propre à l'utilisateur. La création d'un compte permet de mieux gérer les projets avec la possibilité de partager le travail avec d'autres utilisateurs et de créer des groupes. Il permet aussi de gérer les flux et les données, de supprimer toutes les données créées et de modifier les paramètres.

Feeds [81]: c'est l'étape paramétrage de l'application, elle permet d'initialiser les paramètres de connexions et les conditions d'utilisations tels que: identifier le réseau de transmission, choisir le type de connexions (privé/public), le partage des données, le répertoire de sauvegarde, etc. Le Feeds permet de définir la structure de l'application en se basant sur le type d'utilisation souhaité.

Dashboards[82] : permettent de choisir le type de fonctionnalité voulu pour l'application, soit visualiser les données ou bien contrôler les projets connectés, pour la construction de l'interface une liste de bloc de configuration varié est proposée : graphiques, curseurs, boutons bascules, jauge... etc. (cf. Figure 82).

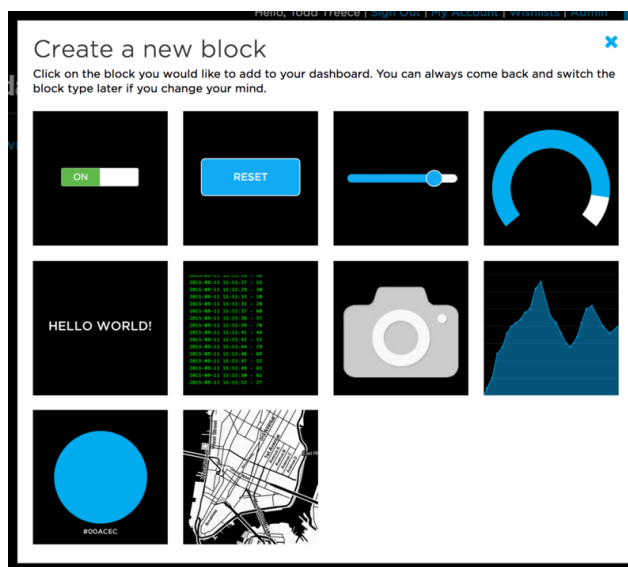


Figure 82 Blocs de construction d'application sur IO.Adafruit [82] .

L'application IO. Adafruit est très intéressante dans la mesure où elle permet de créer une application rapide et directement exploitable avec la carte ESP32. Nous avons de ce fait construit une petite plateforme permettant d'afficher la valeur reçue en utilisant deux blocs du Dashboards, un curseur et une courbe graphique comme le montre la Figure 83.

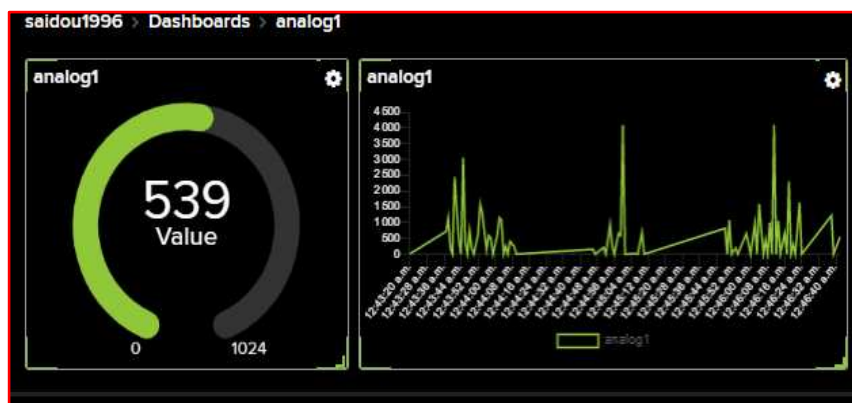


Figure 83 Présentation de l'application réalisée à l'aide de l'interface Web IO. Adafruit.

L'application obtenue permet de réaliser une connexion sans fils avec la carte ESP32. A l'aide de la plateforme IO. Adafruit, on peut visualiser le signal à la sortie du capteur et l'enregistrer directement dans un répertoire. L'utilisation de la plateforme web IO. Adafruit a l'avantage d'être simple et bien documentée pour une première utilisation de la carte. En revanche, la plateforme IO. Adafruit a des limites de fonctionnalités : un seul utilisateur peut se connecter à la fois, l'espace de stockage est limité à 1KB, ce qui bloque l'application quand un dépassement se produit, le design et les graphiques sont limités à ceux qui sont disponibles dans l'application, ce qui bloque les possibilités d'une personnalisation. La sécurité des données est aussi un problème que rencontre cette plateforme publique.

Afin d'avoir une application qui correspond au mieux à nos besoins et à nos attentes, l'étape suivante du travail est de réaliser directement une application web personnalisée sans passer par la plateforme IO. Adafruit.

4.3.3 Construction d'une Interface graphique

La récupération des données avec la carte ESP32 se fait à l'aide de la plateforme Web IO. Adafruit. Cependant, comme on l'a vu précédemment, il existe des limites à l'utilisation de cette plateforme. Nous avons donc décidé de réaliser notre propre interface graphique qui saura directement répondre aux besoins du dispositif. Il faudra avoir une interface graphique dans laquelle on peut afficher les données brutes des capteurs, en tension et en forces après conversion, en incluant aussi une cartographie du pied qui permette de voir les capteurs en activité avec la variation de couleur en fonction de l'intensité de la pression exercée.

4.3.3.1 Logiciels et langages

L'éditeur de code Visual Studio Code est utilisé pour la construction de notre interface graphique, c'est un éditeur du code développé par Microsoft en 2015 [83]. Il est l'un des premiers produits open source disponibles sur les systèmes d'exploitation Windows, Linux et Mac. Vs code (Visuel Studio Code) est développé avec le Framework Electron et conçu principalement pour développer des projets avec tout type de langage sans même avoir recours aux navigateurs. Pour notre projet, nous aurons besoin d'utiliser plusieurs langages et outils comme le résume le schéma de la Figure 84.

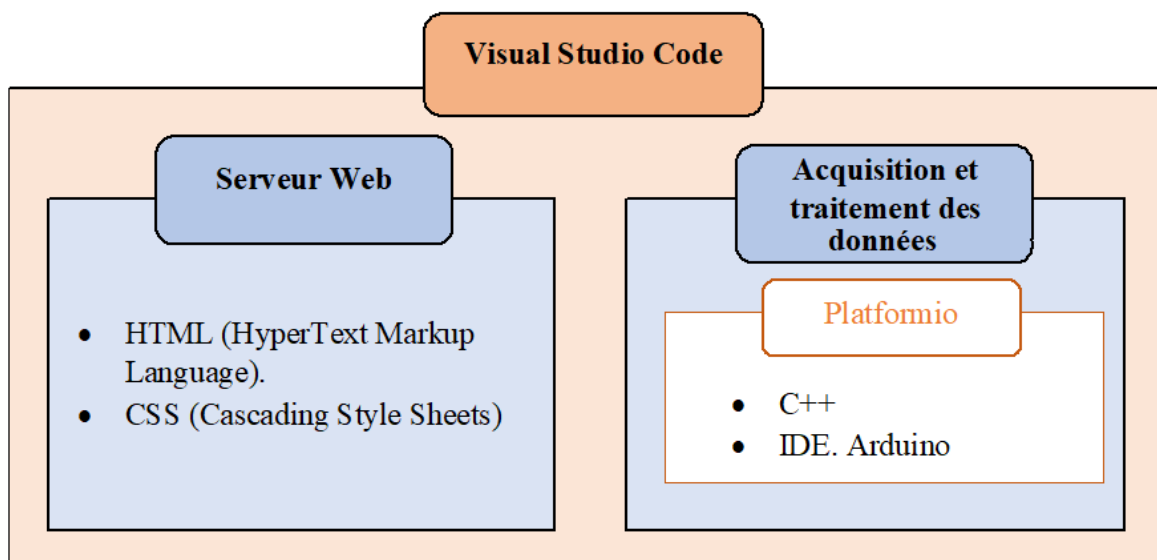


Figure 84 Schéma récapitulatif des langages utilisés pour la construction de l'interface graphique.

Une page web est constituée d'un script en JavaScript, un langage orienté objet avec lequel on traite nos données. La page web nécessite alors d'être structurée en HTML (HyperText Markup Language), qui permet de représenter l'interface de la page et sa présentation/design en CSS (Cascading Style Sheets).

VSCode dispose d'un gestionnaire d'extension qui nous permet d'installer PlatformIO indispensable à la réalisation de ce projet. PlatformIO est un écosystème open source dédié au

développement IoT qui permet de faire de la programmation embarqué C/C++, ce qui facilite la prise en main de nombreuses cartes de développement telle que la carte ESP32. Le langage utilisé ici pour contrôler l'ESP32 est le C++/Arduino. C'est avec ce langage qu'on est en mesure de manier le Wi-Fi, l'acquisition et la transmission des données vers l'interface et la page web.

4.3.3.2 Interface

L'interface graphique à réaliser doit répondre à un cahier des charges qui est dicté par les besoins du projet et des attentes du podologue, l'interface sera constituée de quatre parties principales séparées en quatre colonnes, chaque partie doit contenir les informations suivantes :

- Première colonne : Informations sur le patient et paramètres variables
- Deuxième colonne : courbes des données
- Troisième colonne : Animation
- Quatrième colonne : Enregistrement vidéo de l'animation

Une adresse IP (numéro d'identification/canal affecté à un appareil se connectant à un réseau internet) est assignée à l'ESP32. Elle permet d'accéder à la page web correspondante à l'interface graphique (cf. Figure 85).

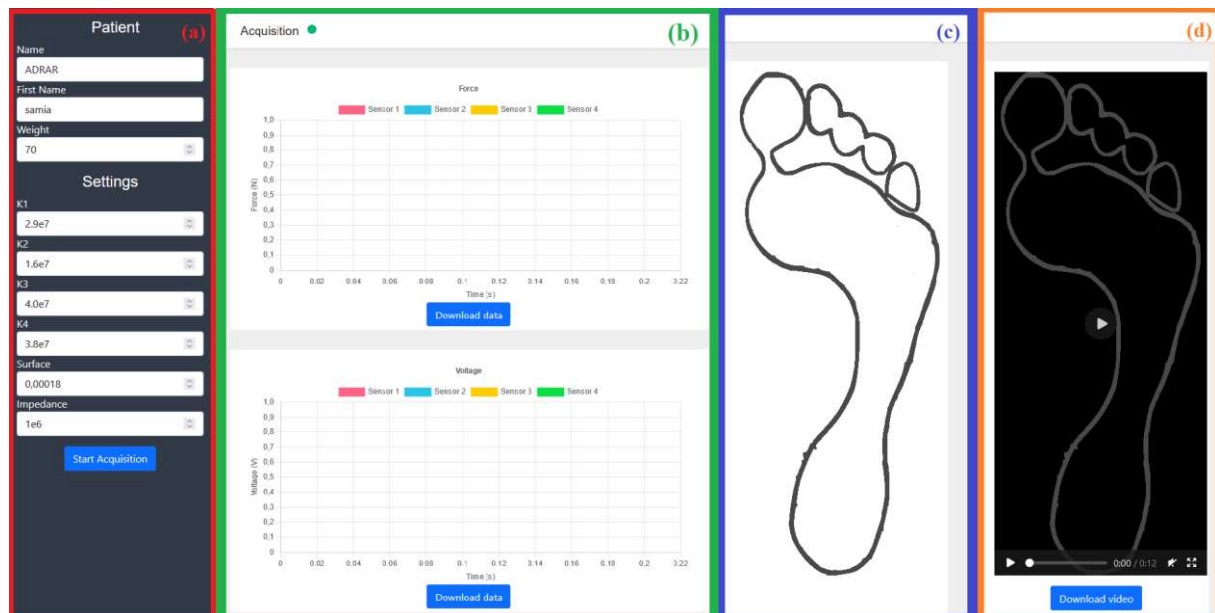


Figure 85 Interface graphique réalisée pour la récupération des données capteurs de la semelle piézoélectrique connectée.

La Figure 85 représente le schéma de l'interface graphique développée dans cette thèse, elle est constituée de quatre blocs principaux comme indiqué précédemment. Chaque bloc est conçu pour réaliser une tâche précise. Elles sont définies de manières suivantes :

Colonne (a) : Représente les entrées variables, elles sont séparées en deux parties, la première contient les informations du "Patient" permettant d'ajouter des données telles que le nom, le prénom et le poids du patient. La deuxième "Settings" (paramètres) permettant d'introduire directement les paramètres variables des capteurs. Lors de la phase du test de la semelle, des modifications peuvent être réalisées, par rapport à la surface du capteur, l'impédance équivalente du système et même pour la valeur de la rigidité piézoélectrique K qui est unique pour chaque capteur.

Colonne (b) : La création des courbes des données nécessite l'utilisation d'une bibliothèque JavaScript. Chart.js qui permet une visualisation claire des données et une utilisation simple. Dans notre projet, nous avons besoin de tracer deux courbes, la première représente les données brutes à la sortie des capteurs et la seconde représente les données capteurs après conversion mécanique.

Pour la courbe de tensions, les données sont reçues en intensité relative et non en Volt. La lecture de l'intensité par les entrées de la carte est comprise entre 0 et 4095 correspondant en volt à une plage entre 0 et 3,3V. La conversion se fait simplement en multipliant la valeur de l'intensité reçue par $3,3/4095$.

Pour la courbe des forces, la conversion en force (Newton) de la tension (Volt) est effectuée par intégration par partie, avec :

- T : Intervalle de temps choisi (20 ms).
- Z : Impédance du capteur (Ω).
- S : Surface du capteur (cm^2).
- K : Coefficient de conversion unique à chaque capteur ($\text{N} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{C}^{-1}$).
- U_t : Tension à l'instant (t)

La conversion des données passe par les équations (4.2) et (4.3) définie précédemment dans le chapitre 3.

$$dDz = \frac{T}{2 \cdot Z \cdot S} (U_t - U_{t+1}) \quad (4.2)$$

$$Dz(t) = \frac{T}{2} \times (dDz(t) - dDz(t - 1)) + Dz(t - 1) \quad (4.3)$$

Afin de réaliser une conversion directe, nous avons, à partir des équations (4.2) et (4.3), défini une seule équation permettant de calculer le déplacement de charge (Dz) à chaque instant (t) (cf. équations (4.4)).

$$Dz(t) = \frac{T^2}{4 \cdot Z \cdot S} \times (U_t + 2U_{t+1} + U_{t+2}) + Dz(t - 1) \quad (4.4)$$

Après calcul du déplacement de charge, il faut multiplier la valeur obtenue avec le facteur K pour avoir la valeur de la force comme le montre l'équation (4.5).

$$F [N] = K[\text{N} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{C}^{-1}] \cdot Dz(t)[\text{C} \cdot \text{m}^{-2}] \quad (4.5)$$

Après intégration des équations dans le programme, on obtient directement les courbes de forces correspondantes à chaque capteur.

Colonne (C) : L'animation a pour but d'associer les valeurs des données d'acquisition à une variation de couleur entre le rouge et le bleu en fonction de l'intensité de la contrainte appliquée au capteur. On crée un "canvas", un élément HTML sur lequel on peut "dessiner". Ici notre canvas s'assimile à une grille. Pour avoir cet effet "heat map", on utilise la formule de la gaussienne 2D :

- A : valeur du capteur en pourcentage.
- x_0 et y_0 : position du capteur.
- x et y : position dans la grille.
- σ_x et σ_y : écart type selon x et y, ici égaux pour avoir un cercle.

$$f(x, y) = A \exp \left[- \left(\frac{(x-x_0)^2}{2\sigma^2_x} + \frac{(y-y_0)^2}{2\sigma^2_y} \right) \right] \quad (4.6)$$

L'équation (4.6) est utilisée pour la modélisation de la gaussiennes en 2D (cf. Figure 86).



Figure 86 Empreinte d'un pied avec la modélisation de la gaussiennes en 2D pour deux capteurs.

Afin d'obtenir un schéma de l'empreinte du pied et la position exacte des capteurs, nous avons utilisé le logiciel Inkscape [84]. Ce dernier est un logiciel professionnel de dessin vectoriel pour Windows, Mac OS X et GNU/Linux. Nous avons en premier lieu chargé une empreinte du pied avec la position des capteurs sur le logiciel Inkscape, puis nous avons retracé sur le même fichier l'allure de l'empreintes comme le montre la Figure 87 (a), nous avons sauvegardé le fichier obtenu sous forme SVG, un format qui permet d'ouvrir le fichier sur une page web sous forme de code dans laquelle on peut récupérer directement la position des capteurs comme le montre la Figure 87(b).

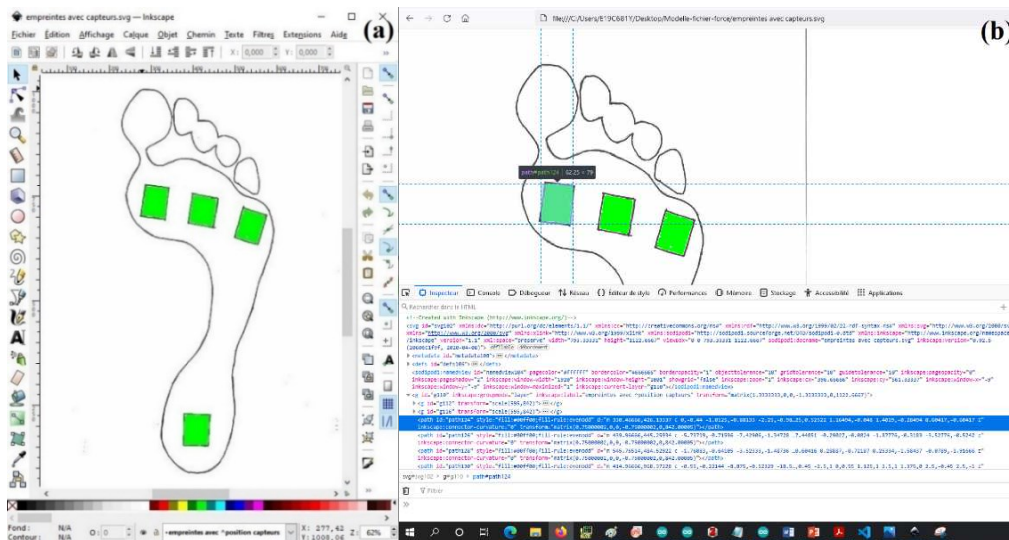


Figure 87 Représentation de l'empreinte du pied et des capteurs réalisées sur le logiciel InKscape (a), Récupération de la position des capteurs (b).

L'utilisation de l'application InKscape nous permet d'avoir la position exacte des capteurs dans la semelle, ce qui facilite les modifications, qui peuvent être réalisées concernant la forme du pied et le nombre de capteurs.

Colonne (d) : Ce bloc est utilisé pour enregistrer l'animation de la colonne (c) sous forme de vidéo. La librairie utilisée MediaRecorder nous permet de "filmer" un canvas. Lorsque l'acquisition débute, elle "filme" le canvas et restitue une vidéo de l'enregistrement à la fin de l'acquisition.

De plus l'interface graphique est équipée de boutons pour plusieurs fonctions :

- Bouton "Start Acquisition/Stop Acquisition": Lance et arrête l'acquisition des données au clic.
- Bouton "Download Data" : Télécharge les données relatives au graphique assigné. Il est possible de télécharger les données des tensions et des forces sous forme de fichier csv (Nom_Prénom_Force/Tension.cvs).
- Bouton "Download Video": Télécharge la vidéo de l'acquisition sous forme de fichier web (Nom_Prénom_video.webm).

4.3.3.3 Test et comparaison

L'interface graphique réalisée répond à toutes les exigences du cahier des charges. Afin de tester son bon fonctionnement, nous allons réaliser un essai d'acquisition des données d'un capteur piézoélectrique. Pour appliquer une contrainte nous allons utiliser la machine de traction compression Shimadzu dont on a fixé la capacité de charge à 180 N, comme le montre la Figure 88, la contrainte maximale réelle appliquée au capteur étant de 188 N.

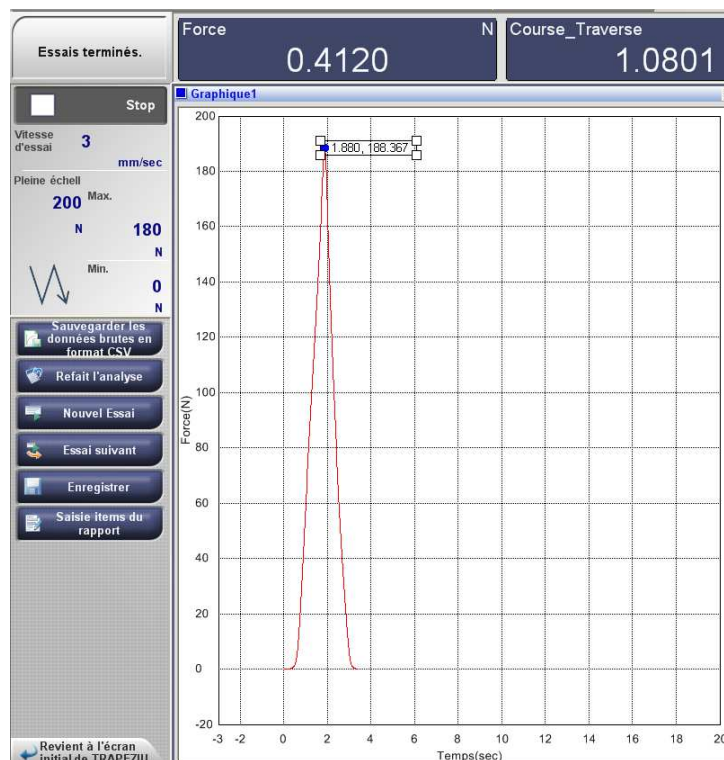


Figure 88 Courbe de force appliquée au capteur piézoélectrique par la machine de traction/compression Shimadzu.

Le capteur piézoélectrique est branché au pin A0 de carte ESP32, qui correspond à l'emplacement du talon, les données à la sortie du capteur vont être enregistrées puis envoyées directement par internet à l'application réalisée. Les résultats de l'acquisition sont affichés sur la Figure 89.

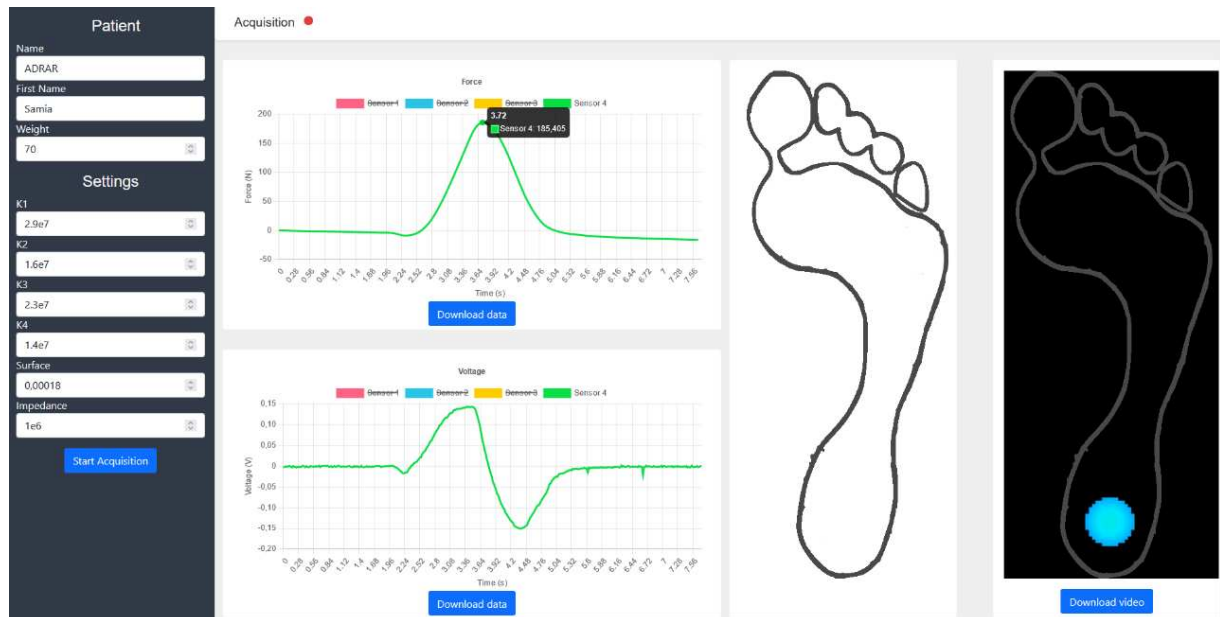


Figure 89 Résultats de la récupération des données affichées sur l'interface graphique.

Sur l'interface graphique présentée dans la Figure 89, nous avons les informations relatives à l'essai de pression appliquée sur le capteur piézoélectrique. Deux courbes sont affichées, l'une appelée « Voltage » correspondante à la tension enregistrée à la sortie du capteur et l'autre « Force » correspondante à la force appliquée au capteur obtenue après conversion des données tension. La force maximale enregistrée obtenue est d'environ 185 N (cf. Figure 89) et la force appliquée par la machine est de 188 N (cf. Figure 88), l'écart noté entre les deux valeurs est relativement faible ce qui valide l'interface et le fonctionnement de la méthode de conversion des données. A l'aide de l'animation, nous avons pu visualiser la réponse du capteur pendant la marche, puis nous avons enregistré la vidéo correspondante à l'animation.

Pour la suite des travaux de thèse, nous allons utiliser principalement la plateforme conçue pour la carte ESP32. L'interface présente plusieurs avantages : on peut réaliser l'acquisition des données tensions et en même temps l'affichage des données force après conversion. De plus, la possibilité de modifier des paramètres directement sur la plateforme et d'enregistrer les données converties représente un véritable gain de temps pour tester plusieurs semelles avec différentes caractéristiques : nombres de capteurs, leurs positions et leurs tailles. Un autre avantage de la plateforme est de visualiser directement le capteur en activité, permettant de vérifier son bon fonctionnement et de détecter directement une détérioration et réaliser les changements nécessaires.

4.4 Conclusion

L'étude réalisée dans ce chapitre concerne la transmission des données du capteur. Nous avons identifié deux protocoles de communication ; le WIFI et le Bluetooth qui présentent l'avantage d'avoir un grand débit. Les tests sont d'abord réalisés avec une carte d'acquisition Nrf52 de Adafruit dotée d'un module Bluetooth intégré, puis avec la carte ESP32 dotée d'un module WIFI. Les résultats des tests d'acquisition ont montré que les deux cartes présentent des avantages et des inconvénients, mais les deux cartes peuvent être utilisées dans notre projet.

Pour la transmission Bluetooth avec la carte Adafruit Nrf52, un des plus grands avantages de ce dispositif repose sur sa faible consommation d'énergie. En effet, cette carte est dotée de la technologie BLE (Bluetooth Low Energie) dont la consommation est dix fois plus faible qu'un Bluetooth classique. La transmission des données peut directement se faire vers n'importe quel appareil contenant un module Bluetooth. L'utilisation de cette carte peut être pour les consultations chez le podologue, pour la réalisation d'un diagnostic direct dans le périmètre de la portée du Bluetooth. Cependant, la carte Adafruit Nrf52 est limitée à un intervalle de connexion minimal (11.25ms) bien défini dans ses caractéristiques, mais cela n'a aucune influence sur la bonne acquisition du signal.

Pour la transmission WIFI avec la carte ESP32, nous avons réalisé des essais avec une connexion série puis avec une connexion WIFI. Ces tests nous ont montré que la carte réussie à reconstituer parfaitement le signal à partir des données reçues. Un des avantages de la carte ESP32 réside dans la simplicité d'utilisation avec les différentes bibliothèques ce qui permet d'aller plus loin dans notre projet. Nous avons réalisé une plateforme web connectée au module wifi de la carte, Les opérations de l'interface fonctionnent sans encombre. Il est possible d'obtenir un retour visuel de la force appliquée au niveau de chaque capteur. Les courbes sont générées immédiatement à la fin de l'acquisition. Les résultats de la conversion force/tension sont cohérents. Le téléchargement des différentes données (tensions, force et vidéo) se produisent correctement. A l'aide de la plateforme et du système d'acquisition constitué principalement de la carte ESP32, le podologue peut réaliser le suivi du patient à distance sans avoir besoin de le faire se déplacer au cabinet médical. Cette technologie pourrait être utilisée pour le monitoring des patients dans le but de suivre leurs états de santé par rapport à une maladie, une blessure ou bien suivre l'évolution d'un traitement donné.

Pour les deux cartes d'acquisitions, des changements ont été réalisés pour optimiser le fonctionnement de l'acquisition des données des capteurs piézoélectriques. Nous avons rajouté un circuit externe pour récupérer le signal intégral et imposer l'impédance du système d'acquisition. Des modifications ont aussi été réalisées dans le programme pour modifier les caractéristiques des modes de communication et sur la structure de réception des données. Il est possible de brancher un nombre limité de capteurs pour chaque carte. On se retrouve rapidement limité si l'on souhaite ajouter des capteurs à la semelle. Pour pallier cette limitation, on pourrait choisir d'ajouter un circuit intégré capable d'étendre le nombre de capteurs à celui souhaité.

Chapitre 5 Réalisation de test de prototypage de semelle piézoélectrique connectée

5.1	Introduction	88
5.2	Réalisation de prototype de la semelle	89
5.2.1	Définition des points de pression du pied	89
5.2.2	Assemblages du système.....	90
5.2.3	Présentation du prototype pour l'étude de la marche.....	91
5.3.	Réalisation des tests expérimentaux avec le dispositif de la semelle connectée.....	95
5.3.1	Enregistrement et analyse d'un pas de marche	95
5.3.2	Construction de la courbe du cycle de la marche.....	97
5.3.3	Enregistrement et analyse de plusieurs pas de marche	98
5.3.4	Récapitulatif des essais de marche.....	101
5.4.	Comparaison entre la semelle connectée et le tapis de marche podologique.....	102
5.4.1	Essais sur le tapis de marche podologique	102
5.4.1.1	Marche normale pieds nus	102
5.4.1.2	Marche normale avec les chaussures	103
5.4.1.3	Marche avec variation de nombre de pas	103
5.4.2	Essais de marche avec la semelle connectée sur le tapis podologique	105
5.5.	Conclusion.....	108

5.1 Introduction

La réalisation d'un projet repose sur un ensemble d'études fondamentales et de travaux expérimentaux, mais sa concrétisation s'appuie surtout sur la conception d'un prototype d'essais. Le prototypage permet avant toute chose de réaliser une preuve de concept de la faisabilité d'une idée et apporte la preuve que le produit futur pourra répondre aux exigences de l'étude.

Pour notre thèse, le prototype à réaliser est une semelle piézoélectrique connectée, pour arriver à modéliser le système, nous avons effectué plusieurs recherches et études sur les différentes parties du dispositif, qui sont présentées sur les chapitres précédents. La première partie de la construction du système consiste à placer les capteurs dans la semelle au niveau des zones de pression bien définies, cela après vérification du bon déroulement du procédé de fabrication des capteurs. Dans cette phase, nous avons compté sur les algorithmes de découpage du pied, ainsi que sur l'expertise du podologue pour nous indiquer les points de pression nécessaires à son analyse. Nous avons ensuite raccordé la semelle avec le système de transmission pour la réalisation des essais, permettant ainsi d'obtenir une semelle piézoélectrique connectée.

Les premiers tests sont réalisés sur une personne en bonne santé afin de valider le fonctionnement du système et d'identifier les éventuels problèmes ou anomalies du prototype. La seconde partie de tests repose sur des essais de comparaison entre la semelle connectée et le tapis de marche utilisé par le podologue pour examiner les patients. Le but étant de comparer les performances de chaque dispositif et de vérifier le bon fonctionnement de la semelle, cela en analysant les courbes du cycle de la marche obtenue avec chaque système. L'objectif final étant de reconstruire la courbe de la marche enregistrée avec le tapis de marche pied nu en utilisant la semelle piézoélectrique connectée.

Les essais expérimentaux de la marche sont réalisés avec une personne qui ne présente pas de troubles de la marche afin d'obtenir la courbe du cycle de la marche en forme de « M ». Cette étude permettra à terme de valider l'étude théorique et le dispositif final, et d'avoir une idée sur les éventuels changements à réaliser sur la semelle connectée.

5.2 Réalisation de prototype de la semelle

Le dispositif de suivi de la marche à réaliser est une semelle piézoélectrique connectée. Le premier prototype sera constitué de quatre capteurs piézoélectriques flexibles, réalisés dans notre laboratoire, dont les positions seront choisies après une étude des points de pression. Un système de transmission des données adapté à la configuration est ajouté afin de réaliser la transmission de données sans fil. La partie qui va suivre représente des étapes d'assemblage du prototype de la semelle connectée.

5.2.1 Définition des points de pression du pied

La réalisation de la semelle est la première étape de la conception du prototype. En effet, dans cette partie, une étude des points de pression est réalisée afin de définir la disposition des capteurs, en se basant sur les travaux de L. Claverie [23], qui a développé un algorithme qui permet de découper l'empreinte du pied en plusieurs zones de pression pertinentes. Cet algorithme divise le pied en 4 zones, comme le montre la figure 1. Ils représentent 30 % (zone du talon ; segment A), 35 % (milieu du pied ; segment B), 20 % (zone de l'avant-pied ; segment C) et 15 % (zone des orteils ; segment D) de la longueur totale du pied.

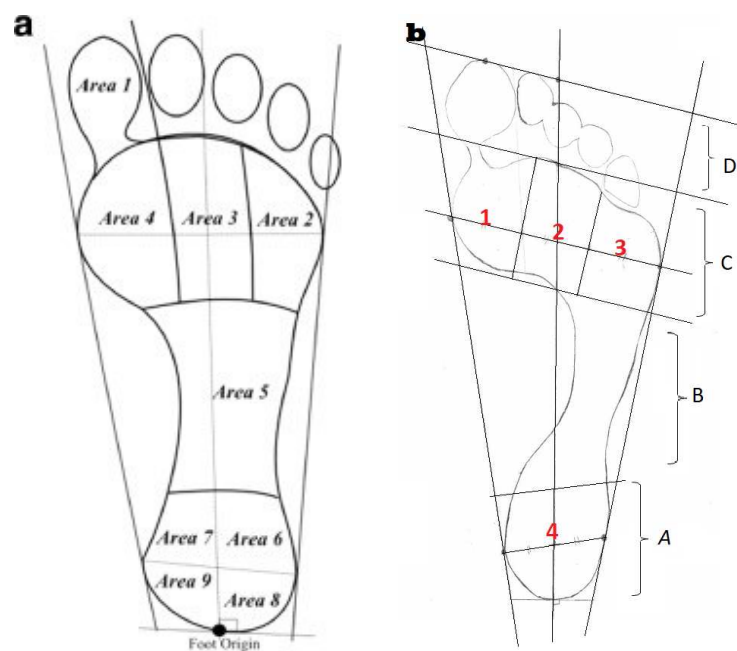


Figure 90 Modèle de division plantaire sur une empreinte[85] (a), division plantaire sur une empreinte réelle (b).

Pour le prototype à réaliser, nous allons nous baser sur le découpage présenté sur Figure 90(a). Nous allons donc utiliser quatre capteurs qui seront placés dans les zones où les points de pression sont les plus importants (segment A et C) comme le montre la Figure 90(b). Pour le talon, nous allons mettre un seul capteur, étant donné la taille des capteurs piézoélectriques utilisés, au lieu d'utiliser quatre capteurs comme sur le modèle de la figure 1(a).

L'étape après la définition des zones de placement des capteurs est la réalisation de la semelle. Les capteurs seront placés entre 2 films de PET d'épaisseur de 250 μm , pour la préparation à la

plastification dans les positions définies préalablement. Au final, on obtient une semelle à base de PET comme le montre la Figure 91.

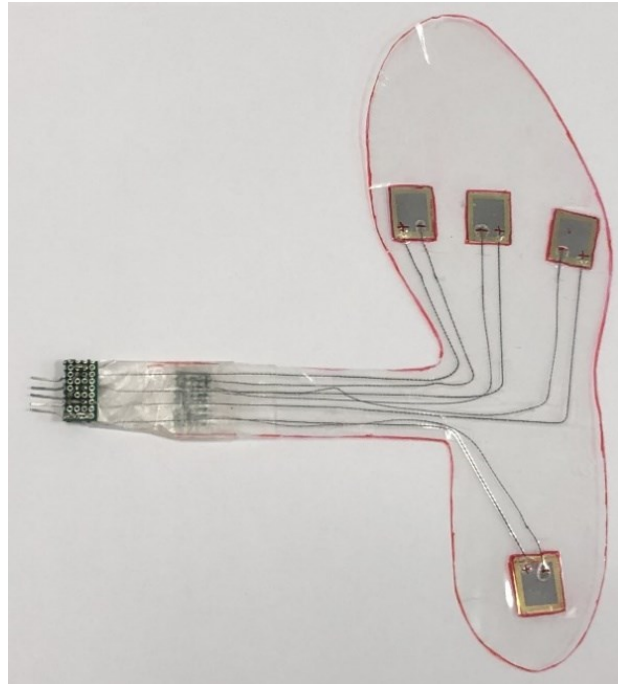


Figure 91 Semelle réalisée à base de PET avec des capteurs piézoélectriques intégrés.

5.2.2 Assemblages du système

Une fois la semelle piézoélectrique réalisée, elle est branchée au système d'acquisition et de transmission de données pour envoyer les informations à la plateforme graphique web correspondante en utilisant une transmission sans fil. Le système d'acquisition est constitué d'une carte de transmission ESP32 avec un circuit de diviseur de tension et d'une batterie en lithium (3,7 V) comme le montre la Figure 92.

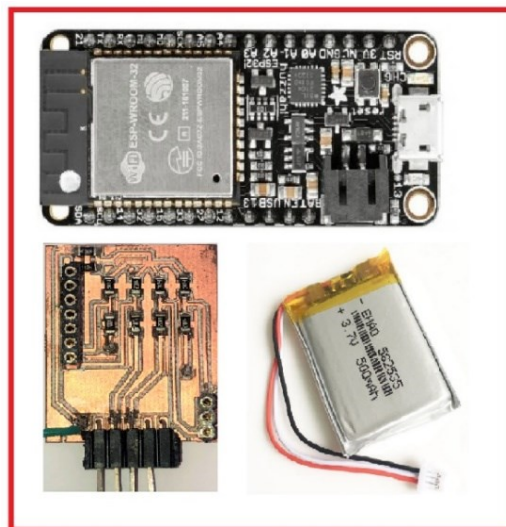


Figure 92 Système d'acquisition des données pour la semelle connectée.

Afin d'optimiser la taille du système d'acquisition, nous avons réalisé le circuit externe de diviseurs de tension en PCB avec le logiciel Proteus utilisé pour la conception et la simulation des circuits intégrés. Le système d'acquisition final est placé dans un boîtier, réalisé en imprimante 3D, dont la taille est de : 57 cm x 32 cm x 17 cm comme le montre les images de la Figure 93.

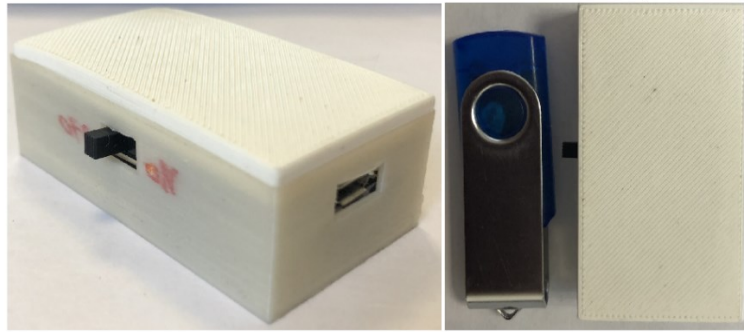


Figure 93 Boîtier du système d'acquisition et de transmission de données.

5.2.3 Présentation du prototype pour l'étude de la marche

La réalisation de la semelle piézoélectrique et la constitution du système de transmission ont permis de finaliser le prototype de semelle connectée comme le montre la Figure 94 (a). Afin de pouvoir réaliser des tests de marche, nous avons placé la semelle dans une chaussure comme indiqué sur la Figure 94 (b).

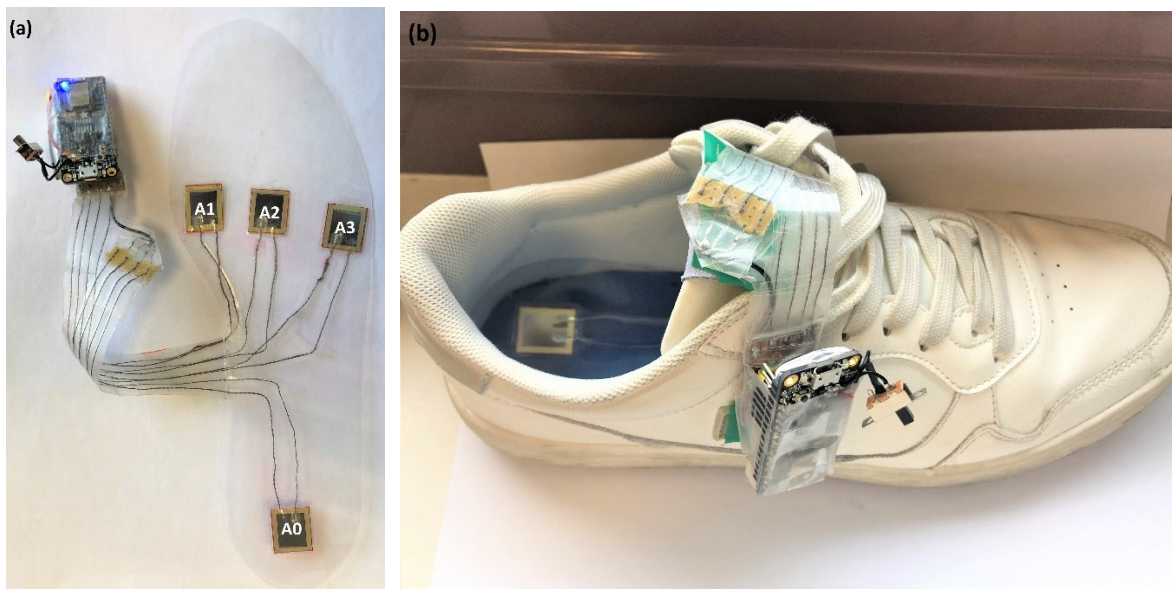


Figure 94 : Prototype de semelle piézoélectrique connectée (a), placé dans la chaussure (b).

Pour les essais de la marche, nous allons utiliser le système d'acquisition avec une connexion wifi pour transmettre les données directement vers la plateforme web réalisée. Cette méthode va nous permettre de réaliser des essais directs de la marche, en visualisant la variation de pression appliquée sur les capteurs représentés en animation avec variation de couleurs, les données transmises sont affichées sur la plateforme numérique et peuvent être aussi

sauvegardées en format fichier csv. L'utilisation de ce système va permettre de réaliser plusieurs essais de manière simple et efficace, reliant seulement la semelle connectée à la plateforme comme le montre la représentation sur la Figure 95.

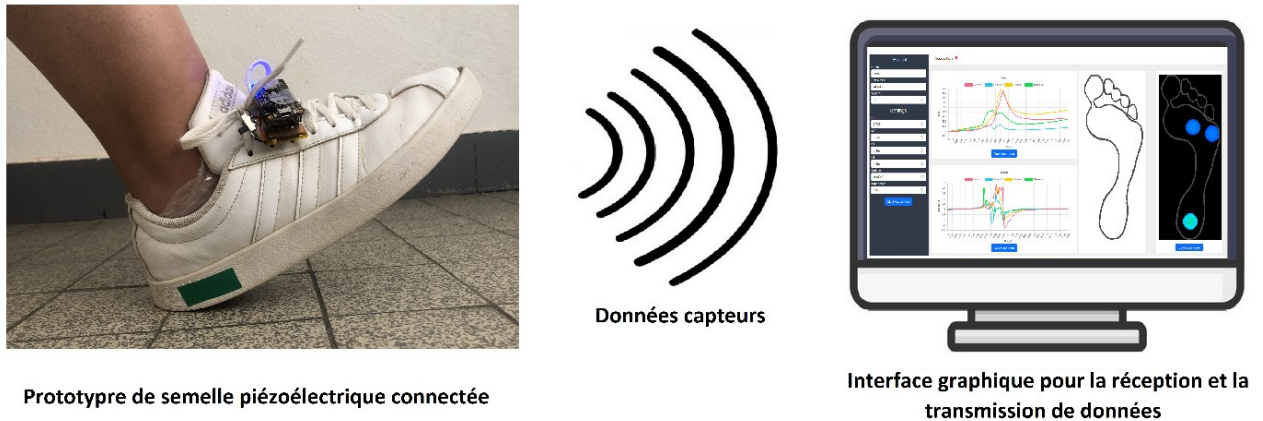


Figure 95 Image représentative de la chaîne de transmission des données pour le dispositif de suivi de la marche.

Le prototype de la semelle piézoélectrique connectée est constitué de quatre capteurs réalisés avec la même solution précurseur. Nous avons ensuite analysé la structure cristalline des échantillons par la technique de DRX. Les résultats de la Figure 96 montrent que les diffractogrammes des quatre capteurs ont la même allure et qu'il n'y a pas de pic observable à $2\theta = 29,6^\circ$, ce qui montre l'absence de phase pyrochlore.

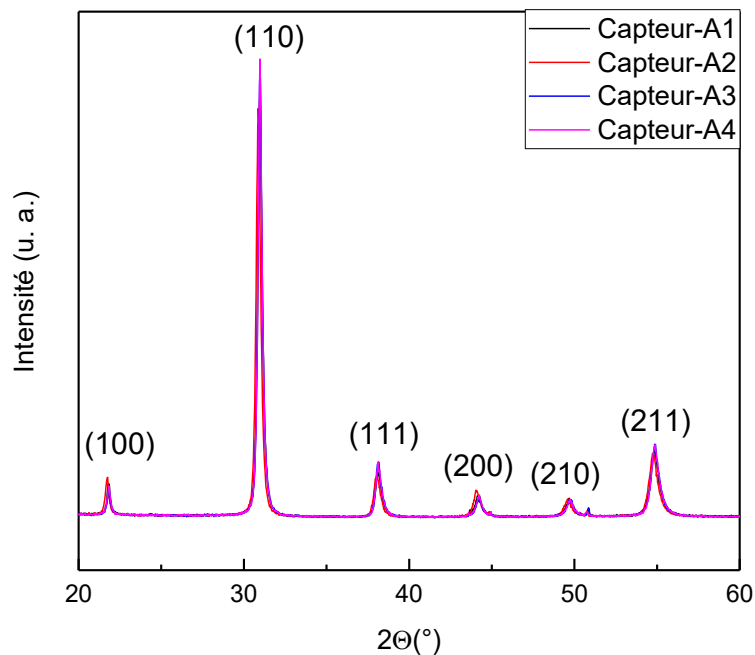


Figure 96 Spectres de diffraction X de quatre échantillons de PZT sur substrat d'aluminium et support en inox

Après la vérification de la structure cristalline du PZT, nous avons déposé une électrode supérieure d'aluminium par évaporation thermique (PVD) d'une épaisseur de 300 nm, puis nous avons utilisé le circuit Sawyer-Tower pour orienter les domaines de polarisation films de PZT. Nous avons obtenu les cycles d'hystérésis de chaque capteur qui sont représentés sur la Figure 97.

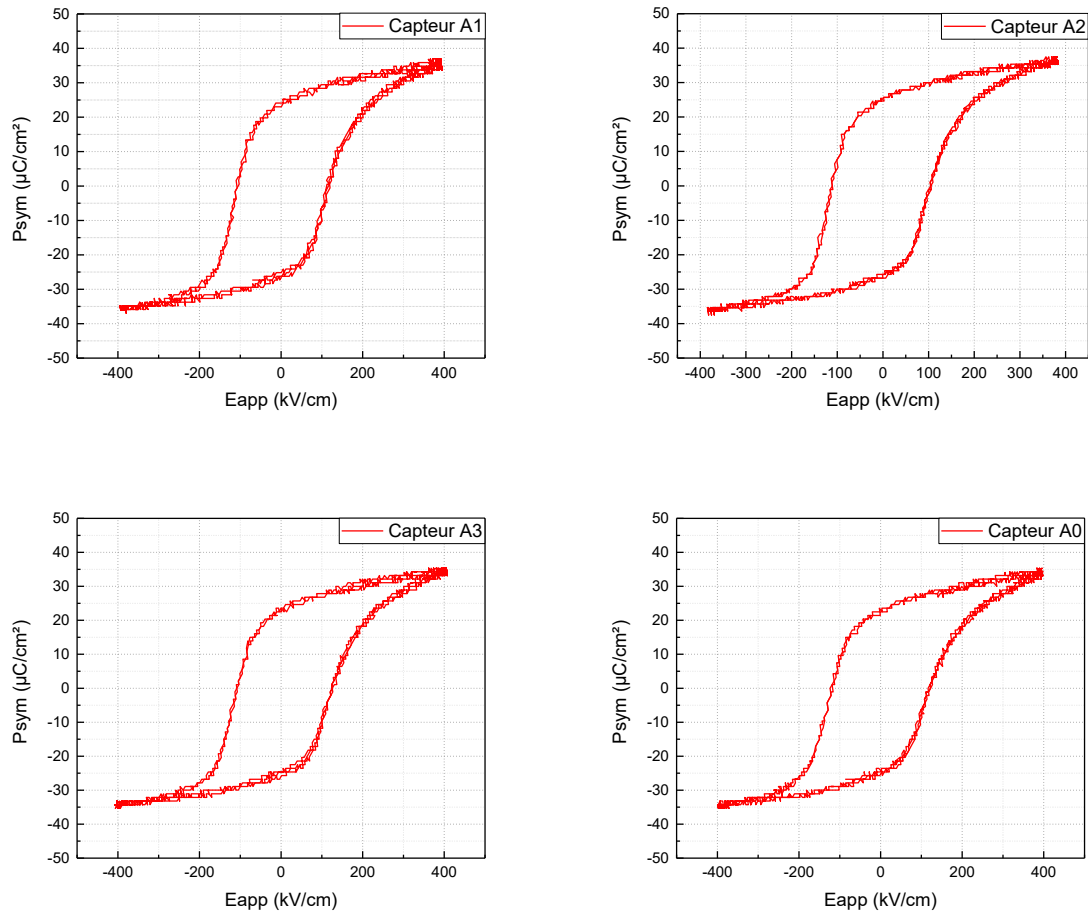


Figure 97 Cycles d'hystérésis caractéristiques des quatre échantillons de PZT.

Sur la Figure 97 sont représentés les cycles d'hystérésis obtenus après la polarisation des quatre capteurs de la semelle connectée. Les couches minces de PZT réalisées ont un champ coercitif de ≈ 120 KV/cm et une polarisation rémanente de $\approx 25\mu\text{C}/\text{m}^2$, ce qui permet de conférer la propriété piézoélectrique macroscopique au film de PZT pour les quatre échantillons.

Afin de rendre la semelle opérationnelle, une étape de caractérisation mécanique est nécessaire pour définir le coefficient de raideur piézoélectrique K. Pour chaque capteur, nous avons donc tracé les données de la force obtenues avec la machine de traction-compression (Shimadzu) en fonction des données de déplacements de charges obtenues à l'aide du fichier contenant la tension enregistrée à la sortie de chaque capteur. A l'aide de ces deux fichiers (Force et déplacement de charge), on peut directement obtenir la valeur de K qui représente la pente comme le montre les courbes de la Figure 98.

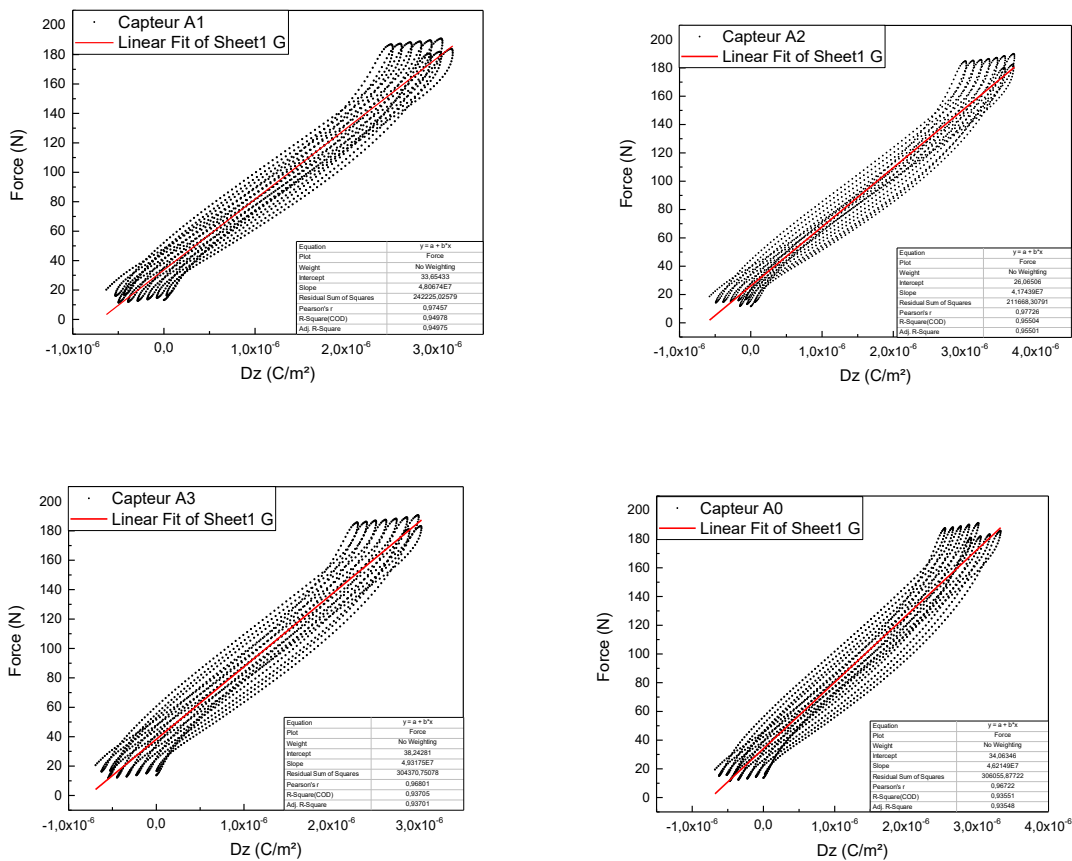


Figure 98 Courbe de la force F(N) appliquée en fonction du déplacement de charge Dz(C/m²) pour quatre capteurs PZT flexibles.

Sur la Figure 98 nous avons tracé, pour chaque capteur et pour 10 cycles de répétition, la courbe (en nuage de points) de la force appliquée au capteur correspondant à un essai de traction-compression (entre 20 N et 180 N) en fonction du déplacement de charge. A l'aide d'un fit linéaire, nous avons tracé ensuite la courbe de tendance du nuage de point dont la pente correspond à la valeur de la raideur piézoélectrique K(N.m²/C).

Les résultats obtenus sur les courbes de la Figure 98 sont résumés sur le Tableau 12.

Capteurs	A1	A2	A3	A4
Capacité (nF)	190	197	172	174
Raideur piézoélectrique K(N.m²/C)	4.8 ^{E7}	4.2 ^{E7}	4.9 ^{E7}	4.6 ^{E7}

Tableau 12 Valeurs de raideur piézoélectrique pour quatre capteurs.

La vérification du bon procédé de fabrication et la détermination de la raideur piézoélectrique (K) de chaque capteur nous permet de passer à la prochaine étape qui concerne la réalisation des tests expérimentaux avec le dispositif de la semelle connectée.

5.3 Réalisation des tests expérimentaux avec le dispositif de la semelle connectée

5.3.1 Enregistrement et analyse d'un pas de marche

Dans cette étape, nous allons réaliser des tests de marche avec la semelle piézoélectrique connectée caractérisée préalablement. Pour les premiers essais, une personne en bonne santé va réaliser des pas avec la semelle placée à l'intérieur d'une chaussure. La déformation des capteurs provoquée par l'application des contraintes durant la marche engendre des signaux électriques qui sont directement enregistrés par le système d'acquisition, puis envoyés par wifi à la plateforme web. Cette dernière se charge de traiter les données puis de les afficher en valeurs de tension et de force.

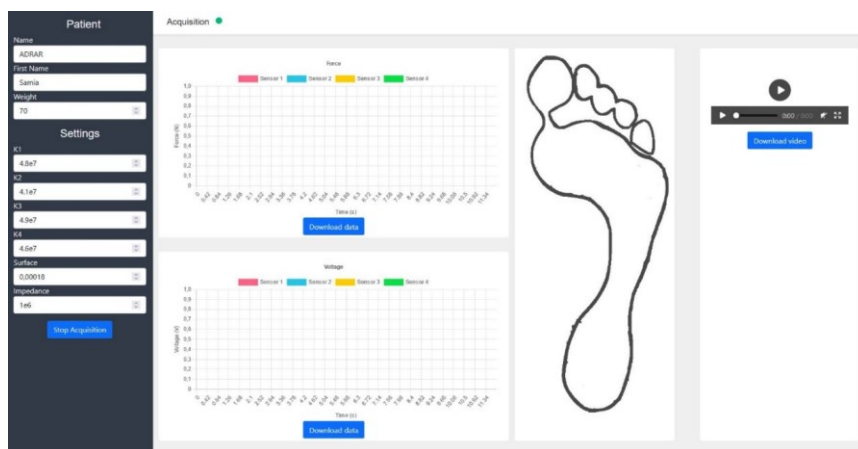


Figure 99 Plateforme Web développée pour le traitement et l'affichage des données.

Sur la Figure 99 est représentée la plateforme Web dans laquelle on a intégré les informations et paramètres nécessaires pour l'essai. La valeur de la raideur piézoélectrique K est introduite pour chaque capteur, $K1$ pour le capteur 1 (A1), $K2$ pour le capteur 2 (A2), $K3$ pour le capteur 3 (A3) et $K4$ pour le capteur 4 (A0) dont les positions sont illustrées sur la Figure 94. Les résultats des signaux bruts enregistrés pour un seul pas sont illustrés dans la Figure 100.

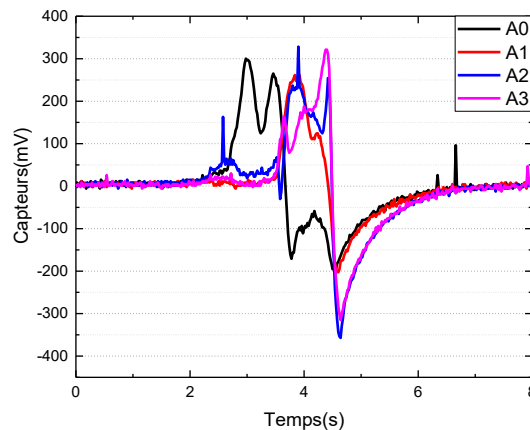


Figure 100 Courbe de la marche représenté par des signaux bruts de la tension en fonction de temps

Le signal à la sortie des capteurs est représenté sur la figure 11 après un pas de marche. Nous remarquons une asymétrie entre la charge et la décharge. Afin de mieux interpréter les résultats obtenus, nous allons tracer les courbes de signaux après conversion des données en force, à l'aide de la méthode des trapèzes, comme le montre la Figure 101.

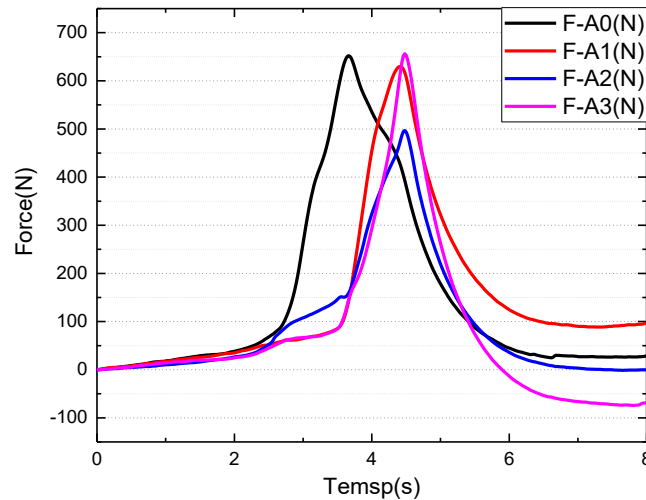


Figure 101 Courbe de la marche illustrée en force en fonction de temps enregistrée par le système.

La courbe de la Figure 101 représente les résultats de la marche obtenus après conversion des données en force, on observe bien que les quatre capteurs sont bien actifs. On remarque que, pendant l'étape de la décharge, les capteurs ne reviennent pas tous à zéro, cela est dû à une asymétrie entre la charge et la décharge (en effet, la somme des trapèzes de la charge et de la décharge ne donne pas une valeur nulle, mais proche du zéro).

La première analyse est que la force d'appui entre le talon (capteur A0) et l'avant du pied (capteur A1, A2 et A3) est bien répartie. La deuxième analyse est que la force d'appui entre les deux extrémités du pied (capteur A1 et capteur A3) sont assez similaires, donc cette personne a une distribution d'appui normale. Cette information peut être utilisée pour détecter la pronation et la supination du pied à partir du neutre [86] pour caractériser le type de marche. Pour le test réalisé avec une personne en bonne santé et comme la distribution des forces est normale, on est dans le cas d'un pied neutre (cf. Figure 102).

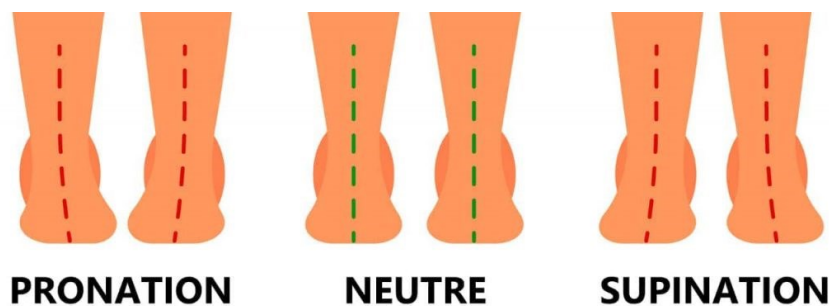


Figure 102 Représentation des trois types d'appui du pied selon l'angle de la cheville (pronateur, neutre et supinateur) [86].

La caractérisation de l'angle de la cheville est une pratique très en vogue dans le monde du sport, elle permet de rendre les chaussures plus adaptées aux sportifs et ainsi d'améliorer leurs

performances. La détection de cette pathologie relative aux points d'appui permet d'intervenir plus rapidement et plus efficacement en soignant la posture, prévenant ainsi contre les incidences sur les tibias et les problèmes de genou, de dos et bien d'autres.

5.3.2 Construction de la courbe du cycle de la marche

La courbe qui représente le cycle de la marche est constituée à base des données obtenues sur la Figure 101. La Figure 103 montre cette courbe de cycle de la marche extraite à partir de la valeur maximale de la force enregistrée pour les quatre capteurs à l'instant t .

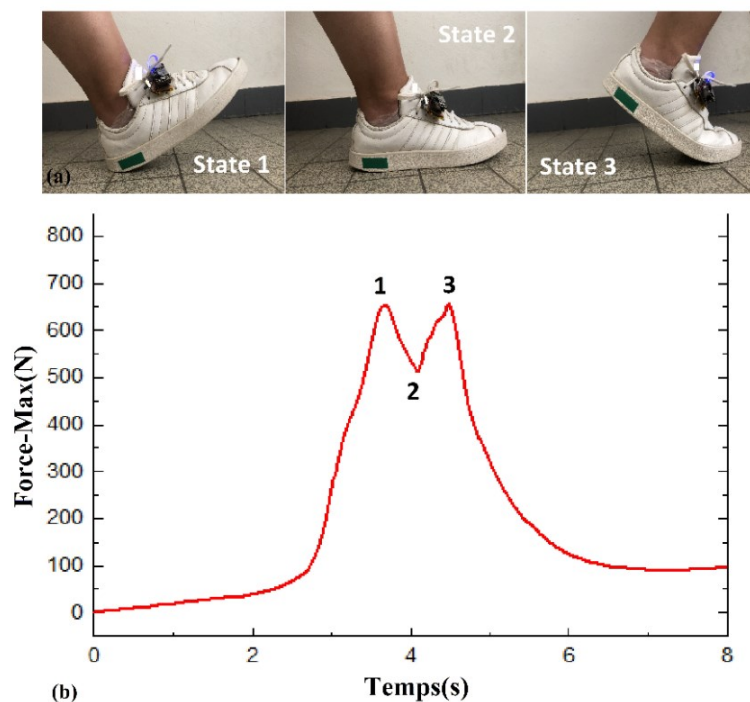


Figure 103 Représentation des trois étapes d'une marche (a) et la courbe du cycle de marche correspondante (b)

La courbe d'évolution du cycle de la marche représente la progression du pied dans les différentes phases de la progression du pas. Il y a trois étapes principales qui définissent le pas :

- Le premier état correspond au moment où le pied entre en contact avec le sol par le talon, la force de réaction est dans ce cas approximativement égale au poids du corps à vitesse normale et pendant cette phase le centre de gravité se situe derrière le talon.
- Le deuxième état, les pieds sont à plat sur la surface, la pression est alors dispersée dans tout le pied et le centre de gravité se déplace au centre du pied provoquant ainsi une petite baisse de force représentée par le M sur le graphique.
- Le dernier état, appelé aussi phase propulsive dans laquelle toute la pression est déplacée vers l'avant du pied remontant ainsi vers le poids initial de la personne et positionnement d'un nouveau centre de gravité (cf. Figure 103).

Les tests et analyses effectués sur une personne ne présentant pas de troubles de marche ont permis au spécialiste d'identifier un modèle qui reconstitue le déroulement du cycle de marche. Ce modèle sert à comparer les différents cycles, à identifier les anomalies et à intervenir rapidement et plus efficacement.

5.3.3 Enregistrement et analyse de plusieurs pas de marche

L'objectif de cette partie est d'enregistrer plusieurs pas de marche successifs. Pour réaliser cette étude, nous avons activé le téléchargement de l'application, puis réalisé quelques pas, les résultats de l'acquisition des signaux bruts sont directement enregistrés sur la plateforme web, le fichier sauvegardé a permis de tracer les courbes de la Figure 104.

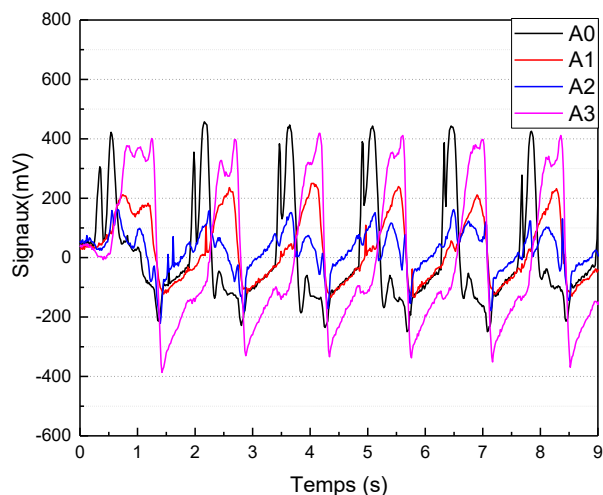


Figure 104 Résultats de la marche pour plusieurs pas.

Nous remarquons que les signaux enregistrés ont relativement la même forme et amplitude. On constate qu'à chaque fois que la courbe de décharge veut revenir à zéro le capteur est sollicité une autre fois (deuxième pas de marche) ce qui fait que la décharge ne se produit pas correctement, ce retard est problématique lors de la conversion des données de tension en force. Pour mieux comprendre la problématique, nous avons présenté les courbes de force correspondante à l'essai de la marche sur la Figure 104.

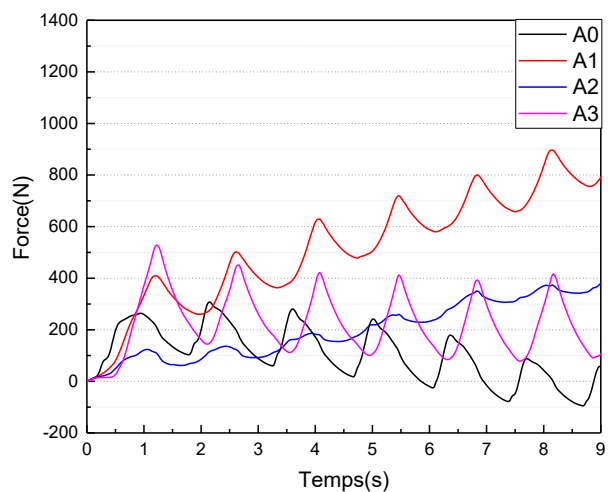


Figure 105 Résultat de plusieurs pas de marche illustrée en force

Les courbes de force obtenues après la conversion des données de tension sont représentées sur la Figure 105, on remarque que les courbes ont une tendance à avoir une allure croissante (A1, A2 et A3) pour le capteur A0, la courbe est plutôt décroissante, ces problèmes sont dus à un retard dans la décharge et à l'asymétrie entre les deux électrodes.

Pour vérifier cela, nous allons réaliser un essai dans lequel, nous allons effectuer deux pas, mais avec un intervalle de temps différé (nous allons réaliser un pas, puis nous allons attendre un moment pour effectuer le second pas), comme le montre la Figure 106.

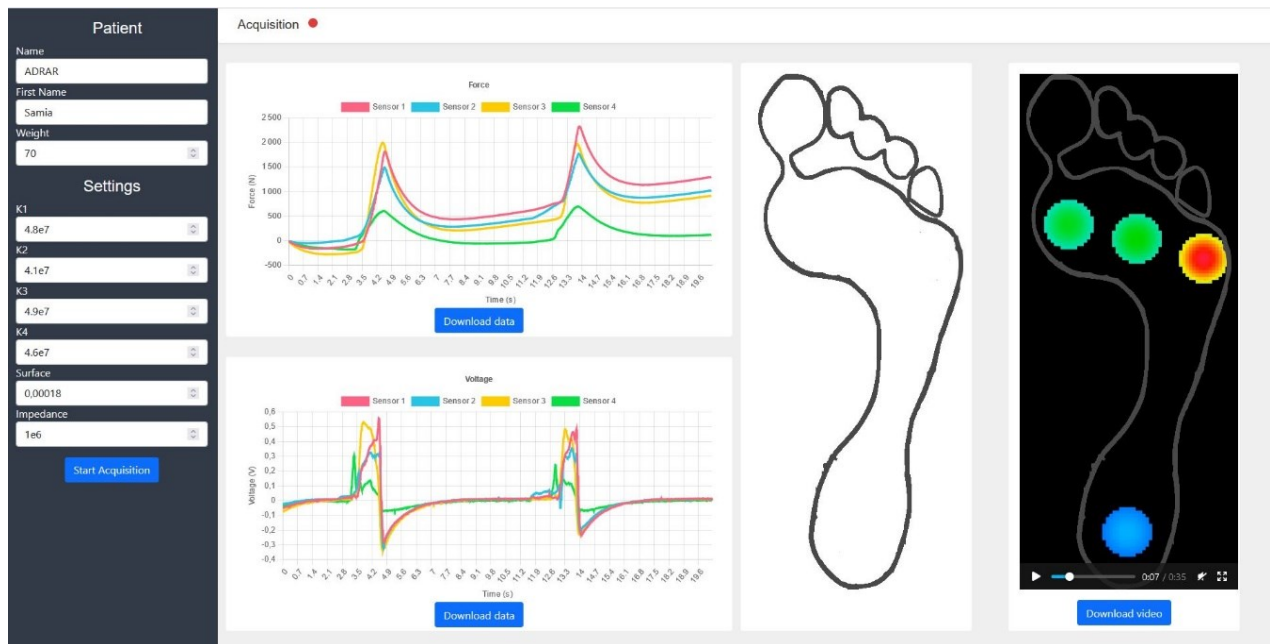


Figure 106 Résultat sur la plateforme Web de l'essai de marche avec deux pas à intervalle différé

Sur la Figure 106 on remarque sur cet essai que le fait de marquer un temps d'attente après le premier pas a permis ou capteurs de se déchargé (courbe voltage cf. Figure 106), Pour les courbes de forces on arrive à distinguer les pics correspondant à chaque pas, mais on remarque qu'il y'a une légère augmentation qui est sûrement due à une sommation du bruit de mesure et à l'asymétrie entre les électrodes (supérieure et inférieure).

Problèmes identifiés

- **L'asymétrie entre les deux électrodes du capteur flexible :** cette asymétrie est due au piège de charge qui apparait sur l'électrode inférieure lors de la polarisation des échantillons.
- **Le temps de décharge :** on a aussi remarqué que le temps de décharge est relativement long, ce qui implique un chevauchement entre les signaux lors de la réalisation de plusieurs pas comme montre la Figure 104, cette constante de temps dépend de la capacité du capteur et de l'impédance du circuit ($\tau = RC$).

Solution proposée

- Pour remédier au problème d'asymétrie entre les deux électrodes, on pourrait envisager une solution numérique en rajoutant un facteur de compensation. On pourrait également ajouter

une couche mince conductrice de dioxyde de ruthénium à l'interface entre le PZT et le substrat d'aluminium qui équilibrerait la charge et la décharge du capteur.

- Pour que la décharge soit plus rapide, il faut que la constante de temps soit petite, pour cela il existe deux possibilités : soit diminuer l'impédance du circuit équivalent soit diminuer la capacité du capteur piézoélectrique.

Changer l'impédance du circuit : Nous avons, dans un premier temps, testé la diminution de l'impédance du système d'acquisition, cela en variant la valeur des résistances du diviseur de tension. Nous avons réalisé des essais de marche en variant l'impédance d'un capteur piézoélectrique, les résultats sont illustrés sur la Figure 107.

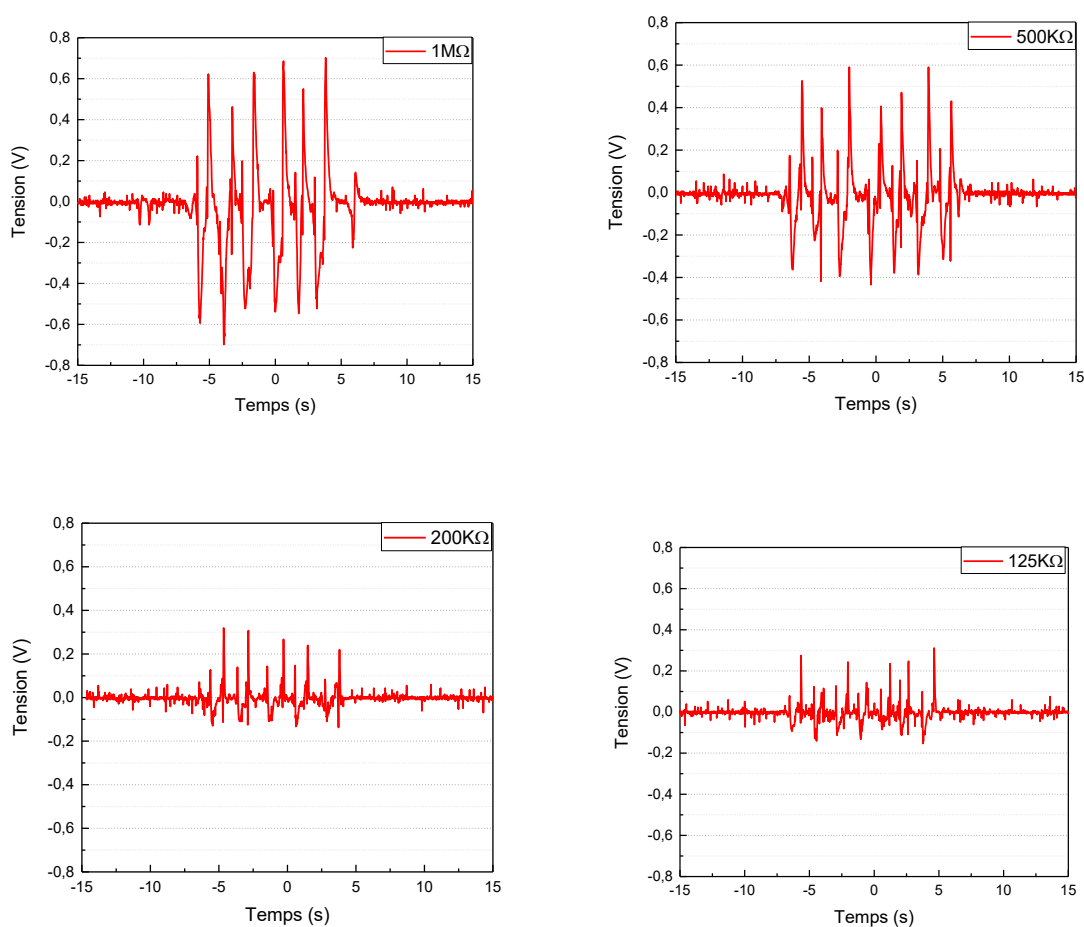


Figure 107 Résultats de l'enregistrement de la marche pour plusieurs pas à l'aide de l'oscilloscope en fonction de l'impédance du circuit équivalent.

La diminution de l'impédance équivalente du circuit va certes permettre de réduire le temps de décharge, mais elle va aussi impacter l'amplitude du signal de sortie du capteur en la rendant plus faible comme on peut le voir sur la Figure 107. Nous avons essayé de diminuer l'impédance du circuit, mais malheureusement l'amplitude du signal est devenue tellement faible ($\approx 20\text{mV}$) dès que l'impédance est inférieure à $200\text{K}\Omega$. Par conséquent, d'après ces résultats, diminuer l'impédance du circuit d'acquisition n'est pas la solution la plus optimale pour modifier le temps de décharge.

Changer la capacité du capteur : la deuxième méthode proposée pour diminuer le temps de décharge est de diminuer la capacité du capteur, cela est possible en changeant la taille de l'électrode supérieure (équation (5.1)).

$$C = \varepsilon_0 \varepsilon_r \times \frac{S}{d} \quad (5.1)$$

C : la capacité du capteur [F], S : la surface de l'électrode supérieure [m²], d : la distance entre les deux électrodes [m], ε_r permittivité du diélectrique et ε_0 permittivité du vide.

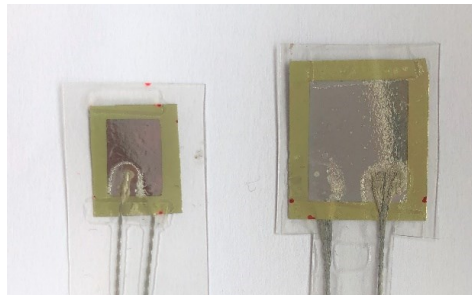


Figure 108 capteurs piézoélectriques avec deux tailles différentes d'électrode supérieure : 0.7cm² (0.7 cm x 1 cm) et 1.8 cm² (1.2 cm x 1.5 cm).

Sur la Figure 108 nous avons une représentation des deux capteurs de taille différente. Le plus grand capteur est celui que nous avons utilisé tout au long de l'étude avec une surface d'électrode supérieure de 1.8 cm² (1.2 cm x 1.5 cm). Afin de diminuer le temps de décharge, nous allons réaliser des essais avec des capteurs de taille plus petite, la surface de l'électrode supérieure du capteur le plus petit est de 0.7cm² (0.7 cm x 1 cm). Nous avons ensuite, après polarisation, mesuré la capacité obtenue pour chaque capteur. Pour le capteur avec une surface de 1.8 cm², la capacité mesurée est de 180 nF alors que pour le petit capteur de surface 0.7 cm² nous avons mesuré une capacité de 64 nF. Le résultat obtenu montre qu'il est possible de changer la capacité du capteur en changeant la taille de l'électrode, une étude devrait être réalisée avec différentes tailles pour définir les dimensions adaptées à l'utilisation, qui permettrait à terme d'avoir un temps de décharge suffisant pour séparer les pas de marche.

5.3.4 Récapitulatif des essais de marche

Nous avons réalisé durant cette partie des tests sur la semelle piézoélectrique connectée. Pour les premiers essais avec un pas de marche, nous avons obtenu des résultats qui nous ont permis de reconstituer la courbe du cycle de la marche. En revanche, quand nous avons voulu réaliser plusieurs pas, nous avons détecté quelques anomalies durant la reconstitution des courbes en force. La cause de l'apparition d'un offset dans les courbes de force a été directement identifiée. Après analyses des résultats, plusieurs solutions sont proposées pour améliorer le système de la semelle connectée. Une étude sur les dimensions du capteur et le rajout d'un filtre numérique pourraient résoudre les problèmes rencontrés, mais ces propositions restent des éléments qu'il faudrait étudier et tester.

Afin de réaliser une comparaison entre la semelle piézoélectrique et le tapis de marche, nous allons nous contenter de réaliser un seul pas, cette solution permet d'éviter le chevauchement

des signaux et d'avoir une courbe relativement correcte pour la comparaison avec le tapis du podologue.

5.4 Comparaison entre la semelle connectée et le tapis de marche podologique

L'objectif principal de cette étude est de tester les performances de la semelle connectée en la comparant au tapis de marche podologique de la marque Win track [20]. Nous allons dans une première partie réaliser des tests sur le tapis de marche podologique seul, les essais étant effectués dans le but de comprendre le fonctionnement du dispositif. Ensuite, nous allons réaliser un enregistrement de la marche en utilisant le dispositif de la semelle connectée et le tapis de la marche podologique (en même temps), afin d'analyser et de comparer les informations obtenues avec les deux systèmes.

5.4.1 Essais sur le tapis de marche podologique

Dans un premier temps, nous avons voulu tester le tapis de marche podologique et comprendre le principe de fonctionnement. Pour cela, nous nous sommes déplacés au cabinet médical pour réaliser des tests de marche. Nous avons réalisé dans cette partie plusieurs essais avec différents types de marche : une marche normale pieds nus, une marche en portant des chaussures et une marche avec des pas variés sur le tapis.

5.4.1.1 Marche normale pieds nus

Le premier essai est réalisé pieds nus directement sur le tapis de marche podologique, cet essai permettant d'obtenir la fiche des données représentée sur la Figure 109.

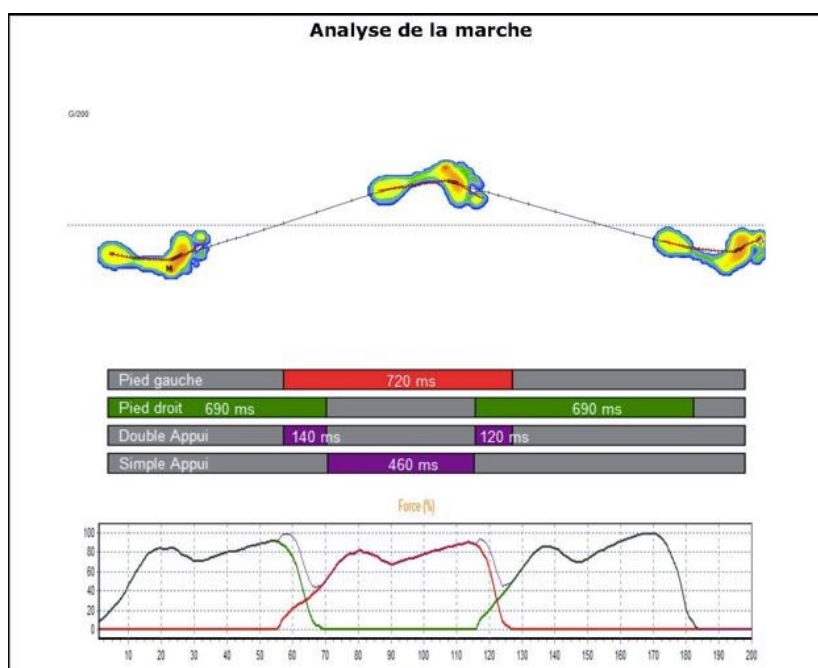


Figure 109 Fiche d'analyse enregistrée pour la marche obtenue avec le tapis de marche podologique pour des pieds nus.

La Figure 109 représente pour la première partie une cartographie pour trois pas de marche enregistrée sur le tapis podologique. Pour la seconde partie de la fiche d'analyse, des courbes correspondant à chaque pas enregistré sont représentées. Les valeurs sur les courbes représentent des variations de la force en pourcentage en fonction du temps. Dans son analyse, le podologue vérifie la présence du « M » de la marche qui définit le cycle de la marche d'une personne normale, et en même temps, il vérifie sur la cartographie la bonne forme de l'empreinte du pied.

5.4.1.2 Marche normale avec les chaussures

Le second essai est réalisé pieds chaussés directement sur le tapis de marche podologique, cet essai permet d'obtenir la fiche des données représentée sur la Figure 110.

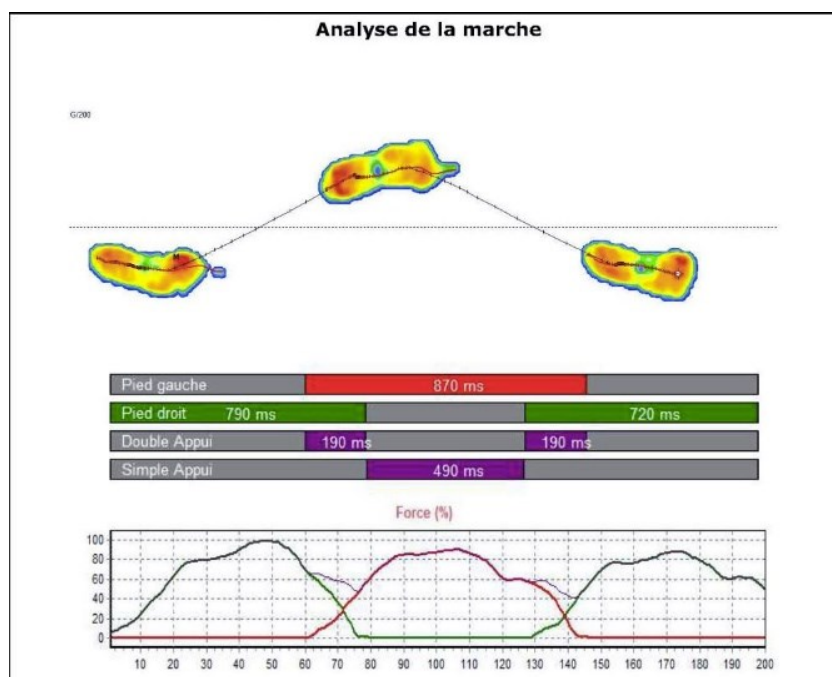


Figure 110 Fiche d'analyse enregistrée pour la marche obtenue avec le tapis de marche podologique avec des pieds chaussés.

La fiche d'analyse obtenue sur la Figure 110 d'une marche avec chaussure montre des résultats différents de ceux obtenus sans chaussures (cf. Figure 109). Ce test, réalisé par la même personne, montre que la chaussure modifie la cartographie du pied, l'empreinte du pied est couverte par la surface de la chaussure, on obtient des résultats erronés ce qui rend l'analyse impossible. Le podologue doit faire ces mesures sur ses patients sans chaussures.

5.4.1.3 Marche avec variation de nombre de pas

Dans cette partie, nous allons réaliser plusieurs essais sur le tapis en variant le nombre de pas de marche. Sur la fiche technique du Win trac, il est indiqué que le système permet d'enregistrer et d'analyser le déroulé de deux pas. Nous allons commencer le test d'enregistrement avec un seul pas sur le tapis, puis trois, jusqu'à la réalisation de plusieurs pas. Le but de cet essai est de comprendre le fonctionnement du système afin d'établir une méthode de comparaison entre les

deux dispositifs d'analyse de la marche (semelle connectée et tapis de marche podologique). Les résultats de cet essai sont résumés sur la Figure 111.

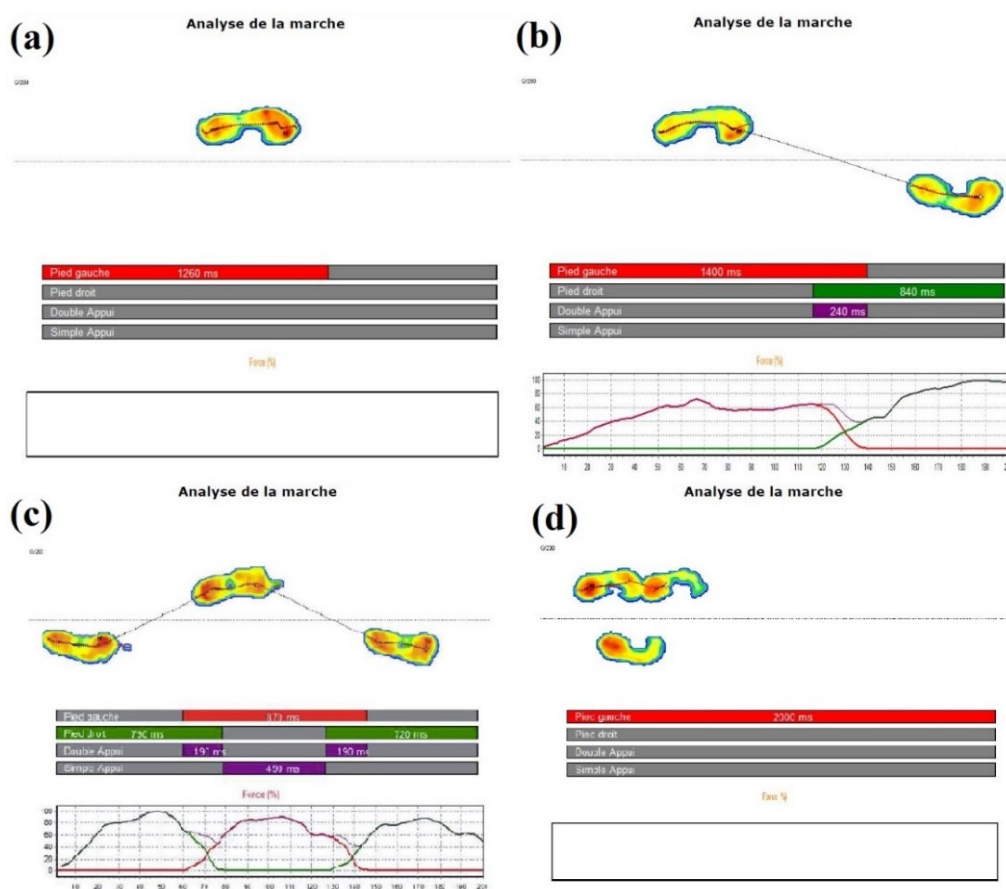


Figure 111 Fiches d'analyses enregistrées pour un pas (a), deux pas (b), trois pas (c), et plus de trois pas (d) sur le tapis de marche podologique

La Figure 111 représente les résultats d'enregistrement obtenus avec le tapis de marche, en variant le nombre de pas. Sur la Figure 111(a) nous avons réalisé un seul pas sur le tapis de marche, l'empreinte du pas a été bien affichée, mais pas la courbe correspondante. Ensuite, nous avons réalisé deux pas sur le tapis comme le montre la Figure 111(b), le système a réussi à enregistrer les deux pas avec les courbes équivalentes. Nous avons ensuite enchaîné avec trois pas comme le montre la Figure 111(c), le système a enregistré l'empreinte et les courbes des cycles de la marche, après nous avons essayé avec quatre pas (cf. Figure 111(d)), nous avons remarqué que le système bloque à chaque fois que nous essayons de réaliser plus de trois pas. Le logiciel se bloque et se réinitialise, nous avons conclu que pour réaliser une analyse avec le tapis de marche podologique il faut faire au minimum deux pas et au maximum trois pas pour que le système puisse enregistrer la marche.

Les essais réalisés nous ont permis de comprendre les besoins du podologue, chaque personne ayant un rythme de marche différent. Si on avance lentement ou trop rapidement sur le tapis, l'acquisition ne se déroule pas. De plus, si la personne fait des longs pas (un pas sur le tapis) ou des pas courts, le système se bloque et n'arrive pas à enregistrer les données.

5.4.2 Essais de marche avec la semelle connectée sur le tapis podologique

Dans cet essai, une personne équipée de la semelle connectée intégrée dans sa chaussure effectue une marche sur le tapis de marche podologique. Pour la même marche, cette étude va nous permettre d'obtenir deux enregistrements avec deux systèmes différents (semelle connectée et tapis de marche). L'analyse de ces deux informations va nous permettre de tester notre dispositif, d'analyser et de comparer avec les informations obtenues avec le tapis de marche (cf. Figure 112).

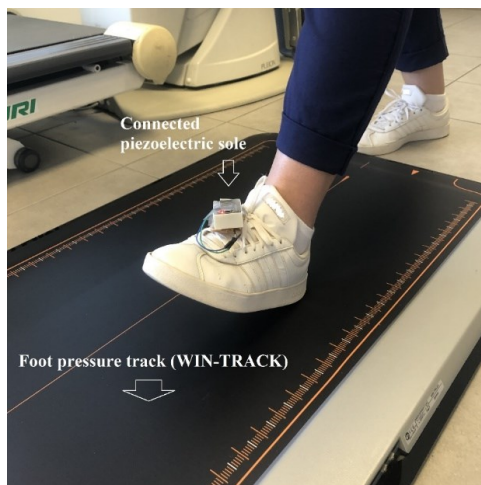


Figure 112 Test de marche avec la semelle connectée intégrée dans la chaussure sur un tapis de marche podologique.

Grâce aux deux dispositifs (semelle connectée et tapis de marche podologique) (cf. Figure 112), nous avons obtenu deux fichiers de données. Nous avons d'abord tracé la courbe de la marche enregistrée par le tapis de marche podologique, comme le montre la Figure 113. Cette courbe représente une variation de force normalisée, la forme du cycle de la marche « M » n'est pas claire vu l'influence de la chaussure sur la surface d'appuis. Pour le même essai de marche, nous allons tracer la courbe correspondante aux données enregistrées avec la semelle connectée.

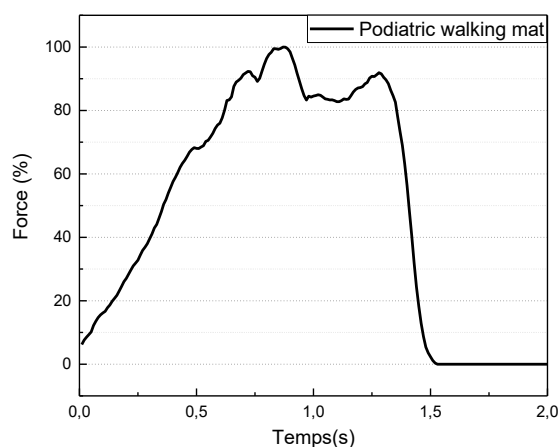


Figure 113 Courbe du pas enregistré par le tapis de marche podologique.

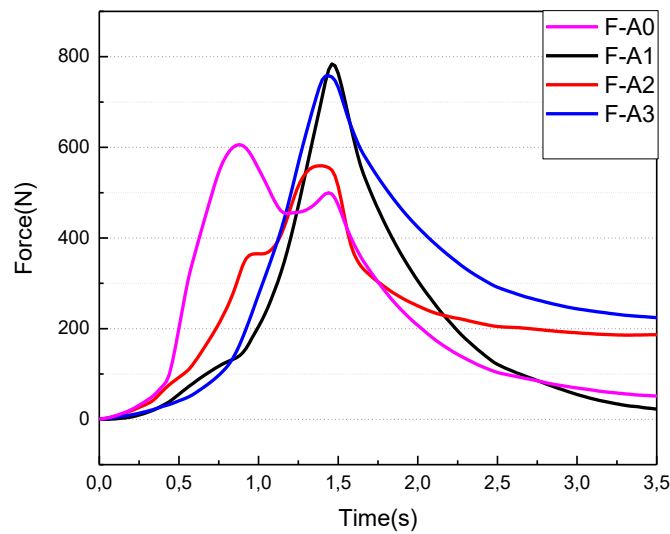


Figure 114 Courbe du pas enregistré par la semelle piézoélectrique connectée

Les courbes présentées sur la Figure 114 représentent les variations de la force (N) pour chaque capteur piézoélectrique en fonction du placement indiqué sur la Figure 94. Ces courbes permettent d’avoir la valeur de la force appliquée pour chaque zone du pied en Newton.

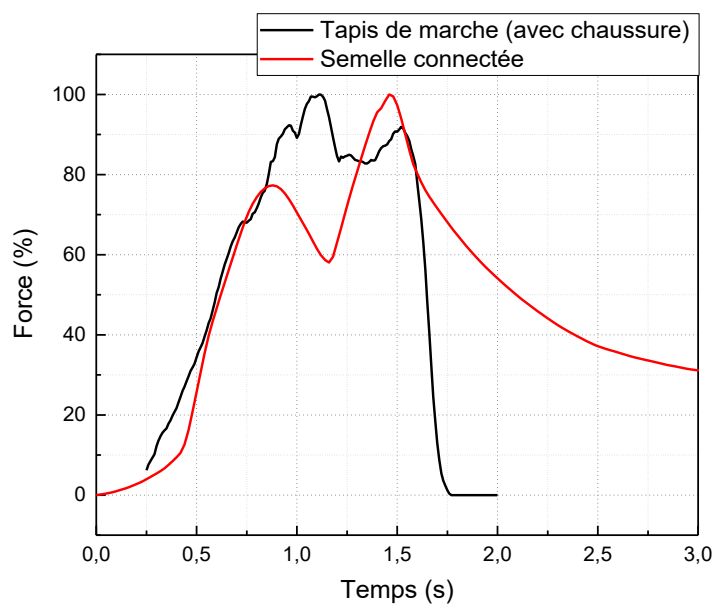


Figure 115 Courbe du cycle de la marche enregistrée avec le tapis de marche podologique superposée à la courbe du cycle de la marche enregistrée avec semelle piézoélectrique connectée.

Afin de mieux comparer les résultats obtenus avec la semelle connectée et ceux obtenus avec le tapis de marche podologique, nous avons présenté la courbe du cycle de la marche de la semelle normalisée, en considérant les points maximaux de tension enregistrée pour chaque instant, cette courbe est superposée à la courbe enregistrée avec le tapis de marche. Comme le montre la Figure 115, on remarque que les deux courbes ont une allure différente. En effet, le

« M » de la marche est plus prononcé sur la courbe obtenue avec la semelle même si pour la partie charge (0.5-0.7s) nous avons un début de courbe identique à celle du tapis. De même, on remarque qu'à l'instant 1.7s (le pas est fini), les deux courbes commencent la phase de décharge (revenir à zéro), pour la courbe du tapis de marche la décharge est rapide (0.2s) alors que pour la semelle même après 1.5s la courbe n'est pas encore revenue à 0.

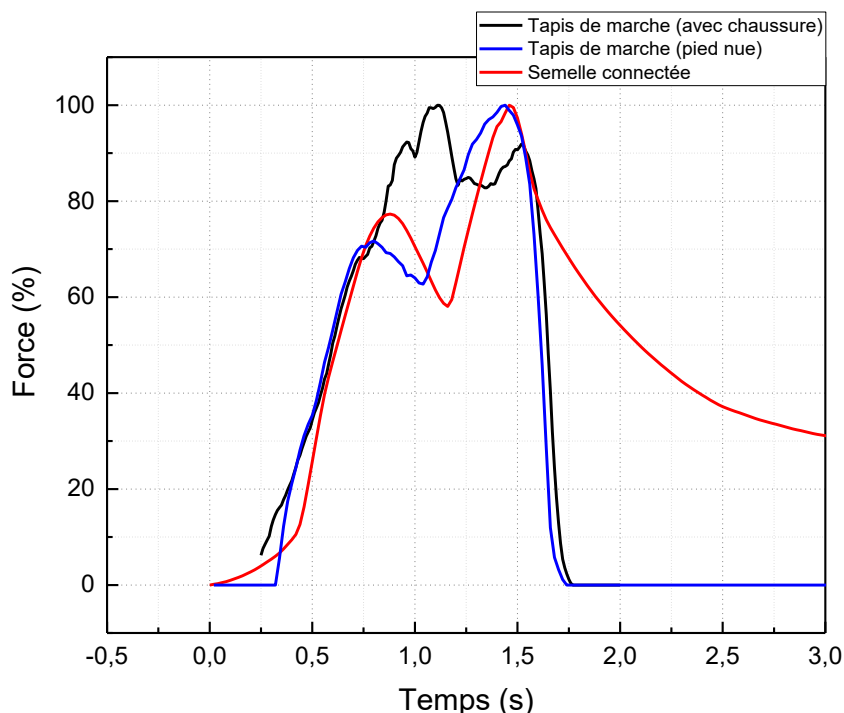


Figure 116 Courbes du cycle de la marche enregistrée avec le tapis marche avec chaussure et pied nue superposée à la courbe du cycle de la marche enregistrée avec semelle piézoélectrique connectée

Sur la Figure 116, nous avons superposé la courbe du cycle de la marche obtenue pour un essai pied nu sur le tapis de marche podologique avec les courbes obtenues sur la Figure 115 (pour les courbes obtenues avec le tapis de marche avec chaussure et la semelle connectée), nous remarquons que la courbe obtenue avec la semelle connectée a la même allure que celle obtenue avec le tapis de marche pied nu. Les résultats montrent clairement qu'en utilisant la semelle connectée on arrive à reproduire l'allure de la courbe du cycle de la marche avec une différence minime. Cette dernière est probablement due à l'utilisation de deux systèmes, nous remarquons aussi que pour les deux courbes du cycle de la marche (la semelle connectée et tapis de marche avec essais pied nu), la première bosse est plus faible que la seconde, ceci est dû à un mauvais appui sur le talon.

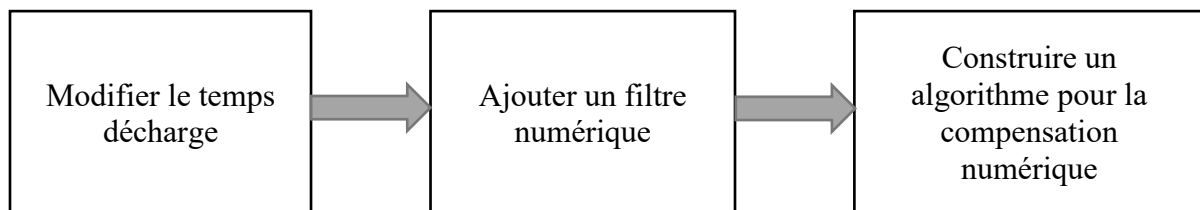
Les résultats obtenus sur la Figure 116 sont très encourageants, dans la mesure où la superposition des deux courbes (semelle connectée et tapis de marche pied nu) nous a fourni des résultats qui confirment le bon fonctionnement du dispositif. Des modifications sont à prévoir sur le système de la semelle connectée pour corriger les anomalies identifiées dont la principale consiste à diminuer le temps de décharge.

5.5 Conclusion

Le travail décrit dans ce dernier chapitre de thèse est la réalisation d'un prototype de semelle piézoélectrique connectée. La première partie est consacrée à la description des différents éléments qui constituent le système d'analyse de la marche ainsi que les caractérisations réalisées, Enfin, afin de tester le bon fonctionnement du dispositif, nous avons réalisé une série d'essais par la suite.

La réalisation de tests expérimentaux nous a permis de valider le bon fonctionnement de la semelle connectée, cela en comparant les courbes enregistrées utilisant la semelle avec celles obtenues avec le tapis de marche podologique. Les résultats obtenus sont encourageants dans la mesure où la courbe obtenue avec la semelle, a la même allure que celle obtenue avec le tapis de marche podologique pieds nus.

Les deux courbes représentent le cycle de la marche en forme de « M », dont la variation est la même. À côté de cela, nous avons relevé des défauts sur notre système lié principalement au temps de décharge qui est relativement long. Afin de régler d'améliorer le système et de supprimer les anomalies identifiées, nous avons imaginé le procédé décrit sur le schéma suivant :



Dans un premier temps, nous allons essayer de diminuer le temps de décharge du capteur en modifiant la capacité du capteur, cela en variant la taille de ce dernier. Nous allons par la suite ajouter un filtre numérique pour supprimer le bruit de mesure enregistré lors de l'acquisition de données.

Au final et afin de supprimer complètement l'offset, nous allons ajouter un algorithme qui permet de compenser la charge et la décharge, des modifications sont à prévoir sur l'électrode supérieure du capteur pour minimiser la compensation numérique.

Conclusion Générale

Les travaux réalisés pendant ces trois ans de thèse ont porté sur la réalisation d'un dispositif d'enregistrement et d'analyse de la marche. Le système en question est une semelle connectée constituée principalement de capteurs piézoélectriques flexibles et d'un système d'acquisition et de transmission de données sans fils.

L'élaboration du système de la semelle connectée est un projet qu'on pourrait qualifier de pluridisciplinaire dans la mesure où il fallait passer par plusieurs domaines pour la réalisation finale du prototype. Chaque début de projet commence par une partie recherche bibliographique sur le sujet de thèse. Les différents travaux de recherches et les documentations disponibles ont permis de reconstituer un ensemble d'informations sur les besoins et les solutions qui sont déjà disponibles sur le marché. Les informations obtenues nous ont permis de définir par la suite les éléments constituant notre système d'analyse de la marche.

Pour la réalisation de la semelle piézoélectrique connectée, il a fallu tout d'abord commencer par la réalisation des capteurs. Dans cette partie, il a été nécessaire de porter la casquette du chimiste pour l'élaboration de la solution précurseur et la réalisation des caractérisations liées aux matériaux. La fabrication du capteur à base de couches piézoélectriques déposées sur substrat d'aluminium flexible est un procédé élaboré précédemment à l'IETR [1]. Après plusieurs essais de réalisation de capteurs, j'ai finalement pu maîtriser le procédé de fabrication et par la suite j'ai réalisé des modifications sur les capteurs pour les rendre encore plus résistants et performants. La suite des travaux a porté sur la définition de la fonction de transfert qui permet de mettre en relation le signal de sortie du capteur avec la déformation appliquée. Ici, nous avons dû enfilet la combinaison des mécaniciens. La collaboration avec le laboratoire de mécanique GEM et les différentes documentations ont permis de développer une méthode de conversion validée par des essais expérimentaux.

Dans la partie acquisition et transmission de données, j'ai repris ma blouse d'ingénieurs en automatique et électronique de systèmes embarqués pour exploiter les connaissances acquises pendant mon parcours universitaire. Le travail a consisté à réaliser une chaîne de transmission qui va permettre d'enregistrer les données capteurs, puis de les envoyer via une connexion sans fils via un récepteur. Pour la réalisation du système de transmission, il était important de prendre en considération des paramètres relatifs aux capteurs pour un fonctionnement optimal. Des adaptations du circuit ont été nécessaires pour pouvoir réaliser l'acquisition de plusieurs capteurs, des problèmes d'interférences et d'adaptation ont pu être résolus en ajoutant un circuit au système d'acquisition de base.

Arrivés à la partie réception des données, nous avons voulu mieux représenter les résultats. Au lieu d'avoir un fichier de données dans lequel il fallait tracer les courbes, nous avons réalisé une interface graphique capable de faire une représentation directe de la marche. L'idée dans cette partie était de se rapprocher des représentations données par le tapis de marche podologique pour pouvoir au final faire une comparaison entre les deux dispositifs. L'assemblage des différentes parties a permis de réaliser un prototype d'analyse de la marche, qui représente l'aboutissement des trois ans de thèse. Les tests réalisés sur le dispositif final ont confirmé son bon fonctionnement et ont permis d'identifier des anomalies et les limites liées au système.

Le temps d'une thèse paraît long, mais arrivé à la fin, on se rend compte qu'il est court. Il reste encore du travail à faire pour totalement conclure le projet. C'est vraiment à ce moment qu'on comprend qu'on ne finit pas vraiment une thèse, mais qu'à un moment donné, il faut s'arrêter et passer le relais.

Perspectives

La semelle connectée réalisée dans le cadre de la thèse est un dispositif fonctionnel, mais des parties à améliorer ont été identifiées. Les perspectives concernent principalement le dispositif en lui-même et les améliorations et travaux qui peuvent être réalisés pour régler certaines anomalies et rendre le système plus performant. Les essais de la marche réalisés avec le dispositif, comme décrit préalablement dans le chapitre cinq, ont permis d'identifier des problèmes et des limites de fonctionnement. Nous avons dans cette partie identifié plusieurs points à améliorer concernant principalement les capteurs utilisés :

- Asymétrie entre la courbe de charge et la décharge due au piège de charge qui apparaît durant l'étape de la polarisation.
- La lenteur de la décharge pendant le cycle de la marche (constante de temps $\tau = RC$)
- Le bruit de mesure, des vibrations enregistrées dues à la sensibilité des capteurs

Afin de régler ces problèmes, plusieurs modifications et propositions sont établies. D'abord, pour le temps de décharge, des études sur le choix de la taille du capteur doivent être réalisées pour permettre de modifier la capacité vers une valeur qui permet de diminuer le temps de décharge. Des modifications peuvent être aussi réalisées sur le système d'acquisition pour diminuer l'impédance équivalente du circuit, il faut essayer de trouver un compromis entre une valeur d'impédance qui permet d'avoir une décharge plus faible et une impédance qui permet d'avoir l'amplitude la plus importante. L'asymétrie entre les deux électrodes est aussi un point à relever durant les tests démarrage. On peut remédier à cela en modifiant le type d'électrode inférieure déposée ou bien en incluant un algorithme intelligent qui permet de faire une compensation numérique entre la charge et la décharge. Le bruit de mesure peut aussi être supprimé en ajoutant un filtre numérique.

Le nombre de capteurs utilisés dans notre projet est limité par les entrées analogiques disponibles sur la carte d'acquisition (8 pour les pins analogiques). Pour avoir la possibilité de mettre plus de capteurs, il serait intéressant de réaliser notre propre système en mettant plusieurs pins analogiques, ça permettra d'avoir plus de capteurs et ainsi plus de données. Réaliser notre propre carte va permettre de miniaturiser la carte en incluant juste les éléments nécessaires au dispositif. On pourra intégrer directement le circuit externe réalisé pour l'offset, ce qui va permettre de réduire encore plus la taille du système d'acquisition et en même temps limiter les pertes et diminuer le bruit.

L'autonomie en énergie du système pourrait être une autre piste à creuser. Un travail de dimensionnement pourrait être ajouté pour intégrer un système à base de générateurs piézoélectriques pour alimenter le système d'acquisition et de transmission de données.

La seconde étape après validation du prototype est l'amélioration des parties identifiées. Elle consiste en l'utilisation du système pour la réalisation des tests cliniques pour différentes pathologies. Cette partie serait en collaboration directe avec le podologue pour l'interprétation et l'analyse des données. Les essais pourraient être réalisés sur un patient qui présente déjà des troubles de la marche, puis sur plusieurs personnes, le but étant de récolter le maximum d'informations qui permettra de faire une étude plus complète et plus spécifique sur les différentes pathologies.

Tables des figures

Figure 1 (a)Représentation des types de foulées [8] et (b) d'appuis du pied par rapport à la pression plantaire [9]	1
Figure 2 Force de réaction du sol lors d'un cycle de marche normal[12]	2
Figure 3 Personne avec une marche associée à la maladie de parkinson [13]	3
Figure 4 Personne avec une marche associée à l'hémiplégie [15]	3
Figure 5 Personne avec une marche associée à l'ataxie [19]	4
Figure 6 tapis de marche podologique [20].....	5
Figure 7 Résultats de deux tests de marche réalisés sur un tapis de marche podologique (a) sans chaussure et (b) une fois avec chaussure.....	6
Figure 8 empreintes du pied enregistrées sur différents patients [21].....	6
Figure 9 : (a) Emplacement des capteurs FSR en bleu et du capteur de mouvement en rouge sur le pied et (b) prototype de la chaussure connectée[22]	7
Figure 10 Résultats d'enregistrement d'une marche de Parkinson et message transmis par Bluetooth..	8
Figure 11 Algorithme de division (a) et système W-inshoe® avec ses 9 capteurs isolés reliés au boîtier (b).	8
Figure 12 : Schéma des 3 groupes de capteurs et les notes émises (a) et schéma récapitulatif de l'apparition des sons pour le mode « chronologie » lors d'un appui (b).....	9
Figure 13 Semelle connectée commercialisée par Digitsole [24].	9
Figure 14 Semelle connectée commercialisée par FeetMe[25].....	10
Figure 15 Images des différents systèmes d'analyse de la marche utilisée par le podologue pour la réalisation d'une semelle podologique [22 - 25].	10
Figure 16 Schémas récapitulatifs du projet de réalisation de semelle piézoélectrique connectée.....	11
Figure 17 Représentation de la jauge à l'état de repos et pendant l'effort de traction [29].	12
Figure 18 Circuit pont de Wheatstone utilisé pour les capteurs piézorésistifs [30].	13
Figure 19 Exemples de capteurs à effet piézorésistifs [31],[32].	13
Figure 20 Schéma explicatif de l'effet piézoélectrique direct et indirect [33].....	14
Figure 21 Représentation du fonctionnement d'une montre en quartz [35].	14
Figure 22 exemple de capteur piézoélectrique céramique (buzzer passif)[36].	15
Figure 23 Le modèle général du capteur PVDF, comprenant : (a) la structure et (b) les directions de sensibilité du capteur[38].	16
Figure 24 Image représentative des différents éléments constituant les capteurs piézoélectriques, image d'un capteur piézoélectrique flexible	16
Figure 25 les appareils Wi-Fi se connectent directement au réseau Wi-Fi du domicile[40].....	17
Figure 26 Architecture réseau sans fil (maillage) pour le protocole ZigBee [40].....	18
Figure 27 Illustration de la répartition des différents protocoles de communication sans fils en fonction de la portée, du débit et du coût [44]	19
Figure 28 comparaisons des langages de programmation pour le développement d'une application web [45].	20
Figure 29 Effet piézoélectrique direct et indirect [52]	25
Figure 30 Organisation des différentes classes cristallines [53].....	26
Figure 31 schéma de la structure pérovskite (a) cubique, (b) déformée par le décalage de l'ion au centre[54].	27
Figure 32 Utilisation d'un faisceau laser XeCL pour la séparation de la couche de saphir de la céramique [56].	28
Figure 33 Schémas récapitulatifs du procédé d'élaboration de la solution précurseur de PZT.....	30
Figure 34 Schéma récapitulatif de couches minces de PZT sur de l'aluminium.....	31

Figure 35 (a) feuille d'aluminium avant dépôt de PZT, (b) feuille d'aluminium après dépôt de PZT (épaisseur de 3 μm).	31
Figure 36 Représentation du bâti de dépôt par évaporation thermique [58]	32
Figure 37 Exemples de (a) spectre de diffraction X de PZT sur substrat d'aluminium et support d'inox, (b) spectre de diffraction X de PZT de l'échantillon avec phase pyrochlore.	33
Figure 38 Représentation du circuit Sawyer-Tower.	33
Figure 39 Cycles d'hystérésis caractéristique d'un échantillon de PZT.	34
Figure 40 (a) Photos du capteur piézoélectrique flexible, (b) représentation des couches constituant le capteur	34
Figure 41 Ruban en bande de cuivre flexible [59].	35
Figure 42 (a) Bobine de fils en fibres d'acier inoxydable [60], (b) colle conductrice [61].	36
Figure 43 Fils électriques avec le cuivre comme conducteur.	36
Figure 44 Capteurs piézoélectriques avec différents connecteurs (a) bande de cuivre, (b) acier inoxydable, (c) fils conducteurs en cuivre.	36
Figure 45 (a) Schéma du circuit électrique équivalent au montage expérimental, (b) système lego avec actionneur pour l'application des déformations au capteur PZT en fonction de la variation des résistances.	38
Figure 46 Signal de sortie du capteur en fonction de la valeur de la résistance de mesure.	38
Figure 47 Courbes de l'évolution des paramètres électriques théoriques (en continu) et réelle (en points) d'un capteur flexible en fonction de la résistance.	39
Figure 48 illustration du cycle de la marche pour différents types de pied[63].	43
Figure 49 Loi de comportement électromécanique[64]	44
Figure 50 Courbe du signal tension $U(V)$ d'un capteur superposé à la courbe de la dérivée $dF(t)/dt$ de la force appliquée.	45
Figure 51 Courbe du signal tension U d'un capteur en valeur absolue superposée à la courbe de force $F(t)$ appliquée.	46
Figure 52 Image de la manipulation pour la caractérisation mécanique du capteur piézoélectrique avec son schéma représentatif	48
Figure 53 Capteur piézoélectrique céramique (7BB-35-3L0) [67]	48
Figure 54 courbe de force appliquée sur le capteur industrielle par la Shimadzu	50
Figure 55 Courbe de force obtenue avec la conversion de données avec la méthode min max et un facteur $K = 3.7^{E4} \text{ N.m}^2/\text{C}$.	50
Figure 56 Superposition de la courbe de force obtenue par la Shimadzu et celle obtenue par calcul avec la méthode des trapèzes et un facteur $K = 3.9^{E4} \text{ N.m}^2/\text{C}$.	52
Figure 57 Courbe de la force $F(N)$ appliquée en fonction du déplacement de charge $Dz(\text{C}/\text{m}^2)$ pour un PZT industriel.	53
Figure 58 Superposition de la courbe de force obtenue par la Shimadzu et celle obtenue par calcul avec la méthode des trapèzes et un facteur $K = 4.2^{E6}$	53
Figure 59 Résultats obtenus pour le calcul de K pour chaque valeur de ΔF correspondant au Tableau 7.	54
Figure 60 Capteur piézoélectrique flexible-IETR	56
Figure 61 (a) Données de force obtenues avec la Shimadzu, (b) Données de tension obtenues avec la carte MyDAQ.	56
Figure 62 courbe de la force $F(N)$ appliquée en fonction du déplacement de charge $Dz(\text{C}/\text{m}^2)$.	57
Figure 63 Superposition des courbes de forces obtenues par la Shimadzu et celle obtenue par calcul	57
Figure 64 Résultats des valeurs de K obtenues pour trois essais sur un capteur piézoélectrique flexible	58
Figure 65 Logigramme récapitulatif du travail réalisé dans ce chapitre 3.	60
Figure 66 schéma de la carte d'acquisition Adafruit Feather nRF52832 [69].	67
Figure 67 Circuit diviseur de tension pour la mesure de la résistance de charge de la carte nRF52832.	67

Figure 68 Illustration des intervalles de connexions de quelques appareils courants [75].	69
Figure 69 : Illustration de nombre de paquets par intervalles pour quelques appareils [75].	69
Figure 70 Résultats de l'acquisition des données avec la carte nRF52832 pour : (a) un intervalle de connexions 30 ms et (b) un intervalle de connexions 11.25 ms.	70
Figure 71 Circuits d'acquisition des données avec la carte Adafruit feather nRF52.	70
Figure 72 Circuits d'acquisition des données de quatre capteurs avec la carte Adafruit feather nRF52.	71
Figure 73 Schéma équivalent du système d'acquisition des données pour quatre capteurs.	71
Figure 74 application Adafruit Bluefruit LE Connect [77].	72
Figure 75 Schéma des essais d'acquisition des données d'un capteur sur un pont lego (a) utilisant l'oscilloscope (a) et avec la carte d'acquisition nRF52(b).	73
Figure 76 Résultats d'acquisition de données d'un capteur PZT enregistrées avec un oscilloscope et avec la carte nRF52.	74
Figure 77 Schéma blocs des étapes de la lecture des pins pour la carte nRF52.	74
Figure 78 Carte d'acquisition Feather Huzzah ESP32[78].	75
Figure 79 Circuits d'acquisition des données de quatre capteurs avec la carte Huzzah ESP32	76
Figure 80 Illustration de l'acquisition des données séries avec la carte ESP32.	76
Figure 81 Représentation de la structure de communication Wifi de la carte ESP32.	77
Figure 82 Blocs de construction d'application sur IO.Adafruit [82]	78
Figure 83 Présentation de l'application réalisée à l'aide de l'interface Web IO. Adafruit.	78
Figure 84 Schéma récapitulatif des langages utilisés pour la construction de l'interface graphique.	79
Figure 85 Interface graphique réalisée pour la récupération des données capteurs de la semelle piézoélectrique connectée.	80
Figure 86 Empreinte d'un pied avec la modélisation de la gaussienne en 2D pour deux capteurs.	82
Figure 87 Représentation de l'empreinte du pied et des capteurs réalisés sur le logiciel Inkscape (a), Récupération de la position des capteurs (b).	82
Figure 88 Courbe de force appliquée au capteur piézoélectrique par la machine de traction/compression Shimadzu.	83
Figure 89 Résultats de la récupération des données affichées sur l'interface graphique.	84
Figure 90 Modèle de division plantaire sur une empreinte [2](a), division plantaire sur une empreinte réelle (b).	89
Figure 91 Semelle réalisée à base de PET avec des capteurs piézoélectriques intégrés.	90
Figure 92 Système d'acquisition des données pour la semelle connectée.	90
Figure 93 Boitier du système d'acquisition et de transmission de données.	91
Figure 94 : Prototype de semelle piézoélectrique connectée (a), placé dans la chaussure (b).	91
Figure 95 Image représentative de la chaîne de transmission des données pour le dispositif de suivi de la marche.	92
Figure 96 Spectres de diffraction X de quatre échantillons de PZT sur substrat d'aluminium et support en inox	92
Figure 97 Cycles d'hystérésis caractéristiques des quatre échantillons de PZT.	93
Figure 98 Courbe de la force F(N) appliquée en fonction du déplacement de charge Dz(C/m ²) pour quatre capteurs PZT flexibles.	94
Figure 99 Plateforme Web développée pour le traitement et l'affichage des données.	95
Figure 100 Courbe de la marche représenté par des signaux bruts de la tension en fonction de temps	95
Figure 101 Courbe de la marche illustrée en force en fonction de temps enregistrée par le système.	96
Figure 102 Représentation des trois types d'appui du pied selon l'angle de la cheville (pronateur, neutre et supinateur) [3].	96
Figure 103 Représentation des trois étapes d'une marche (a) et la courbe du cycle de marche correspondante (b).	97
Figure 104 Résultats de la marche pour plusieurs pas.	98
Figure 105 Résultat de plusieurs pas de marche illustrée en force.	98

Figure 106 Résultat sur la plateforme Web de l'essai de marche avec deux pas à intervalle différé....	99
Figure 107 Résultats de l'enregistrement de la marche pour plusieurs pas à l'aide de l'oscilloscope en fonction de l'impédance du circuit équivalent.	100
Figure 108 capteurs piézoélectriques avec deux tailles différentes d'électrode supérieure : 0.7cm ² (0.7 cm x 1 cm) et 1.8 cm ² (1.2 cm x 1.5 cm).....	101
Figure 109 Fiche d'analyse enregistrée pour la marche obtenue avec le tapis de marche pédologique pour des pieds nus.	102
Figure 110 Fiche d'analyse enregistrée pour la marche obtenue avec le tapis de marche podologique avec des pieds chaussés.....	103
Figure 111 Fiches d'analyses enregistrées pour un pas (a), deux pas (b), trois (c), et plus de trois pas (d) sur le tapis de marche podologique	104
Figure 112 Test de marche avec la semelle connectée intégrée dans la chaussure sur un tapis de marche podologique.....	105
Figure 113 Courbe du pas enregistré par le tapis de marche podologique.....	105
Figure 114 Courbe du pas enregistré par la semelle piézoélectrique connectée	106
Figure 115 Courbe du cycle de la marche enregistrée avec le tapis de marche podologique superposée à la courbe du cycle de la marche enregistrée avec semelle piézoélectrique connectée.	106
Figure 116 Courbes du cycle de la marche enregistrée avec le tapis marche avec chaussure et pied nue superposée à la courbe du cycle de la marche enregistrée avec semelle piézoélectrique connectée...	107

Liste des tableaux

Tableau 1 récapitulatif des caractéristiques définies pour quatre types de marche	8
Tableau 2 tableau des caractéristiques de quelques technologies sans fil [43].	19
Tableau 3 Caractéristiques piézoélectriques de quelques matériaux [52]	26
Tableau 4 Comparaison entre les propriétés de différents substrats métalliques [57].	29
Tableau 5 Résultats obtenus pour $K(N.m^2/C)$ avec la méthode min max	49
Tableau 6 Résultats de $K(N.m^2/C)$ obtenus avec la méthode des trapèzes.....	51
Tableau 7 Valeurs de la raideur piézoélectrique K d'un capteur industriel obtenues pour différentes valeurs de ΔF	55
Tableau 8 Valeurs de K obtenue pour trois capteurs industriels pour différentes valeurs de $\Delta F(N)$	55
Tableau 9 Valeurs de la raideur piézoélectrique K obtenue pour trois essais de pression avec différentes valeurs de ΔF	59
Tableau 10 Valeurs de K obtenue pour trois capteurs pour différentes valeurs de $\Delta F(N)$	59
Tableau 11 Différence entre le Bluetooth classique et le Bluetooth LE (Low Energy) [74]	68
Tableau 12 Valeurs de raideur piézoélectrique pour quatre capteurs.....	94

Liste des abréviations

BPCO	BronchoPneumopathie Chronique Obstructive
GPS	Global Positioning System
PVDF	Polyfluorure de vinylidène
PZT	Titano-Zirconate de Plomb
BLE	Bluetooth Low Energy
IETR	Institut d'Electronique et des Technologies du numéRique
DRX	Diffraction des Rayons X
PET	Polyéthylène téréphtalate
PVD	Physical Vapor Deposition
DMM	Digital Multimeter
SIG	Special Interest Group
IOT	Internet Of Things
iOS	IDevice Operating System
USB	Universal Serial Bus
WIFI	Wireless Fidelity
VS CODE	Visuel Studio Code
HTML	HyperText Markup Language
CSS	Cascading Style Sheets
Adresse IP	Internet Protocol address
Web	World Wide Web (worldwide « mondial » et de web « toile d'araignée »)

Bibliographie

- [1] “FOOT STRIKE PATTERNS OF RUNNERS AT THE 15-KM POINT DURING AN ELITE-LEVEL HALF MARATHON - ProQuest.” <https://www.proquest.com/openview/afe46ff74bf0438dd2f78dcaaa4eb17e/1?cbl=30912&pq-origsite=gscholar&parentSessionId=W2pRw0qix%2BdryeOuBjUqQ3b7JjMX3UQZf%2Fo32WHsfZ0%3D> (accessed Jun. 21, 2022).
- [2] A. Mündermann, B. M. Nigg, R. Neil Humble, and D. J. Stefanyshyn, “Foot orthotics affect lower extremity kinematics and kinetics during running,” *Clinical Biomechanics*, vol. 18, no. 3, pp. 254–262, Mar. 2003, doi: 10.1016/S0268-0033(02)00186-9.
- [3] M. W. Lawless, G. T. Reveal, and R. T. Laughlin, “Foot Pressures During Gait: A Comparison of Techniques for Reducing Pressure Points,” *Foot Ankle Int.*, vol. 22, no. 7, pp. 594–597, Jul. 2001, doi: 10.1177/107110070102200712.
- [4] D. B. Clement, J. E. Taunton, and G. W. Smart, “Achilles tendinitis and peritendinitis: Etiology and treatment,” *Am J Sports Med*, vol. 12, no. 3, pp. 179–184, May 1984, doi: 10.1177/036354658401200301.
- [5] J. T. Vtasalo and M. Kvist, “Some biomechanical aspects of the foot and ankle in athletes with and without shin splints,” *Am J Sports Med*, vol. 11, no. 3, pp. 125–130, May 1983, doi: 10.1177/036354658301100304.
- [6] L. N. Burkett, W. M. Kohrt, and R. Buchbinder, “Effects of shoes and foot orthotics on VO₂ and selected frontal plane knee kinematics,” *Med Sci Sports Exerc*, vol. 17, no. 1, pp. 158–163, Feb. 1985.
- [7] “Eliud Kipchoge,” *Wikipédia*. Apr. 28, 2022. Accessed: Jun. 21, 2022. [Online]. Available: https://fr.wikipedia.org/w/index.php?title=Eliud_Kipchoge&oldid=193235636
- [8] “Pronation vs supination : foulée running neutre, pronateur ou supinateur ?,” *TopChrono.biz*, Sep. 13, 2021. <https://www.topchrono.biz/pronation-supination-foulee-running-neutre-pronateur-supinateur/> (accessed Jun. 21, 2022).
- [9] “Avez-vous les pieds creux?,” *Index Santé*. <https://www.indexsante.ca/chroniques/664/avez-vous-les-pieds-creux.php> (accessed Jun. 21, 2022).
- [10] “Better Health Step-by-Step,” *FeetMe*. <https://feetmehealth.com/> (accessed Jul. 29, 2022).
- [11] “Digitsole® entreprise de santé numérique, leader dans le secteur de l’e-santé,” *Digitsole*. <https://digitsole.com/fr/> (accessed Jul. 29, 2022).
- [12] A. V. Wiik, A. Aqil, M. Brevadt, G. Jones, and J. Cobb, “Abnormal ground reaction forces lead to a general decline in gait speed in knee osteoarthritis patients,” *World Journal of Orthopedics*, vol. 8, no. 4, pp. 322–328, Apr. 2017, doi: 10.5312/wjo.v8.i4.322.
- [13] “Maladie de Parkinson : définition, symptômes et traitements,” *Santé sur le Net, l’information médicale au cœur de votre santé*. <https://www.sante-sur-le-net.com/maladies/neurologie/maladie-parkinson/> (accessed Jun. 22, 2022).
- [14] “L’hémiplégie : cause, symptôme, traitement chez les seniors.” <https://lemagdusenior.ouest-france.fr/dossier-427-hemiplegie.html> (accessed Jun. 22, 2022).
- [15] “Profil de peter yuen (peter1419),” *Pinterest*. <https://www.pinterest.com/peter1419/> (accessed Jun. 22, 2022).
- [16] “Qu’est-ce que la neuroplasticité? | Neuro-Concept réadaptation,” *Neuro-Concept - Centre de réadaptation neurologique*, Oct. 21, 2020. <https://www.neuro-concept.ca/fr/quest-ce-que-la-neuroplasticite/> (accessed Jun. 24, 2022).
- [17] “Sémiologies des ataxies, des troubles de la marche et des dysarthries,” *Collège des Enseignants de Neurologie*, Nov. 22, 2016. <https://www.cen-neurologie.fr/fr/premier-cycle/s%C3%A9miologie-analytique/syndrome-myogène-myopathique/syndrome-myog%C3%A8ne-myopathique-0> (accessed Jun. 23, 2022).
- [18] “Ataxie : définition, symptômes, traitements, causes,” *Medisite*. <https://www.medisite.fr/maladies-neurologiques-ataxie-definition-symptomes-traitements-causes.5557964.146457.html> (accessed Jun. 23, 2022).

Bibliographie

- [19] “Vertigo Symptoms - How to get rid of Vertigo Symptoms,” *Curetack*, Jan. 19, 2018. <http://curetack.com/vertigo-symptoms/> (accessed Jun. 23, 2022).
- [20] “WIN-TRACK,” *Medicapeurs*. <https://www.medicapeurs.com/produits/wintrack/> (accessed Jun. 23, 2022).
- [21] “Empreinte. Types, ce qu’il dit sur vos pieds et comment il peut être analysé - Podoactiva. Leaders en podiatrie,” *Podoactiva. Líderes en Podología*, Sep. 02, 2021. <https://www.podoactiva.com/fr/blog/Que-dit-votre-empreinte-de-vous-et-comment-peut-elle-%C3%AAtre-analys%C3%A9e-%3F> (accessed Jun. 08, 2022).
- [22] S. V. K. Peddinti, “Smart shoe gait analysis and diagnosis: designing and prototyping of hardware and software,” Thesis, 2018. doi: <https://doi.org/10.7912/C2HT0C>.
- [23] L. Claverie, “Biofeedback pour l’optimisation de la locomotion : conception et validation d’un système embarqué d’évaluation de la locomotion à partir des pressions plantaires,” phdthesis, Université Paul Sabatier - Toulouse III, 2017. Accessed: Jun. 27, 2022. [Online]. Available: <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-01902552>
- [24] “Semelles connectées Digitsole Smart Insoles.” https://www.decathlon.fr/p/semelles-connectees-digitsole-smart-insoles/_/R-p-X8655885 (accessed Jul. 06, 2022).
- [25] “FeetMe,” *CLINALLIANCE R&D*. <http://rd.clinalliance.fr/feetme> (accessed Jul. 29, 2022).
- [26] D. P. Paillard, “Podologie et consultation podologue à Paris | Dr Paillard,” *Dr Philippe Paillard*. <https://www.chirurgie-orthopedique-paris.com/autres-specialites/podologie/> (accessed Jul. 07, 2022).
- [27] “Pourquoi se rendre chez le podologue pour faire des semelles ? - L’Équipe.” <https://www.lequipe.fr/Coaching/Bien-etre/Actualites/Pourquoi-se-rendre-chez-le-podologue-pour-faire-des-semelles/944581> (accessed Jul. 07, 2022).
- [28] R. Seveno and D. Averty, “Ultra light tunable capacitor based on PZT thin film deposited onto aluminium foil,” *J Sol-Gel Sci Technol*, vol. 68, no. 2, pp. 175–179, Nov. 2013, doi: 10.1007/s10971-013-3149-8.
- [29] “capteurs.pdf.” Accessed: Jun. 30, 2022. [Online]. Available: <https://www.les-electroniciens.com/sites/default/files/cours/capteurs.pdf>
- [30] “Utilisation des capteurs, des détecteurs, des codeurs. - Les jauges d’extensométrie.” http://silanus.fr/bts/activites/Maugenet/co/Les_jauges_d_extensometrie.html (accessed Jun. 30, 2022).
- [31] “CAPTEURS DE PRESSION SUPERFICIELLE REF 182389-62 Comparer les prix de CAPTEURS DE PRESSION SUPERFICIELLE REF 182389-62 sur Hellopro.fr.” <https://materiel.hellopro.fr/capteurs-de-pression-superficielle-ref-182389-62-495643-3000728-produit.html> (accessed Jun. 30, 2022).
- [32] A. Sense, “Les capteurs de pesage à jauge de contrainte.” <https://www.automation-sense.com/blog/automatisme/les-capteurs-de-pesage-a-jauge-de-contrainte.html> (accessed Jun. 30, 2022).
- [33] C. Fendzi, “Structural Health Monitoring of Composite Structures : application to the Monitoring of Aeronautical Nacelles.,” 2015.
- [34] T. Martinez, “Étude d’un transformateur piézoélectrique à onde progressive et de son application aux convertisseurs de puissance,” phdthesis, Université Paris Saclay (COMUE), 2019. Accessed: Jul. 29, 2022. [Online]. Available: <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-02406188>
- [35] “Comment fonctionnent les montres à quartz ? - Couleur-Science.” <https://couleur-science.eu/?d=3fe5fa--comment-fonctionnent-les-montres-a-quartz> (accessed Jul. 04, 2022).
- [36] F. MOCQ, “Module Buzzer,” *Framboise 314, le Raspberry Pi à la sauce française....*, Feb. 28, 2018. <https://www.framboise314.fr/scratch-raspberry-pi-composants/module-buzzer/> (accessed Jul. 01, 2022).
- [37] A. Cornogolub, “Nouvelles structures à polymères électroactifs,” phdthesis, Université de Lyon, 2016. Accessed: Jul. 05, 2022. [Online]. Available: <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-01494674>
- [38] M. Luo, H. Luo, D. Axinte, D. Liu, J. Mei, and Z. Liao, “A wireless instrumented milling cutter system with embedded PVDF sensors,” *Mechanical Systems and Signal Processing*, vol. 110, pp. 556–568, Sep. 2018, doi: 10.1016/j.ymssp.2018.03.040.

Bibliographie

- [39] “L’usage d’Internet dans le monde en cinq chiffres,” *Les Echos*, Feb. 09, 2019. <https://www.lesechos.fr/tech-medias/hightech/lusage-dinternet-dans-le-monde-en-cinq-chiffres-963228> (accessed Jul. 30, 2022).
- [40] “Wi-Fi vs. Zigbee : on démêle le tout pour vous!,” <https://www.sinopetech.com/>, Feb. 05, 2021. <https://www.sinopetech.com/blog/2021/02/05/wifi-vs-zigbee-on-demele-le-tout-pour-vous/> (accessed Jul. 13, 2022).
- [41] “Le Bluetooth : qu’est-ce que c’est et comment ça marche ? | PRIXTEL.” <https://www.prixtel.com/decouvrir-prixtel/actualite/news/le-bluetooth-quest-ce-que-c-est-et-comment-ca-marche/> (accessed Jul. 29, 2022).
- [42] “Zigbee : tout savoir sur ce protocole domotique,” *Enki*, Mar. 21, 2022. <https://enki-home.com/zigbee-protocole-domotique/> (accessed Jul. 29, 2022).
- [43] H. Mshali, T. Lemlouma, M. Moloney, and D. Magoni, “A Survey on Health Monitoring Systems for Health Smart Homes,” *International Journal of Industrial Ergonomics*, vol. 66, Jul. 2018, doi: 10.1016/j.ergon.2018.02.002.
- [44] “868MHz,” *IoT Industrial Devices*. <https://iot-industrial-devices.com/tag/868mhz/> (accessed Jul. 13, 2022).
- [45] M. Catty, “Quelle technologie pour votre application web métier en 2020 ?” <https://www.synbioz.com/blog/quelle-technologie-application-web-metier> (accessed Jul. 08, 2022).
- [46] T. Dufay, “Etude de couches minces piézoélectriques flexibles pour la récupération d’énergie vibratoire,” thesis, Nantes, 2017. Accessed: Apr. 18, 2020. [Online]. Available: <http://www.theses.fr/2017NANT4048>
- [47] J. Le Scornec, “Micro-générateurs aéroélectriques flexibles pour l’auto-alimentation de capteurs communicants,” These de doctorat, Nantes, 2020. Accessed: Aug. 15, 2022. [Online]. Available: <http://www.theses.fr/2020NANT4039>
- [48] “🔍 Piézoélectricité : définition et explications,” *Techno-Science.net*. <https://www.techno-science.net/definition/6756.html> (accessed Jul. 26, 2022).
- [49] “La piézoélectricité et le quartz piézoélectrique, une invention des frères Curie - Musée Curie.” <https://musee.curie.fr/decouvrir/archives-et-collections/voyagez-dans-les-collections/tresors-du-musee-curie/quartz-piezo-electrique> (accessed Jul. 20, 2020).
- [50] S. Katzir, “From ultrasonic to frequency standards: Walter Cady’s discovery of the sharp resonance of crystals,” *Archive for History of Exact Sciences*, vol. 62, no. 5, pp. 469–487, 2008.
- [51] “La piézoélectricité.” [Online]. Available: <https://crystal-bien-etre.com/lire/dossiers-bien-etre/piezoelectricite-27.html>
- [52] “Piézoélectricité, ferroélectricité et applications industrielles du PZT.” [Online]. Available: <http://csidoc.insa-lyon.fr/these/2003/millon/chapitre1.pdf>
- [53] “Caractérisation multi-échelle et lois de comportement dans les matériaux ferroélectriques,” <https://images.app.goo.gl/9PmUp3dKPr2PcFELA>.
- [54] S. Priya *et al.*, “A Review on Piezoelectric Energy Harvesting: Materials, Methods, and Circuits,” *Other repository*, Jan. 2019, Accessed: Jul. 21, 2020. [Online]. Available: <https://dspace.mit.edu/handle/1721.1/119839>
- [55] R. Seveno, “Realisation et caracterisation de couches minces ferroelectriques et antiferroelectriques de pzt,” thesis, Nantes, 2000. Accessed: Apr. 18, 2020. [Online]. Available: <http://www.theses.fr/2000NANT2074>
- [56] “Highly-Efficient, Flexible Piezoelectric PZT Thin Film Nanogenerator on Plastic Substrates - Park - 2014 - Advanced Materials - Wiley Online Library.” https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1002/adma.201305659?casa_token=hsg_R866f8gAAA%3AgqGgtFFMyLhSKJq7mz25R60I_fw927P8YJ2R-qrrvC8XvbQ95N4eCoDqCjkKyAb0p7aobuBRDnequdA (accessed Jul. 08, 2020).
- [57] R. Seveno, J. Carbajo, T. Dufay, B. Guiffard, and J. C. Thomas, “Flexible PET/Al/PZT/Al/PET multi-layered composite for low frequency energy harvesting,” *J. Phys. D: Appl. Phys.*, vol. 50, no. 16, p. 165502, Mar. 2017, doi: 10.1088/1361-6463/aa6373.
- [58] “Evaporation thermique.” <https://microelectronique.univ-rennes1.fr/fr/chap8b.htm> (accessed Jul. 15, 2020).

Bibliographie

- [59] “Ruban en cuivre RS PRO, 10mm x 33m | RS Components.” [https://fr.rs-online.com/web/p/rubans-metalliques/1767500?cm_mmc=FR-PLA-DS3A--google--CSS_FR_FR_Adhesifs_et_etancheite_Whoop--\(FR:Whoop!\)+Rubans+m%C3%A9talliques--1767500&matchtype=&aud-827186183926:pla-337132373211&gclid=CjwKCAjwqauVBhBGEiwAXOepkalObQ9Dp8fyKBnqAaVwYwO7w3nvxtNU7J2hmfVWz8tPr8bwHw7zXBoCmVEQAvD_BwE&gclsrc=aw.ds](https://fr.rs-online.com/web/p/rubans-metalliques/1767500?cm_mmc=FR-PLA-DS3A--google--CSS_FR_FR_Adhesifs_et_etancheite_Whoop--(FR:Whoop!)+Rubans+m%C3%A9talliques--1767500&matchtype=&aud-827186183926:pla-337132373211&gclid=CjwKCAjwqauVBhBGEiwAXOepkalObQ9Dp8fyKBnqAaVwYwO7w3nvxtNU7J2hmfVWz8tPr8bwHw7zXBoCmVEQAvD_BwE&gclsrc=aw.ds) (accessed Jun. 16, 2022).
- [60] Prestashop 1.5, “Bobine de fil conducteur mince 2 brins inoxydable - 23 m - Boutique Semageek.” <https://boutique.semageek.com/fr/382-bobine-de-fil-conducteur-mince-2-brins-inoxidable-23-m-3002830230968.html> (accessed Jul. 25, 2022).
- [61] “Adhésif CW2400, Liquide Seringue 14 g | RS Components.” <https://fr.rs-online.com/web/p/adhesifs/0496265> (accessed Jul. 25, 2022).
- [62] “7BB-35-3L0 | Buzzer piézo Murata, 3V c.a. max, pilot. ext. | RS Components.” [https://fr.rs-online.com/web/p/buzzers-piezoelectriques/7474691?cm_mmc=FR-PLA-DS3A--google--CSS_FR_FR_Passifs_Whoop--\(FR:Whoop!\)+Buzzers+pi%C3%A9zo%C3%A9lectriques--7474691&matchtype=&pla-476177383882&gclid=CjwKCAjw5p_8BRBUEiwAPpJO6_bOd2ZvDaLJRidJrKkvCD52XVQg zadPphvw4TYeaWTDH8HF6yK1xoCFb8QAvD_BwE&gclsrc=aw.ds](https://fr.rs-online.com/web/p/buzzers-piezoelectriques/7474691?cm_mmc=FR-PLA-DS3A--google--CSS_FR_FR_Passifs_Whoop--(FR:Whoop!)+Buzzers+pi%C3%A9zo%C3%A9lectriques--7474691&matchtype=&pla-476177383882&gclid=CjwKCAjw5p_8BRBUEiwAPpJO6_bOd2ZvDaLJRidJrKkvCD52XVQg zadPphvw4TYeaWTDH8HF6yK1xoCFb8QAvD_BwE&gclsrc=aw.ds) (accessed Oct. 15, 2020).
- [63] “La Marche,” *ALLO PODO*, Jan. 18, 2014. <https://allomonpied.wordpress.com/la-marche-2/> (accessed Aug. 31, 2022).
- [64] “Matériaux piézoélectriques - Caractérisation, modélisation et vibration - Michel Brissaud (EAN13 : 9782880746926),” *EPFL Press*. <https://www.epflpress.org/produit/404/9782880746926/materiaux-piezoelectriques> (accessed Jun. 21, 2021).
- [65] “Electromechanical Test Frames - Universal Testing | Shimadzu EZ-X.” <https://www.ssi.shimadzu.com/products/universal-tensile-testing/ez-x.html> (accessed May 18, 2021).
- [66] “Product.” <https://www.ni.com/fr-fr/shop/hardware/products/mydaq-student-data-acquisition-device.html> (accessed Jul. 31, 2022).
- [67] “MCFT-27T-4.2AL-127 - PIEZO ELEMENT.” <https://in.element14.com/multicomp-pro/mcft-27t-4-2al-127/piezo-element/dp/1801061> (accessed Jul. 31, 2022).
- [68] “Japanese government plans to hack into citizens’ IoT devices,” *ZDNET*, <https://www.zdnet.com/article/japanese-government-plans-to-hack-into-citizens-iot-devices/>. Accessed: Aug. 24, 2022. [Online]. Available: <https://www.zdnet.com/article/japanese-government-plans-to-hack-into-citizens-iot-devices/>
- [69] “Bluefruit nRF52 Feather Learning Guide,” *Adafruit Learning System*. <https://learn.adafruit.com/bluefruit-nrf52-feather-learning-guide/introduction> (accessed Apr. 15, 2020).
- [70] A. Industries, “Adafruit HUZZAH32 – ESP32 Feather Board.” <https://www.adafruit.com/product/3405> (accessed Aug. 28, 2022).
- [71] “Arduino, Feathers, Boards Products Category on Adafruit Industries.” <https://www.adafruit.com/category/830> (accessed Aug. 14, 2022).
- [72] “Bluetooth Special Interest Group,” *Wikipédia*. Jan. 15, 2017. Accessed: Oct. 03, 2022. [Online]. Available: https://fr.wikipedia.org/w/index.php?title=Bluetooth_Special_Interest_Group&oldid=133672379
- [73] G. Belfiore, “Bluetooth : bientôt une meilleure portée et des transferts plus rapides,” *Clubic.com*, Nov. 13, 2015. <https://www.clubic.com/reseau-informatique/bluetooth/actualite-786120-bluetooth-vitesse-transfert-multipliee.html> (accessed Aug. 25, 2022).
- [74] “Classic Bluetooth vs. Bluetooth Low Energy (BLE),” *IoT Lab - TERTIUM Cloud Blog*, Aug. 19, 2020. <https://iotlab.tertiumcloud.com/2020/08/19/classic-bluetooth-vs-bluetooth-low-energy-ble/> (accessed Aug. 17, 2022).
- [75] “Maximizing BLE Throughput on iOS and Android,” *Punch Through*, Apr. 03, 2016. <https://punchthrough.com/maximizing-ble-throughput-on-ios-and-android/> (accessed Sep. 07, 2020).

Bibliographie

- [76] “Bluefruit LE Connect for iOS and Android,” *Adafruit Learning System*. <https://learn.adafruit.com/bluefruit-le-connect/ios-setup> (accessed Jun. 16, 2022).
- [77] “Adafruit Circuit Playground Bluefruit,” *Adafruit Learning System*. <https://learn.adafruit.com/adafruit-circuit-playground-bluefruit/bluefruit-le-connect> (accessed Aug. 14, 2022).
- [78] “L6: Capacitive touch sensing,” *Physical Computing*. <https://makeabilitylab.github.io/physcomp/esp32/capacitive-touch-sensing.html> (accessed Aug. 17, 2022).
- [79] “Adafruit IO.” <https://io.adafruit.com> (accessed Aug. 25, 2022).
- [80] “PuTTY,” *Wikipédia*. Aug. 18, 2022. Accessed: Aug. 19, 2022. [Online]. Available: <https://fr.wikipedia.org/w/index.php?title=PuTTY&oldid=196215069>
- [81] “Adafruit IO Basics: Feeds,” *Adafruit Learning System*. <https://learn.adafruit.com/adafruit-io-basics-feeds/overview> (accessed Aug. 22, 2022).
- [82] “Adafruit IO Basics: Dashboards,” *Adafruit Learning System*. <https://learn.adafruit.com/adafruit-io-basics-dashboards/adding-blocks> (accessed Aug. 22, 2022).
- [83] “Visual Studio Code,” *Le blog technique Webnet*, Apr. 08, 2019. <https://blog.webnet.fr/visual-studio-code/> (accessed Aug. 22, 2022).
- [84] “Dessiner en toute liberté | Inkscape.” <https://inkscape.org/fr/> (accessed Aug. 23, 2022).
- [85] L. Claverie, A. Ille, and P. Moretto, “Discrete sensors distribution for accurate plantar pressure analyses,” *Medical Engineering & Physics*, vol. 38, Oct. 2016, doi: 10.1016/j.medengphy.2016.09.021.
- [86] L. rédaction T. Chrono, “Pronation vs supination: foulée running neutre, pronateur ou supinateur ?,” *TopChrono.biz*, Sep. 13, 2021. <https://www.topchrono.biz/pronation-supination-foulee-running-neutre-pronateur-supinateur/> (accessed Oct. 02, 2022).

Titre : Semelle piézoélectrique connectée pour applications médicales

Mots clés : Acquisition de données, Traitement de données, Instrumentation, Capteurs flexibles piézoélectriques, Communication sans fil, Caractérisation mécanique.

Résumé : Le domaine de la santé, avec ses disciplines multiples, a connu une grande évolution, cela grâce à l'intégration de dispositifs intelligents dans l'analyse et le traitement des patients. De par les relations avérées entre les troubles de la marche et certaines maladies chroniques, comme la maladie de Parkinson ou l'hémiplégie, l'étude de la marche présente actuellement un enjeu majeur dans le secteur médical. Dans ce contexte, le sujet de thèse porte sur la réalisation d'un dispositif d'enregistrement de la marche pour le suivi du patient à distance. Le système en question est une semelle connectée constituée principalement de capteurs piézoélectriques en couches minces souples (3 μm d'épaisseur), développés dans le laboratoire IETR. Ces capteurs sont élaborés en utilisant un procédé de dépôt par voie chimique (CSD) et une feuille d'aluminium (Al) commerciale comme substrat. Afin d'augmenter

la flexibilité des capteurs et de faciliter son insertion dans une chaussure, les films piézoélectriques sont encapsulés par laminage dans du polyéthylène téréphtalate (PET, 250 μm) qui sera découpé en forme de semelle. L'exploitation des informations fournies par les capteurs passe par une étape de conversion de données, cette étude mécanique du capteur permet de convertir les données issues du capteur en valeurs d'unité de force, que le podologue peut exploiter. Un système d'enregistrement et de transmission de données sans fils est intégré à la semelle pour la partie connectée du dispositif. L'originalité de ce travail réside à la fois dans l'approche de conception de l'appareil de suivi de la marche, car réalisé directement en concertation avec un podologue et dans la portabilité du dispositif, qui devrait permettre, à terme, le suivi d'un patient à domicile.

Title: Connected piezoelectric sole for medical applications

Keywords: Data acquisition, Data processing, Instrumentation, Piezoelectric flexible sensors, Wireless communication, mechanical characterization.

Abstract: The field of health, with these multiple disciplines, has undergone a great evolution, thanks to the integration of intelligent devices in the analysis and treatment of patients. Due to the proven relationships between gait disorders and some chronic diseases, such as Parkinson's or hemiplegia, the study of gait currently presents a major challenge in the medical sector. In this context, the thesis subject concerns the realization of a gait recording device for remote patient monitoring. The system in question is a connected sole consisting mainly of piezoelectric sensors in flexible thin layers (3 μm thick), developed in the IETR laboratory. These sensors are fabricated using a chemical deposition (CSD) process and commercial aluminum (Al) foil as the substrate. In order to increase the flexibility of the sensors and to

facilitate its insertion into a shoe, the piezoelectric films are encapsulated by lamination in polyethylene terephthalate (PET, 250 μm) which will be cut into the shape of a sole. The exploitation of the information provided by the sensors goes through a data conversion stage, this mechanical study of the sensor makes it possible to convert the data from the sensor into force unit values, which the podiatrist can use. A wireless data recording and transmission system is integrated into the sole for the connected part of the device. The originality of this work lies both in the design approach of the device for monitoring gait, since it was carried out directly in consultation with a podiatrist, and in the portability of the device, which should eventually allow monitoring of a patient at home.