



**Reconnaissance de l'altération frustrée de la marche dans le contexte d'une douleur
légère**

Par Mayess BACCARI

**Mémoire présenté à l'Université du Québec à Chicoutimi en vue de l'obtention du
grade de maîtrise en ingénierie, profil recherche**

Québec, Canada

RÉSUMÉ

L'analyse quantifiée du mouvement demeure un procédé précieux pour mesurer les problèmes d'altération du mouvement tel que la marche. L'altération de la marche due à une douleur légère persistante demeure un défi non seulement pour la mesure des limitations des activités, mais surtout pose un problème dans le suivi de la prise en charge en réadaptation.

L'objectif principal de ce projet est de quantifier et de reconnaître la marche altérée en présence d'une douleur légère au niveau du talon du pied en se basant sur une combinaison d'outils d'ingénierie en support en santé.

Une population composée de sept (7) adultes sains âgés de 29 ± 10 a été soumise à deux conditions expérimentales (marche sans douleur, marche avec douleur expérimentale légère). Une douleur expérimentale mécanique, maintenue entre 0 et 4 sur une échelle numérique de douleur, était appliquée au niveau du talon du pied dominant du participant. Le test de 6 mètres de marche sur un tapis instrumenté (GAITRite) était utilisé dans les deux conditions expérimentales (sans et avec douleur au pied) pendant trois vitesses différentes du mouvement (vitesse lente, vitesse normale et vitesse rapide). Un système de capteurs de pas (GAITRite) combiné à un système de capteurs inertiels (Perception Neuron) a été utilisé afin de recueillir les données des paramètres spatiaux et temporels. La méthode graphique a été utilisée pour ressortir les caractéristiques les plus pertinentes pour faire la reconnaissance.

Les caractéristiques sélectionnées ont renseigné sur la symétrie de la marche, le déplacement unidirectionnel du centre et du talon du pied dominant ainsi que l'accélération, la vitesse angulaire et le déplacement vertical du pied dominant (membre où la douleur expérimentale est introduite). Ces caractéristiques ont permis la construction des prototypes/ références de la marche normale pour chaque participant.

Les résultats ont montré principalement un changement au niveau du décalage temporel du déplacement des pieds dans la condition de marche altérée par rapport à la marche normale ainsi qu'une diminution de l'amplitude d'accélération et de vitesse angulaire dues aux mouvements d'adduction et de flexion plantaire du pied droit dans le cas de la marche altérée.

La contribution scientifique de ce projet réside dans la création des prototypes de la marche à partir des caractéristiques retenues qui devront permettre d'en faire la reconnaissance de la marche dans des conditions de distorsion frustrée et en présence d'une légère douleur.

TABLE DES MATIÈRES

RÉSUMÉ	II
TABLE DES MATIÈRES	IV
LISTE DES FIGURES	VI
LISTE DES SYMBOLES ET DES ACRONYMES.....	VIII
REMERCIEMENTS	VIII
CHAPITRE I.....	1
INTRODUCTION.....	1
1.1 Mise en contexte.....	1
1.2 Problématique.....	2
1.3 Objectifs.....	3
1.3 Organisation du rapport	4
CHAPITRE II	5
REVUE DE LITTERATURE.....	5
2.1 Introduction.....	5
2.2 Les paramètres biomécaniques de la marche	5
2.3 La qualification de la marche	8
2.3.1 L'observation de la marche	9
2.3.2 La quantification de la marche	10
2.3.2.1 L'acquisition des données de mouvements lors de la marche avec des capteurs inertiels	10
2.3.2.2 La quantification de la marche à partir des données des capteurs inertiels	15
2.3.2.3 L'acquisition des paramètres spatiaux et temporels de la marche avec le GAITRite... ..	18
2.4 Conclusion	20
CHAPITRE III	22
METHODOLOGIE DE RECHERCHE	22
3.1 Introduction	22
3.2 Population	24
3.3 Matériels	25
3.3.1 GAITRite	26
3.3.2 Perception Neuron	29

3.4	Protocole et réalisation expérimentale	29
3.5	Analyse des données	33
3.5.1	Filtrage	33
3.6	Classification	39
3.7	Conclusion	42
CHAPITRE IV		43
RESULTATS ET INTERPRETATIONS		43
4.1	Introduction	43
4.2	Résultat des caractéristiques.....	44
4.2.1	Résultat de l'accélération au pied droit.....	45
4.2.2	Résultat de la vitesse angulaire au pied droit	47
4.2.3	Résultat de l'évolution de la position verticale du pied droit.....	49
4.2.4	Résultat de l'indice de symétrie calculé à partir du temps d'oscillation (symétrie 1) et du temps d'appui (symétrie 2)	50
4.2.5	La représentation des décalages temporels α , β et γ	52
4.2.6	La représentation du déplacement des centres du talon des deux pieds CP1 et des centres des deux pieds CP2	59
4.3	Résultat de la classification	61
CHAPITRE V CONCLUSION		65
ANNEXES.....		67
RÉFÉRENCES.....		79

LISTE DES TABLEAUX

TABLEAU 1: MOYENNE D'AGE ET DES DONNEES MORPHOLOGIQUES	24
TABLEAU 2: CHRONOLOGIE DE L'EXPERIMENTATION	31
TABLEAU 3: CARACTERISTIQUES EXTRAITES DES IMU	34
TABLEAU 4: CARACTERISTIQUES EXTRAITES DU GAITRITE	37
TABLEAU 5 : ENSEMBLE DES CARACTERISTIQUES /PARAMETRES SELECTIONNEES	43
TABLEAU 6: LES VALEURS DE RATIO DE SYMETRIE AVEC PHASE D'OSCILLATION POUR CHAQUE PARTICIPANT DANS LES DEUX CONDITIONS DE MARCHE A VITESSE NORMALE	50
TABLEAU 7: LES VALEURS DE RATIO DE SYMETRIE AVEC PHASE D'APPUI POUR CHAQUE PARTICIPANT DANS LES DEUX CONDITIONS DE MARCHE A VITESSE NORMALE	51
TABLEAU 8: TAUX DE RECONNAISSANCE TROUVES AVEC LE MODELE DE MELANGE GAUSSIEN (GMM)	62
TABLEAU 9: TAUX DE RECONNAISSANCE TROUVES AVEC LA METHODE DES K PLUS PROCHES VOISINS (KNN)	63

LISTE DES FIGURES

FIGURE 1: DECOMPOSITION D'UN CYCLE DE MARCHÉ (1) [17].....	6
FIGURE 2: DECOMPOSITION D'UN CYCLE DE MARCHÉ (2) [1]	6
FIGURE 3: DECOMPOSITION D'UN CYCLE DE MARCHÉ EN PHASES FINES [18]	8
FIGURE 4: LES DIFFÉRENTES MÉTHODES D'ANALYSE DU MOUVEMENT DE LA MARCHÉ [1]...	9
FIGURE 5: UNE REPRÉSENTATION DES PARAMÈTRES SPATIAUX [15].....	13
FIGURE 6: LA COLLECTE DES DONNÉES AVEC CAPTEURS INERTIELS [21]	14
FIGURE 7: LE PLACEMENT DE L'APPAREIL INTELLIGENT ET L'ORIENTATION DES AXES DES ACCELEROMETRES [23].....	15
FIGURE 8: SYSTÈME DCNN PROPOSÉ PAR OMID DEHZANGI ET AL [19]	16
FIGURE 9: LA REPRÉSENTATION DES SPECTRES FRÉQUENTIELS D'UN CYCLE DE MARCHÉ POUR CHAQUE SUJET [19].....	17
FIGURE 10: POURCENTAGE DU CYCLE DE MARCHÉ DANS UN SIGNAL D'ACCELERATION VERTICALE MESURÉE PAR LE CAPTEUR INERTIEL PLACÉ SUR LE SACRUM AU MOMENT DE L'ATTAQUE DU TALON DANS CHAQUE CONDITION : MARCHÉ NORMALE, MARCHÉ RAPIDE ET COURSE[4]	18
FIGURE 11: CORRELATION DES DONNÉES ACQUISES PAR LE GAITRITE, LA VIDEO ET LA MÉTHODE PAPIER-CRAYON [24].....	20
FIGURE 12 : DEMARCHE METHODOLOGIQUE DU PRESENT PROJET	24
FIGURE 13: UN SYSTÈME CAPTEUR DE PAS GAITRITE [30]	26
FIGURE 14: UN SYSTÈME CAPTEUR DE PAS GAITRITE [30]	27
FIGURE 15: EMPREINTES DÉTECTÉES PAR LE GAITRITE.....	27
FIGURE 16: REPARTITION DES TRAPEZES POUR DÉTECTER C1 ET C2 [30].....	28
FIGURE 17: EXEMPLE DE DISPOSITION RELATIVE ENTRE LES EMPREINTES [30].....	28
FIGURE 18: PERCEPTION NEURON INSTALLÉ SUR UN PARTICIPANT MARCHANT SUR LE TAPIS GAITRITE.....	29
FIGURE 19: TROIS BOULONS DISPOSÉS CÔTÉ À CÔTÉ EN DESSOUS DU TALON, DANS LA CHAUSSETTE DU PARTICIPANT POUR CRÉER LA DOULEUR	30
FIGURE 20: PARTICIPANT PORTANT PERCPETION NEURON DURANT LA MARCHÉ SUR GAITRITE ET SON AVATAR SUR L'ORDINATEUR DE STOCKAGE DES DONNÉES	31
FIGURE 21: ECHELLE NUMÉRIQUE DE DOULEUR [33].....	32
FIGURE 22: SIGNAL D'ACCELERATION AU NIVEAU DU PIED DROIT AVANT FILTRAGE DANS LA CONDITION DE MARCHÉ NORMALE POUR UN PARTICIPANT	33
FIGURE 23: SIGNAL D'ACCELERATION AU NIVEAU DU PIED DROIT APRES FILTRAGE DANS LA CONDITION DE MARCHÉ NORMALE POUR UN PARTICIPANT	34
FIGURE 24: REPRÉSENTATION D'UN VECTEUR RESULTANT	35
FIGURE 25: DÉPLACEMENT DU CENTRE DU TALON CP1 (AG) LORS DE LA MARCHÉ ET DU CENTRE DU PIED CP2 (XZ) [30].....	38
FIGURE 26: GÉNÉRATION DES PROTOTYPES DE MARCHÉ.....	40
FIGURE 27: TEST DE CLASSIFICATION RÉALISÉ EN SE BASANT SUR LES PROTOTYPES GÉNÉRÉS.....	41
FIGURE 28:LA REPRÉSENTATION DES SIGNAUX D'ACCELERATION POUR CHAQUE PARTICIPANT DANS LES DEUX CONDITIONS DE MARCHÉ À VITESSE NORMALE (AMPLITUDE D'ACCELERATION EN FONCTION DU TEMPS).....	45
FIGURE 29: EXEMPLE D'UN SIGNAL D'ACCELERATION POUR UN SEUL PARTICIPANT DANS LES DEUX CONDITIONS DE MARCHÉ	46
FIGURE 30: DIFFÉRENTS MOUVEMENTS RÉALISÉS PAR LE PARTICIPANT DANS LE CONTEXTE DE LA MARCHÉ AVEC DOULEUR LÉGÈRE [37, 38].....	47
FIGURE 31: LES SIGNAUX DES VITESSES ANGULAIRES LORS DES DEUX CONDITIONS DE MARCHÉ (AVEC ET SANS DOULEUR) POUR CHAQUE PARTICIPANT À VITESSE NORMALE	48
FIGURE 32: EXEMPLE D'UN SIGNAL DE VITESSE ANGULAIRE POUR UN SEUL PARTICIPANT DANS LES DEUX CONDITIONS DE MARCHÉ	48
FIGURE 33: ÉVOLUTION DE LA POSITION VERTICALE DU PIED DROIT DANS LES DEUX CONDITIONS DE MARCHÉ.....	49

FIGURE 34: EXEMPLE DE L'EVOLUTION DE LA POSITION VERTICALE XZ POUR UN SEUL PARTICIPANT DANS LES DEUX CONDITIONS DE MARCHÉ (AVEC ET SANS DOULEUR) A LA VITESSE NORMALE	50
FIGURE 35: LE RATIO DE SYMETRIE CALCULE AVEC PHASE D'OSCILLATION POUR CHAQUE PARTICIPANT DANS LES DEUX CONDITIONS DE MARCHÉ (X REPRESENTE LE NUMERO DU PARTICIPANT, Y REPRESENTE LE RATIO DE SYMETRIE CALCULE)	51
FIGURE 36: LE RATIO DE SYMETRIE CALCULE AVEC PHASE D'APPUI POUR CHAQUE PARTICIPANT DANS LES DEUX CONDITIONS DE MARCHÉ (X REPRESENTE LE NUMERO DU PARTICIPANT, Y REPRESENTE LE RATIO DE SYMETRIE CALCULE)	52
FIGURE 37: LA REPRESENTATION DU TEMPS/INSTANT DU PREMIER CONTACT DU PIED DANS CHAQUE PAS DANS LES DEUX CONDITIONS DE LA MARCHÉ A VITESSE NORMALE.	53
FIGURE 38: CALCUL DES PENTES POUR CHAQUE PARTICIPANT DANS CHAQUE CONDITION DE MARCHÉ A VITESSE NORMALE.	54
FIGURE 39: LA REPRESENTATION DES VALEURS MOYENNE DU TEMPS DU PREMIER CONTACT DU PIED DANS LES DEUX CONDITIONS DE MARCHÉ (AVEC ET SANS DOULEUR) POUR CHAQUE PARTICIPANT ET A VITESSE NORMALE.	54
FIGURE 40: REPRESENTATION DU TEMPS DU DERNIER CONTACT DU PIED DANS CHAQUE PAS DANS LES DEUX CONDITIONS DE LA MARCHÉ A VITESSE NORMALE.....	56
FIGURE 41: LA REPRESENTATION DE LA PENTE QUI DEFINIT RESPECTIVEMENT LA DROITE DE L'EVOLUTION DU TEMPS DES DERNIERS CONTACTS DES PIEDS SUR LE SOL EN FONCTION DES PAS / EVENEMENTS DANS LES DEUX CONDITIONS DE LA MARCHÉ.	56
FIGURE 42: LA REPRESENTATION DES VALEURS MOYENNE DU TEMPS DU DERNIER CONTACT DU PIED DANS LES DEUX CONDITIONS DE MARCHÉ (AVEC ET SANS DOULEUR) POUR CHAQUE PARTICIPANT LORS DE LA MARCHÉ NORMALE.....	57
FIGURE 43: LA REPRESENTATION DU TEMPS DU DERNIER CONTACT DU PIED A CHAQUE EVENEMENT/PAS DANS LES DEUX CONDITIONS DE MARCHÉ A VITESSE NORMALE.....	58
FIGURE 44: LA REPRESENTATION DE LA PENTE QUI DEFINIT RESPECTIVEMENT LA DROITE DE L'EVOLUTION DU TEMPS D'ATTAQUE DU TALON EN FONCTION DES PAS / EVENEMENTS AVEC VITESSE NORMALE.....	58
FIGURE 45: LA REPRESENTATION DES VALEURS MOYENNE DES TEMPS DU L'ATTAQUE DU TALON DANS LES DEUX CONDITIONS DE MARCHÉ A VITESSE NORMALE.....	59
FIGURE 46: L'EVOLUTION DU DEPLACEMENT UNIDIRECTIONNEL DU CENTRE DU TALON CP1 DES DEUX PIEDS DANS LA CONDITION DE LA MARCHÉ NORMALE (SANS DOULEUR) A VITESSE NORMALE	60
FIGURE 47: L'EVOLUTION DU DEPLACEMENT UNIDIRECTIONNEL DU CENTRE DU TALON CP1 DES DEUX PIEDS DANS LA CONDITION DE LA MARCHÉ ALTEREE (AVEC DOULEUR).....	60
FIGURE 48: UN EXEMPLE D'UN PROTOTYPE/REFERENCE DE LA MARCHÉ SANS DOULEUR A VITESSE NORMALE POUR UN PARTICIPANT	62

LISTE DES SYMBOLES ET DES ACRONYMES

Symbole ou abréviation	Signification
GAITRite	Système de capteur de pas
IMU	Inertial Measurement Unit
Acc	Accélération du pied droit en m/s^2
W	Vitesse angulaire du pied droit en degrés/s
Xz	La position verticale du pied droit en $cm*0.1$
L0	Marche normale à vitesse lente
L1	Marche avec douleur à vitesse lente
N0	Marche normale à vitesse normale
N1	Marche avec douleur à vitesse normale
R0	Marche normale à vitesse rapide
R1	Marche avec douleur à vitesse rapide
S1	Symétrie calculée avec la portion du temps de la phase d'oscillation
S2	Symétrie calculée avec la portion du temps de la phase d'appui
α	Représente la pente de la droite qui définit les instants du premier contact du pied à chaque pas
β	Représente la pente de la droite qui définit les instants du dernier contact du pied à chaque pas
γ	Représente la pente de la droite qui définit les instants d'attaque du talon à chaque pas
CP1	Représente l'évolution du centre du talon en fonction de distance parcourue
CP2	Représente l'évolution du centre du pied en fonction de la distance parcourue
Δe	Ecart d'erreur

REMERCIEMENTS

J'aimerais d'abord remercier mes directeurs de recherche monsieur Hassan Ezzaidi et madame Suzy Ngomo pour leur disponibilité à m'encadrer, leur confiance, leur soutien pendant les moments difficiles ainsi que leur aide inestimable pour la réalisation de ce projet.

Les conseils de mes directeurs de recherche extrêmement méticuleux, combinés à leur passion pour la recherche et la découverte m'ont inspiré pour mener à bien l'ensemble de ce projet et à surmonter les difficultés.

De plus je tiens à remercier les membres du laboratoire de recherche biomécanique et neurophysiologique en réadaptation neuro-musculo-squelettique (BioNR) qui m'ont apporté un support moral et intellectuel tout au long de ce projet.

Je tiens à remercier aussi les professeurs et le personnel de cette université qui m'ont fourni les outils nécessaires à la réussite de mes études.

Finalement, j'adresse mes plus profonds remerciements à mes parents Taoufik Baccari et Nedra Korbi et toute ma famille pour leurs encouragements et leur amour éternel tout au long de mes études.

CHAPITRE I

INTRODUCTION

1. 1 Mise en contexte

La compréhension du mouvement humain est devenue un sujet fascinant et un enjeu fondamental pour la santé. Nous réalisons au quotidien des milliers d'actions sans nécessairement y prêter attention, sauf quand la capacité de notre mouvement est questionnée [1]. C'est donc souvent dans l'optique de mieux appréhender le mouvement dans des contextes d'altération ou d'anomalie que des chercheurs de diverses disciplines s'y intéressent tel que : l'ingénierie, la biomécanique, la physiologie et la neuroscience comportementale [2, 3].

La marche avec les mouvements qu'elle implique est l'une des fonctions naturelles qui permet de réaliser une importante proportion des activités de la vie quotidienne.

Plusieurs déterminants de la marche sont actifs à différentes phases du cycle de marche pour minimiser l'excursion du centre de gravité du corps et aider à produire une progression vers l'avant avec le moins dépense d'énergie. Une dysfonction même minime aura des impacts sur la qualité de vie de l'individu. L'évaluation de la marche va se réaliser dans la grande majorité des cas par une observation [3-5].

Ce travail a été réalisé en vue d'analyser, traiter et reconnaître les paramètres la marche dans un contexte d'une douleur légère par rapport à la marche normale. D'une façon générale, Une douleur légère définit dans le cadre d'un diagnostic par un clinicien comme étant une expérience sensorielle et émotionnelle désagréable, associé

à une lésion tissulaire réelle ou potentielle et située entre 0 et 4 sur une échelle numérique de perception de douleur [6, 7].

1.2 Problématique

L'observation de la marche d'un patient est examinée et diagnostiquée par un évaluateur qui se base sur un ensemble de ces observations, de sa propre perception et de son expérience [8]. Ceci est d'autant plus vrai dans une situation où l'altération est due par exemple à une douleur légère mais persistante durant la marche de l'individu. L'évaluation de la marche est alors une méthode d'analyse subjective et dépend grandement de l'expertise de son évaluateur.

Au fait, l'altération frustrante de la marche due à une douleur légère persistante demeure un défi non seulement pour la mesure des limitations des activités fonctionnelles, mais surtout pose un problème dans le suivi de la prise en charge en réadaptation.

Devant la complexité de ce mouvement, les techniques de classification et la reconnaissance représentent un moyen potentiel qui permettra de définir l'altération de la marche et par conséquent comprendre cette altération frustrante de ce mouvement et le handicap en raison de la douleur créée pour la marche [1]. Alors, est-il alors possible, en présence d'une douleur légère persistante, de quantifier et de mesurer une marche altérée frustrante en basant sur une combinaison d'outils technologiques en support en santé? Le but principal de ce projet de maîtrise est de combiner les outils d'ingénierie principalement en traitement du signal acoustique avec les connaissances scientifiques cliniques des principaux troubles de la marche qualifiée de douleur légère afin de concevoir un système de santé capable de produire une évaluation de la marche plus objective et autonome.

Le système proposé extrait ses connaissances à partir d'un système capteur de pas (GAITRite) et des capteurs inertiels (Perception Neuron) en paramètres spatiaux et temporels.

1.3 Objectifs

Le constat précédent lance un réel défi sur le besoin de mettre en place des moyens et des méthodes plus efficaces pour quantifier et reconnaître la marche altérée frustrée suite à une douleur légère persistante par rapport à la marche normale.

Les objectifs spécifiques du présent projet sont :

- 1) analyser et extraire les paramètres spatiaux-temporels selon deux conditions expérimentales (marche normale et marche en présence d'une douleur expérimentale légère).
- 2) sélectionner et calculer les caractéristiques temporelles et spatiales les plus pertinentes permettant de distinguer les deux conditions expérimentales.
- 3) déterminer une stratégie pour l'identification et la reconnaissance de chacune des conditions.

Il est important aussi de souligner que l'originalité de la contribution de ce travail repose sur l'utilisation de la combinaison des capteurs inertiels avec le GAITRite pour le codage du mouvement dans un contexte de marche normale et avec douleur légère.

1.3 Organisation du rapport

Ce rapport est organisé comme suit :

- Le premier chapitre présente une mise en contexte ainsi que la problématique et les objectifs spécifiques visés dans ce travail de recherche.
- Le deuxième chapitre couvre la revue de littérature sur les notions du cycle de marche, des méthodes et techniques de qualification de la marche.
- Le chapitre de la méthodologie présente les différentes étapes suivies dans notre résolution de problème dont le protocole expérimental et les étapes de traitement, d'analyse et de classification.
- Le chapitre des résultats est consacré à la présentation et l'interprétation des résultats.
- Le dernier chapitre est la conclusion générale du travail présenté dans ce rapport de mémoire avec une formulation des recommandations et perspectives à ce projet.

CHAPITRE II

REVUE DE LITTERATURE

2.1 Introduction

La marche est une activité physique complexe permettant à l'individu de se déplacer d'un point à un autre dans son environnement [9]. Plusieurs facteurs influencent la marche tels que : l'inertie du corps, la gravité, les forces de réaction du sol et la tâche à effectuer. L'analyse et la quantification de la marche aujourd'hui sont couramment utilisées pour extraire les paramètres spatiaux et temporels et d'identifier le changement de ce mouvement chez les individus par la suite [10]. Ainsi, le présent chapitre couvre la littérature sur la qualification de la marche, tout en soulignant les choix techniques que nous avons fait pour atteindre les objectifs de ce projet.

2.2 Les paramètres biomécaniques de la marche

Du point de vue biomécanique, l'activité de la marche se caractérise par son uniformité et son aspect cyclique. Un cycle de marche se définit comme la période entre les deux événements successifs d'un même pied. Un cycle se décompose en deux phases principales : une phase d'appui (pied en contact avec le sol) contribuant à environ 60% du cycle de marche et la phase oscillante (le pied n'est pas en contact avec le sol) correspondant à 40% du cycle (figure 1 et 2) [11-16].

L'étude de la périodicité des phases d'appui et d'oscillation peuvent renseigner sur la normalité ou l'altération de la marche. En outre, les phases

spécifiques du cycle de marche peuvent être évaluées dans une variété de conditions de marche et de vitesses [17].

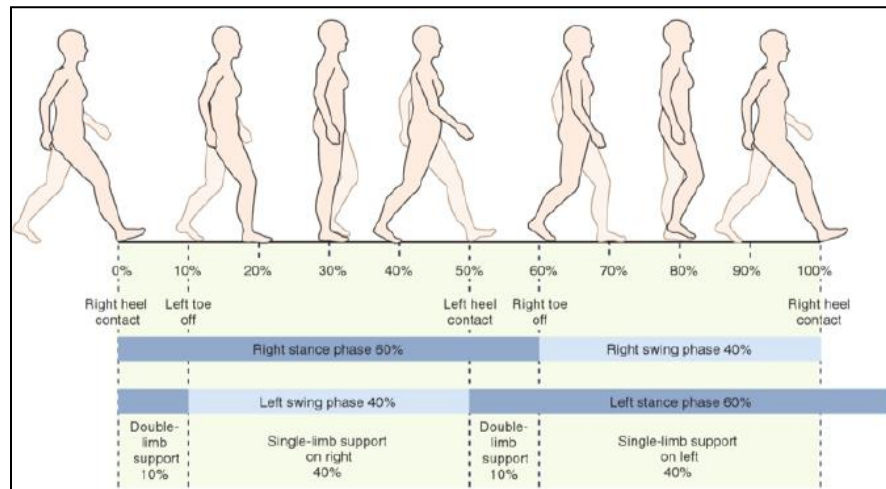


Figure 1: Décomposition d'un cycle de marche (1) [17]

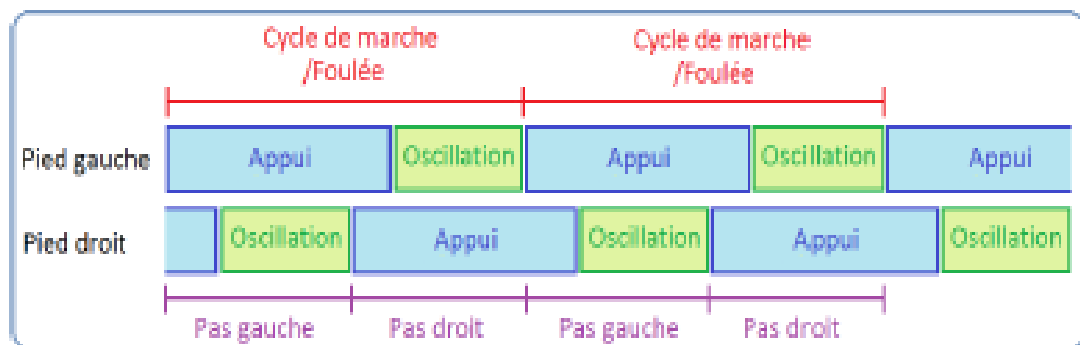


Figure 2: Décomposition d'un cycle de marche (2) [1]

En outre, le cycle de marche peut être également découpé en phases fines [18]

(Figure 3) :

La phase d'appui (environ 60% du cycle de marche) [18]:

- **Contact initial 0-2%** : C'est l'instant où le pied entre en contact avec le sol,

- **Mise en charge 0-10%** : Ceci représente le premier de deux doubles appuis du cycle de marche. Cette phase assure une bonne progression du mouvement, une meilleure stabilité et une absorption du choc après le contact initial,
- **Simple appui intermédiaire 10-30%** : ceci représente la première partie de l'appui unipodal (c'est à dire le pied controlatéral reste derrière le pied en phase d'appui). Cette sous phase débute au moment où le pied controlatéral se soulève du sol et le pied d'appui reste en contact complet avec le sol,
- **Simple appui terminal 30-50%** : Ceci représente la première partie la dernière sous phase de l'appui unipodal. Elle commence lorsque le talon du pied se soulève et continue jusqu'à ce que l'autre pied touche le sol,
- **Pré-oscillation 50-60%** : Elle représente le deuxième double appui du cycle. Ce dernier permet aux deux pieds de se placer pour commencer la phase d'oscillation.

La phase d'oscillation (environ 40% du cycle de marche) [18] :

- **Début de l'oscillation 60-73%** : Elle commence lorsque le pied est déplacé au dessus du sol,
- **Oscillation intermédiaire 73-87%** : Cette phase permet l'avancement du pied,
- **Oscillation finale 87-100%** : Le pied en mouvement est décéléré pour passer à la phase d'appui suivante

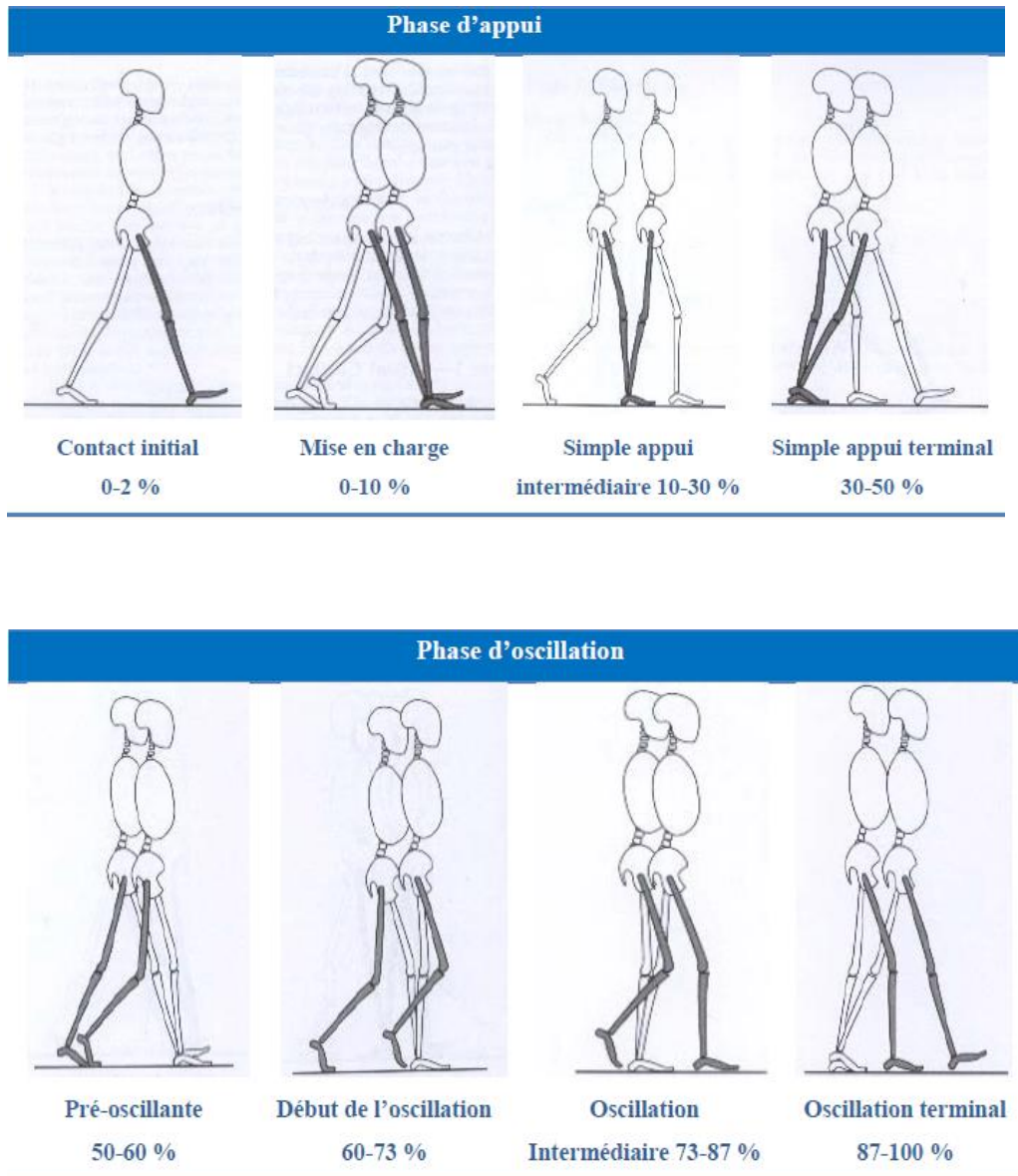


Figure 3: décomposition d'un cycle de marche en phases fines [18]

Dans ce projet de recherche, Nous nous intéressons à l'aspect cyclique de la marche.

2.3 La qualification de la marche

Deux possibilités s'offrent à l'évaluateur de la marche :

- 1) la qualification de la marche à partir de l'observation de celle-ci qui est la méthode conventionnelle utilisée en milieu clinique.

- 2) la quantification de la marche qui demeure encore majoritairement une évaluation en laboratoire.

L'idée du présent projet est de permettre, à terme, une accessibilité très abordable pour le clinicien à la quantification de la marche en termes de technique.

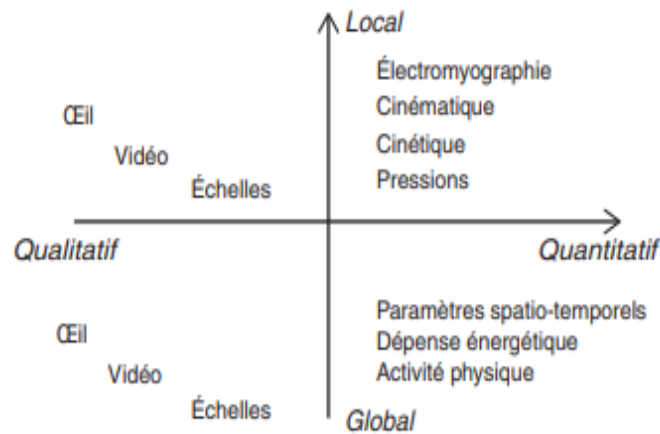


Figure 4: Les différentes méthodes d'analyse du mouvement de la marche [1]

2.3.1 L'observation de la marche

L'observation du mouvement de la marche est un procédé de qualification des mouvements qui la composent. L'observation de la marche se sert d'outils tels que : les questionnaires, les échelles de cotation visuelle ou encore des entretiens structurés ou semi-structurés avec l'évalué. L'observation de la marche permet d'estimer les mouvements des articulations des membres inférieurs et plus globalement d'estimer la qualité de la fonction i.e. la qualité de la marche [1]. Toutefois l'observation reste insuffisante pour caractériser les mouvements permettant la marche, surtout dans des conditions où l'altération de la marche n'apparaît pas nécessairement évidente à l'œil de l'évaluateur. Dans ce contexte, la mesure précise des mouvements durant la marche va alors nécessiter des outils de précisions pour l'acquisition des données des mouvements des membres inférieurs aux fins de quantification de la marche [1].

2.3.2 La quantification de la marche

Dans cette section, on s'intéresse principalement à la revue de littérature sur différentes outils et techniques utilisées pour acquérir les données qui aident à quantifier un mouvement et les méthodes de traitement, d'analyse et de quantification du mouvement.

2.3.2.1 L'acquisition des données de mouvements lors de la marche avec des capteurs inertiels

L'utilisation des capteurs inertiels est désormais très abordable pour avoir un accès à des données générées par les mouvements humains et donc, utilisés pour déterminer la cinématique [19]. Ces équipements ou capteurs se nomment IMU pour «Inertial Measurement Unit ».

Les IMU sont des dispositifs composés de détecteurs de mouvements et qui fournissent des informations de positionnement des segments des membres avec une grande précision. Un IMU est composé de plusieurs détecteurs de mouvements dans les trois dimensions ou axes de déplacement ; à savoir:

- Trois **gyromètres** qui mesurent la vitesse angulaire dans l'espace et exprimés en degré par seconde. L'intégration de la vitesse angulaire dans le temps permet d'obtenir la mesure des angles de déplacement pour suivre l'orientation d'objet en mouvement [20].
- Trois **accéléromètres** qui mesurent l'accélération linéaire dans un système tridimensionnel de coordonnées (X, Y, Z). L'unité de mesure de l'accélération est g où $1\text{ g} = 9,8\text{ m/s}^2$ (force gravitationnelle de la terre) [20].

- Des **magnétomètres** qui mesurent selon les cas, l'intensité ou la direction du champ magnétique dont l'unité est le Tesla ou le Gauss (1 Gauss= 100 μ T) [20].

La combinaison des données acquises via les accéléromètres, les gyromètres et les magnétomètres incorporés dans un même capteur permet de récupérer un vecteur instantané de grandeurs physiques assez représentatif pour extraire les paramètres pertinents et les associer par codage aux différents segments dans un cycle de marche. On dispose de plusieurs méthodes en traitement et analyse du signal pour aboutir à la caractérisation et quantification d'un mouvement [21].

Différentes méthodes ont été proposées dans la littérature que ce soit pour l'extraction ou le codage de l'information ou pour la classification et la reconnaissance semi-automatique ou automatique des mouvements spécifiques avec des taches et dans des conditions différentes.

❖ Paramètres spatiaux et temporels

Les paramètres spatiaux et temporels sont des descripteurs à partir desquels il est possible de capter les variations de la marche même minimes, aussi bien dans le temps et dans l'espace.

Parmi les principaux paramètres temporels, on peut citer :

- **La cadence de marche** : représente le nombre de pas par minute.
- **La durée du pas** : C'est la durée écoulée entre le 1^{er} contact d'un pied et le 1^{er} contact du pied opposé [15].

- **La vitesse de marche** : correspond au produit de la longueur de pas par la cadence. Autrement dit, la vitesse de marche est le rapport entre la distance parcourue et la durée de la marche. Elle est exprimée en mètres/secondes [15].
- **Le temps d'appui unipodal** : représente la durée moyenne du temps d'appui unipodal lors d'un cycle de marche droit ou gauche. Le temps d'appui unipodal d'un côté correspond au temps d'oscillation controlatéral [15].
- **Le temps d'appui bipodal** : représente la durée moyenne du temps de double appui lors d'un cycle de marche. Cette durée peut être exprimée en secondes ou en pourcentage du cycle de marche [15].
- **Le temps d'oscillation** : représente le temps écoulé entre le dernier contact et le prochain contact du même pied (40 % du cycle de marche) [22].

Parmi les principaux paramètres spatiaux qui décrivent la marche (figure 10), on peut citer :

- **La longueur de pas** : c'est la distance de progression vers l'avant du pied oscillant par rapport à l'autre. Par exemple, la longueur de pas gauche correspond à la distance séparant les deux talons lors du temps du double appui de réception gauche [15].
- **La largeur du pas** : représente la distance entre l'axe de progression et la partie médiane du talon [15].
- **L'angle de progression(en degrés)** : c'est l'angle ouvert en avant formé entre l'axe de progression et l'axe du pied [15].

- **L'enjambée** : Correspond à la distance entre les deux contacts consécutifs au sol du même pied. Cette distance est corrélée avec la longueur des membres inférieurs [15].

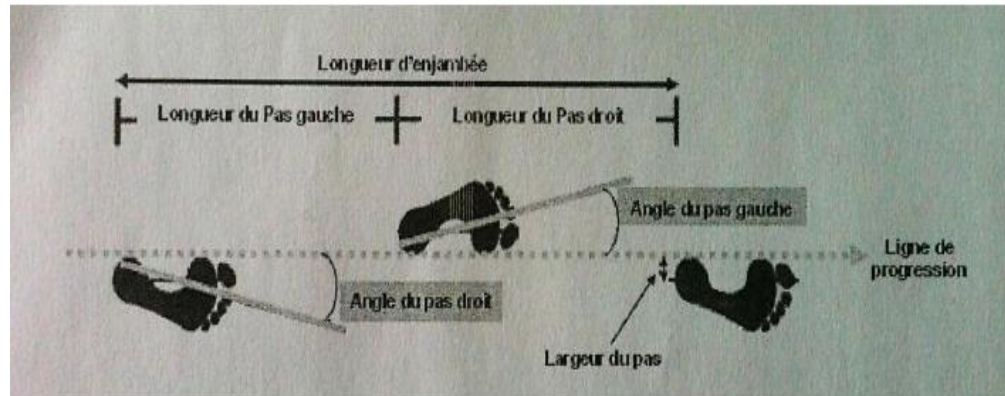


Figure 5: Une représentation des paramètres spatiaux [15]

René Schweig et al [21] ont quantifié le mouvement de la marche pour des sujets sains en utilisant deux capteurs inertiels attachés à chaque pied. Ces capteurs composés de trois accéléromètres et de trois gyromètres ont permis de collecter les paramètres spatiotemporels du pied à six degrés de liberté. Leur système de réception des données de mouvement consistait en un mobile ordinateur (DataLogger) attaché au sujet avec des straps [21] (figure 2). Ces données collectées chez 1860 sujets ont été par la suite traitées et analysées pour une identification des paramètres spatio-temporels de la marche et des caractéristiques des sujets sains telles que : l'âge, la taille et le poids. Comme résultat, une relation entre la longueur de foulée et l'âge a été identifiée.



Figure 6: la collecte des données avec capteurs inertiels [21]

D'un autre côté, F.Proessl et al [23] ont comparé les paramètres spatio-temporels mesurés par deux dispositifs : les capteurs inertiels et un dispositif intelligent (un Smartphone). Les expériences sont réalisées comme suit : 2 participants sains ont été choisis pour effectuer un test de 6 minutes de marche. Deux capteurs inertiels étaient attachés à chaque pied et un dispositif intelligent qui contient un GPS était positionné au niveau du pied droit [23]. Un algorithme de détection des pics dans le signal d'accélération unidirectionnel émis par l'appareil intelligent a été utilisé pour déterminer le cycle de marche effectué pour chaque pied. La méthode de Bland-Altman a été utilisée pour déterminer la fiabilité de la mesure entre la cadence, la vitesse de marche, la longueur de foulée et la durée de foulés fournis par chaque dispositif. Cette approche va au delà des simples corrélations et fournit la différence moyenne entre les variables mesurées et les limites d'accord pour chacune.

Les résultats de cette expérience ont montré une forte corrélation ($r > 0.9$) pour toutes les variables mesurées et par conséquent une bonne association entre le dispositif intelligent (Smartphone) et les capteurs inertiels [23].

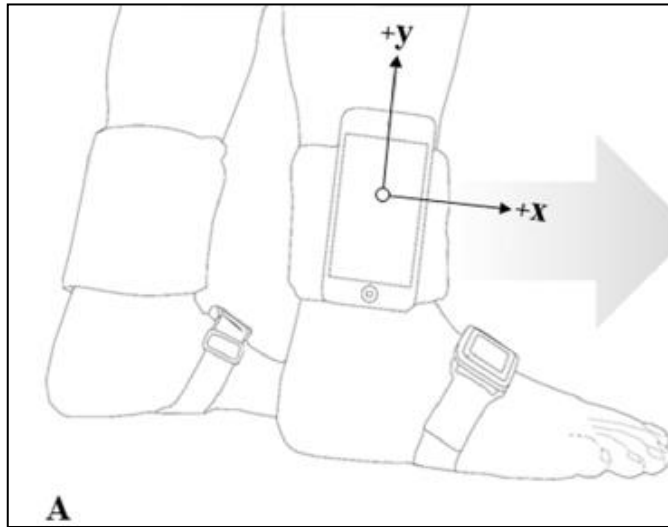


Figure 7: Le placement de l'appareil intelligent et l'orientation des axes des accéléromètres [23]

2.3.2.2 La quantification de la marche à partir des données des capteurs inertiels

Une autre approche pour identifier la marche humaine selon la représentation temps-fréquence (TF) a été proposée par Omid Dehzangi et al [19]. Cette approche permet de déterminer les caractéristiques du spectre de puissance de la fréquence pendant le cycle de marche. Pour ce faire, ces auteurs ont proposé un réseau de neurones profond de convolution (DCNN) apprenant à extraire les caractéristiques du cycle de marche en 2D (figure 7). La collecte et la quantification des données sont réalisées par cinq capteurs inertiels placés sur la poitrine, le bas du dos, le poignet droit, le genou droit et la cheville droite de chaque sujet (10 participants). Ces capteurs étant

synchronisés dans leur acquisition de données, de manière à identifier l'impact de chaque mouvements lors de la marche ; autrement dit l'ensemble des données issues de ces capteurs a permis d'identifier et de quantifier la marche. L'étape de traitement des données consistait à générer un signal résultant d'accélération pour chaque capteur installé sur le participant après filtrage. A l'aide de la méthode du « zéro-crossing » un seul cycle de marche dans un signal résultant d'accélération a été détecté. Cette partie du signal qui représentait un cycle de marche a été transformé par la suite en spectre fréquentiel (intensité et bande de fréquence) (figure 9) afin d'avoir des images qui vont être les entrées d'un réseau de neurone de convolution profond [19].

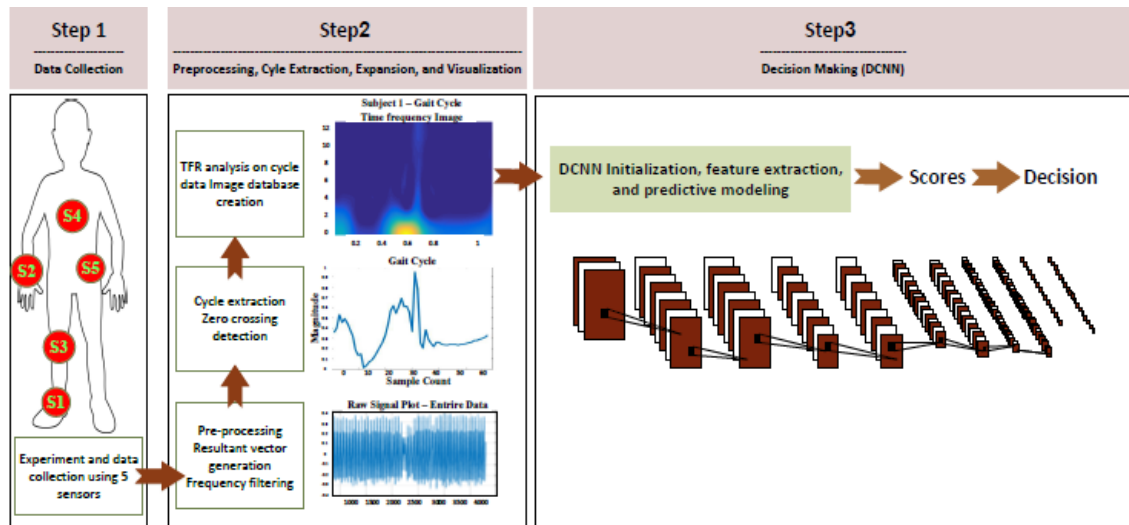


Figure 8: Système DCNN proposé par Omid Dehzangi et al [19]

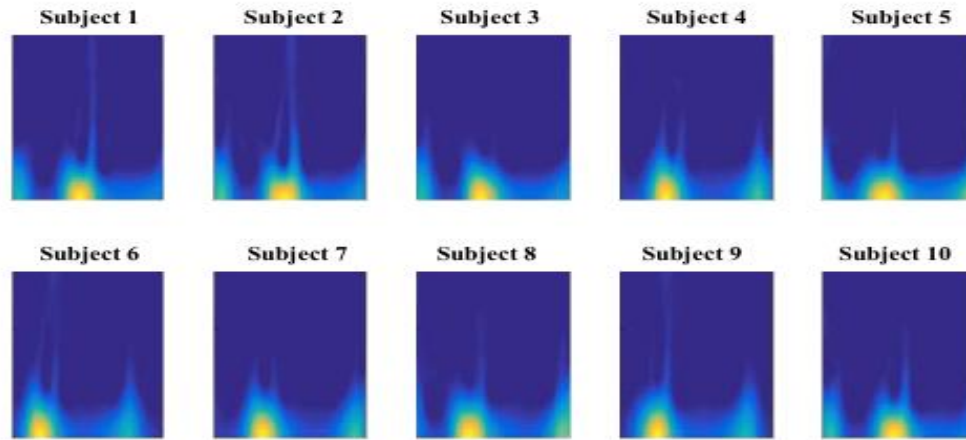


Figure 9: La représentation des spectres fréquentiels d'un cycle de marche pour chaque sujet [19]

Par ailleurs, l'étude de Chriss Little et al [4] s'intéressait à déterminer si un capteur inertiel peut être fiable pour la distinction entre marche normale, rapide et la course. L'équipe de recherche a utilisé un seul capteur inertiel qui contenait un accéléromètre triaxial placé sur le sacrum et fixé par double ruban adhésif. La vitesse de marche était auto sélectionnée avec des instructions données aux participants de marcher normalement, de marcher vite et de courir [4]. Les résultats de cette étude ont montré que les vitesses moyennes autodéterminés pour chacun des trois conditions de marche était de 1.5 ± 0.2 , 2.1 ± 0.2 et 4.1 ± 0.6 m/s respectivement pour la marche normale, la marche rapide et la course. L'ANOVA a montré une différence significative entre la course et les deux autres conditions de marche soit la marche normale et la marche rapide. Par ailleurs dans un signal d'accélération émis par un capteur inertiel placé sur le sacrum, le pourcentage d'un cycle de marche effectué au moment de l'attaque du talon est illustré à figure 10.

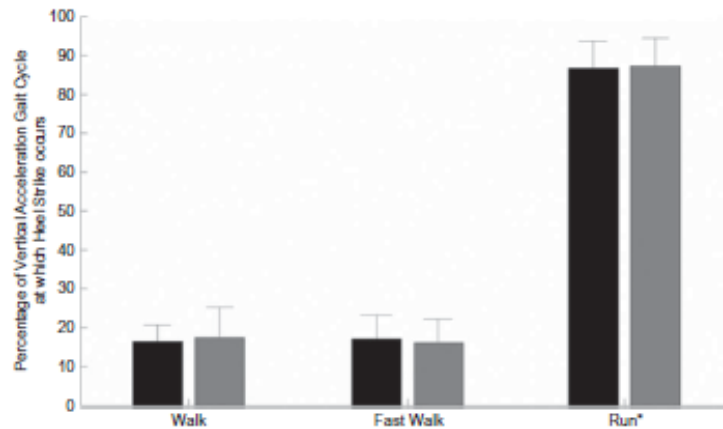


Figure 10: Pourcentage du cycle de marche dans un signal d'accélération verticale mesurée par le capteur inertiel placé sur le sacrum au moment de l'attaque du talon dans chaque condition : marche normale, marche rapide et course[4]

2.3.2.3 L'acquisition des paramètres spatiaux et temporels de la marche avec le GAITRite

La section 2.3.2.2 a montré que les capteurs inertiels sont utiles pour collecter les paramètres spatio-temporels de la marche. Cependant, lorsqu'il s'agit spécifiquement de la capture des données spatiales de la marche, une acquisition instrumentée de telles données demeure encore le monopole des laboratoires de recherche équipés d'une plateforme de force. Toutefois l'arrivée très récente sur le marché d'un tapis de marche instrumenté ouvre une avenue accessible, mobile et versatile pour une telle collecte de données.

Le dispositif nommé GAITRite est un tapis instrumenté composé d'un ensemble de capteurs embarqués, permettant de recueillir les mouvements des pieds depuis la plante des pieds et connectés à un ordinateur pour des fins de stockage des données

[24]. Un programme permet de calculer automatiquement les paramètres spatiaux dans le temps (spatio-temporels) de la marche [24].

McDonough et al [24] ont comparé les paramètres de la marche spatio-temporelle estimés respectivement par le GAITRite, la méthode de vidéo-caméra et par la méthode papier-crayon. Une seule femme âgée de 27 ans a réalisé l'expérience en marchant le long du tapis avec des vitesses différentes à chaque essai. Une excellente corrélation entre le GAITRite et la méthode papier crayon a été trouvée pour la mesure des paramètres spatiaux ($ICC > 95$). La méthode papier crayon consiste à attacher une feuille de papier de 1 mètre de largeur et 4 mètres de longueur sur le tapis GAITRite. Les talons et les chaussures du sujet ont été frottés avec de la craie pour marquer les empreintes sur la feuille. De plus, une excellente corrélation entre le GAITRite et la méthode des vidéos-camera a aussi été trouvée ($ICC > 93$).

Il faut préciser que le coefficient de corrélation intraclasse (ICC) est utilisé pour mesurer le degré d'accord entre des évaluateurs. Un ICC peut également être utilisé pour l'analyse de fiabilité test-retest (des données ou bien des mesures répétées d'un même individu) et intra-évaluateurs (des scores multiples obtenus par les mêmes évaluateurs). D'une manière générale, un ICC proche de 1 indique une grande similitude entre les valeurs d'un même groupe tandis qu'un ICC faible (proche de zéro) signifie que les valeurs du même groupe ne sont pas similaires [25].

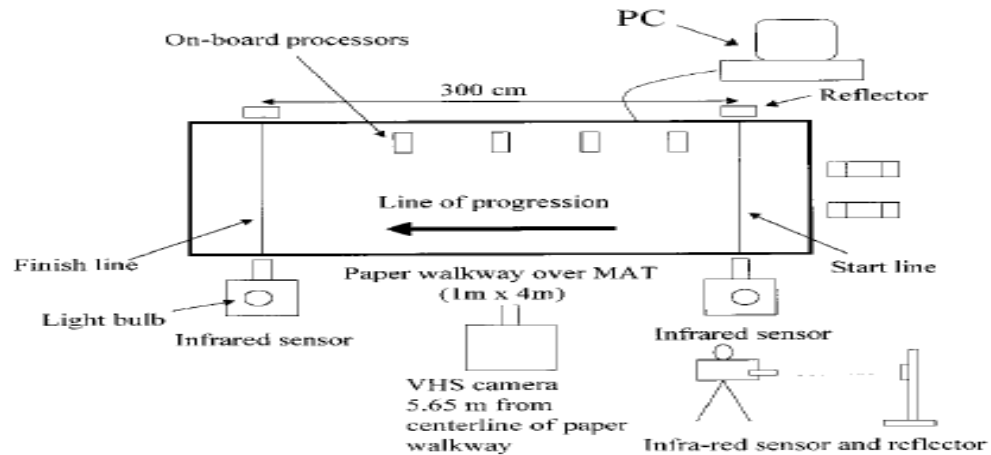


Figure 11: Corrélation des données acquises par le GAITRite, la vidéo et la méthode papier-crayon [24]

Syeda Arooj Kazmi et al [26] ont étudié les effets du sac à dos sur les paramètres spatio-temporels de la marche chez trente étudiants en santé, âgés en moyenne de 21.37 ± 1.18 ans, en utilisant le GAITRite [26]. Les participants ont marché deux fois sur le tapis GAITRite sans porter de sac à dos puis avec un sac à dos de 3 Kg sur une seule épaule. L'étude a montré que le port du sac à dos sur l'épaule provoque un changement significatifs de vitesse allant de 109.13 cm/s à 105.79 cm/s en moyenne [26]. Nous avons donc choisi d'utiliser, entre autres technologies en support en santé, le tapis GAITRite pour ce projet.

2.4 Conclusion

Ce chapitre nous permet de comprendre la notion d'un cycle de marche et les différentes méthodes et techniques utilisées pour qualifier ce mouvement. À la meilleure de nos connaissances, la littérature ne rapporte aucune étude utilisant la combinaison des capteurs inertiels avec le GAITRite dans un contexte de marche

normale et avec douleur légère. Ainsi, le but de ce travail est de combiner ces outils d'ingénierie en support en santé pour reconnaître une marche altérée dans un contexte d'une douleur légère par rapport à une marche normale. Pour ce faire, le chapitre suivant expose l'approche méthodologique proposée afin d'aboutir à l'objectif principal dans ce projet.

CHAPITRE III

METHODOLOGIE DE RECHERCHE

3.1 Introduction

La mesure quantitative des paramètres spatio-temporels de la marche représente une aide précieuse dans l'analyse de la marche et la reconnaissance. L'évaluation par ces paramètres peut être divisée en deux catégories :

- Evaluation des paramètres spatio-temporels de la marche à partir d'un seul point où l'état général du système est alors représenté par une seule variable. C'est le cas des études réalisés à partir d'accéléromètre [19, 20, 27] ou par les capteurs de force [28].
- Evaluation à partir de plusieurs points où l'état général du système est une combinaison des informations obtenues. Ceci représente notre cas dans ce projet où on va utiliser la combinaison des capteurs inertiels avec le tapis à capteurs de pas GAITRite.

Afin d'atteindre l'objectif de ce projet de maîtrise qui consiste à combiner les outils d'ingénierie en support en santé pour caractériser et identifier plus objectivement une marche altérée frustre, nous devrions passer par trois étapes :

1. La première consistait à recueillir et collecter les données.
2. La seconde étape consistait au traitement et filtrage des données ainsi que l'identification des caractéristiques pertinentes pour la classification.

3. La dernière étape est la phase de la classification entre la marche altérée et la marche normale.

La figure 12 illustre les étapes de la procédure méthodologique que nous avons empruntées.

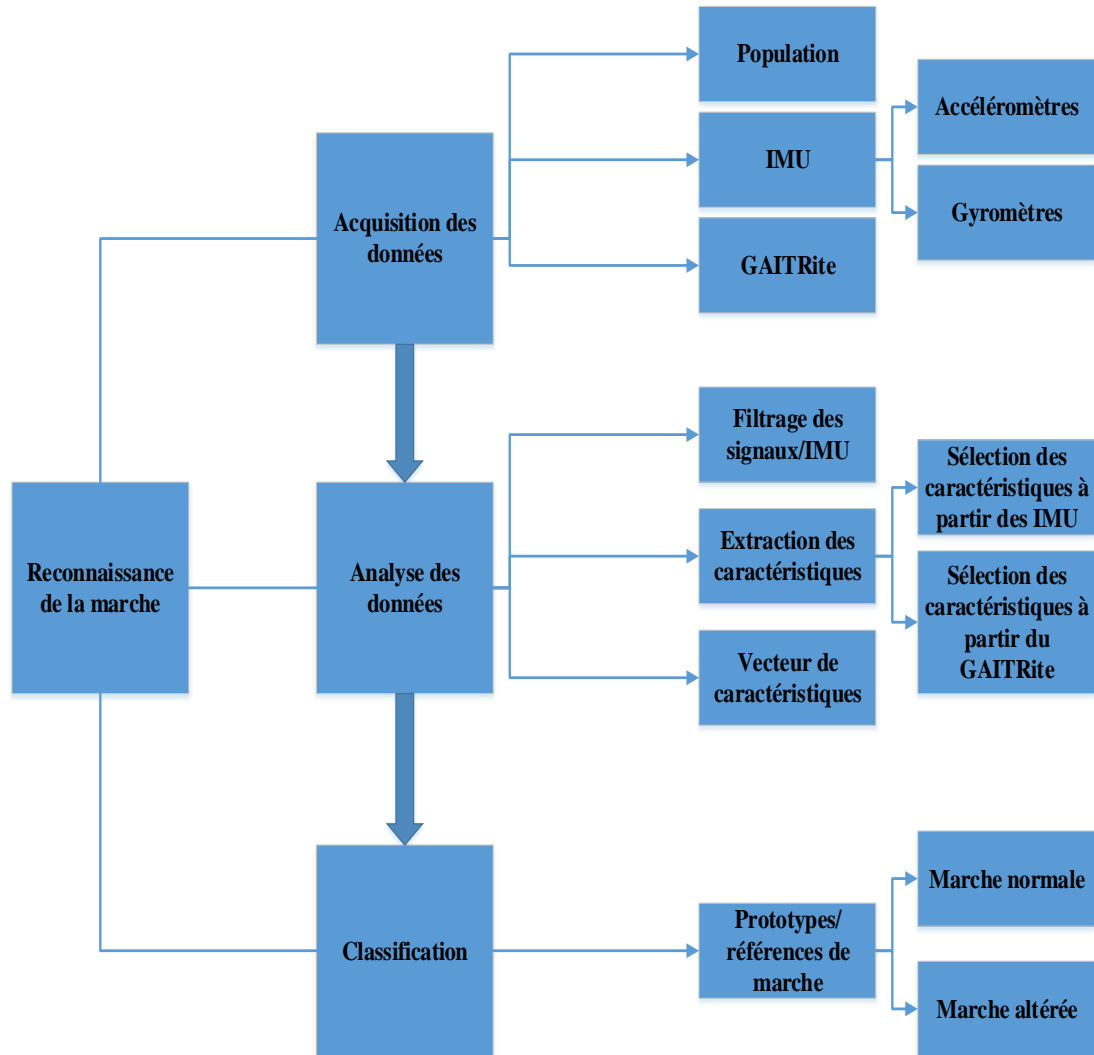


Figure 12 : Démarche méthodologique du présent projet

3.2 Population

Le présent projet a été approuvé par le comité d'éthique de la recherche avec les êtres humains de l'UQAC (Annexe 1). Chaque participant a donné son consentement écrit pour sa participation au présent projet (ANNEXE 2).

La collecte des données a été réalisée avec 7 participants en bonne santé, ne présentant ni douleur corporelle, ni d'altération de la marche au moment de

l'expérimentation. Cet état clinique a été évalué avec le WIQ (Walking Impairment Questionnaire) (ANNEXE 3) [29]. En effet les critères d'exclusion étaient que les sujets ne devaient présenter aucun trouble à la marche afin d'exécuter les tâches demandées et ne devaient pas utiliser une aide technique à la marche.

Tableau 1: Moyenne d'âge et des données morphologiques

Age	29±10
Taille (Cm)	180,8±9,98
Poids (Kg)	79,15±12

Participant	Age	Taille (cm)	Poids (Kg)
1	40	172	78
2	33	175	67
3	23	187	80
4	22	194	93
5	36	173	71
6	36	179	80
7	19	191	85

3.3 Matériels

L'étape d'acquisition des données a été réalisée à partir de deux instruments de collecte de données ayant des capteurs embarqués ; soient le tapis de marche GAITRite de la compagnie CIR System Inc et l'exosquelette Perception Neuron de la compagnie Noitom.

3.3.1 GAITRite

Le système GAITRite utilisé dans notre projet est un tapis électronique capable de mesurer les paramètres spatiaux et temporels en deux dimensions. Des capteurs sont installés dans le tapis GAITRite de 5,80 m de longueur et de largeur 90 cm. Les capteurs sont activés par la pression de la plante du pied lors de la phase d'appui [30].

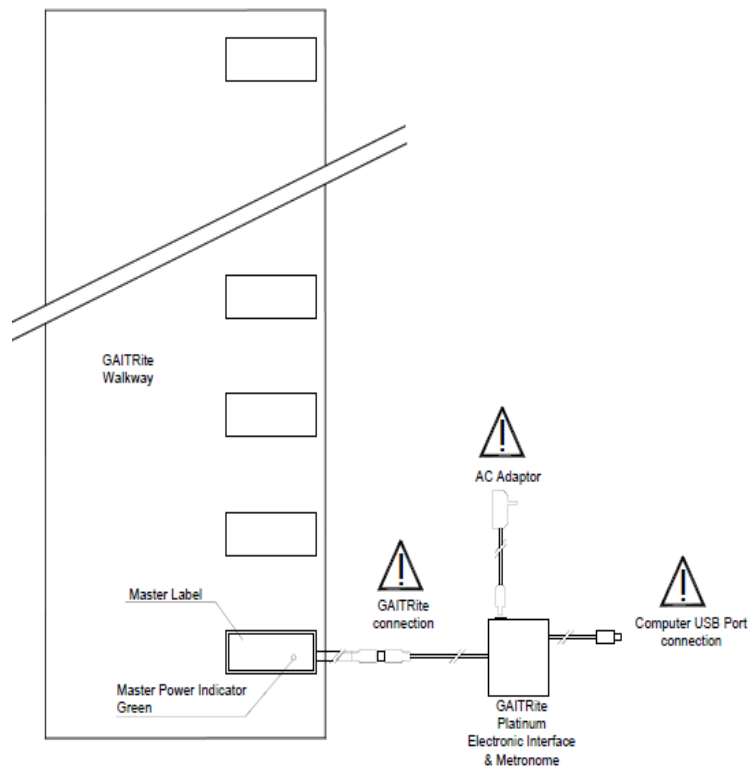


Figure 13: Un système capteur de pas GAITRite [30]

Les capteurs détectent la géométrie des objets activants (la partie de la plante des pieds en appui au sol) ainsi que la disposition relative entre ces objets [30].

Chaque empreinte plantaire est définie par un quadrilatéral qui est formé par des trapèzes ou des rectangles. Dans la figure 16 le point C1 représente le centre du talon de l'empreinte tandis que le point C2 représente le point central des orteils. Cette empreinte est formée par 12 trapèzes. Les quadrilatérales sont formés dans la

représentation bidimensionnelle de l’empreinte afin d’isoler les capteurs et de réaliser par la suite des calculs basés sur les capteurs isolés de chaque quadrilatéral [30].

L’utilisation du tapis ne demande aucune calibration.

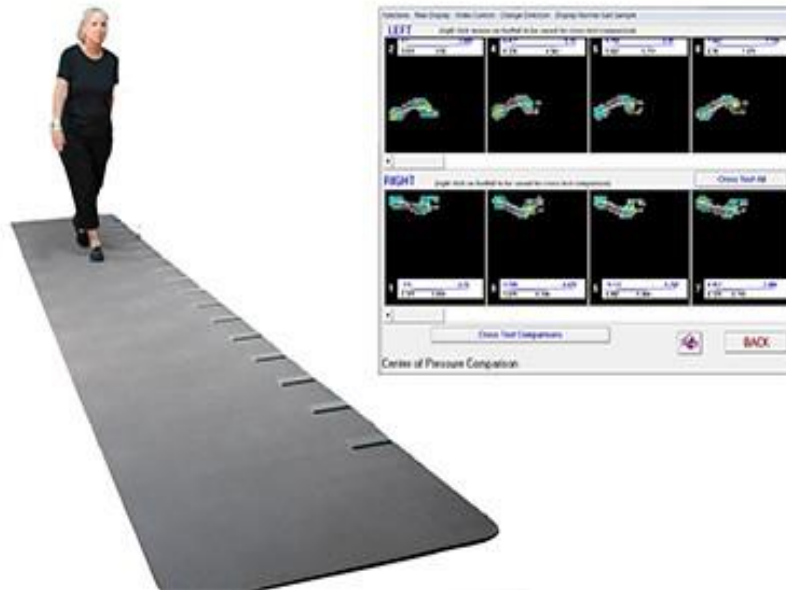


Figure 14: Un système capteur de pas GAITRite [30]

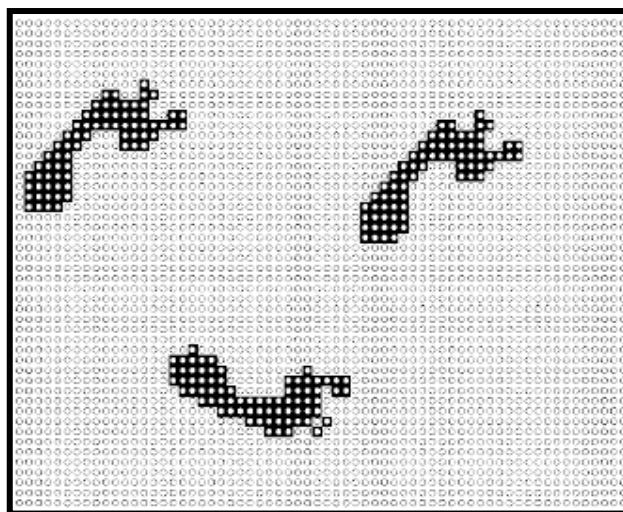


Figure 15: Empreintes détectées par le GAITRite

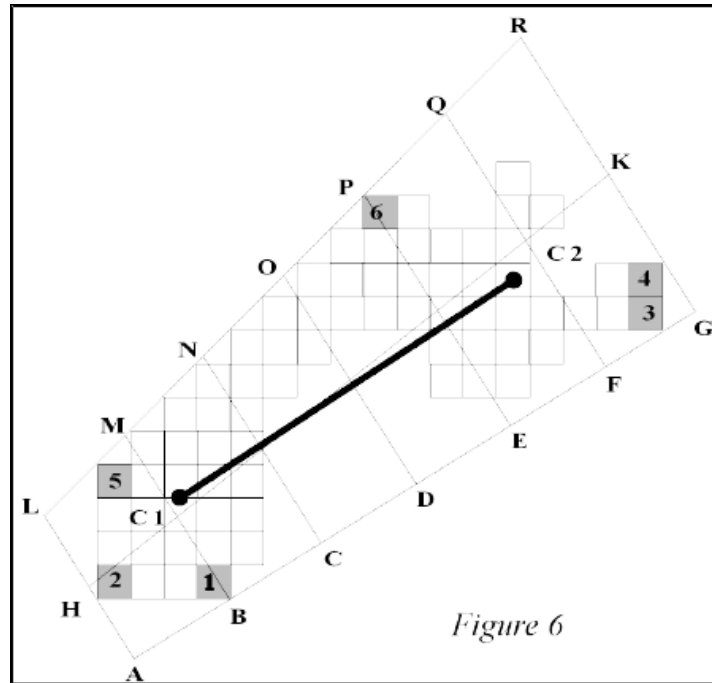


Figure 16: Répartition des trapèzes pour détecter C1 et C2 [30]

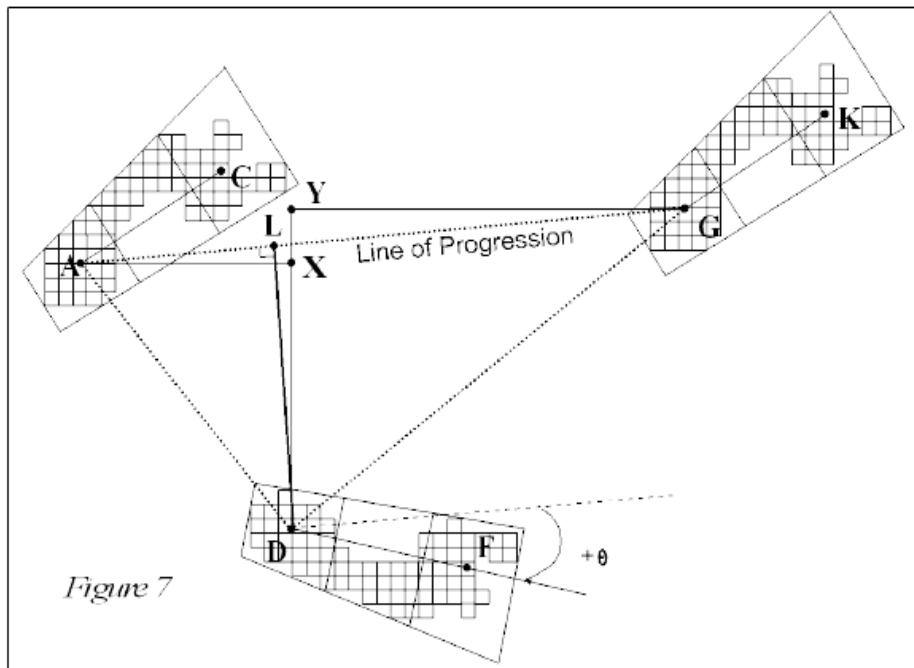


Figure 17: Exemple de disposition relative entre les empreintes [30]

3.3.2 Perception Neuron

L'exosquelette « Perception Neuron » est formé par un ensemble des capteurs inertiels (figure 18). Ce dispositif est composé de 17 capteurs inertiels placés sur tout le corps humain. Ces IMU prélèvent la position, la vitesse linéaire, l'accélération et la vitesse angulaire (vitesse de rotation) sur les 3 axes (longitudinal, transversal et vertical).

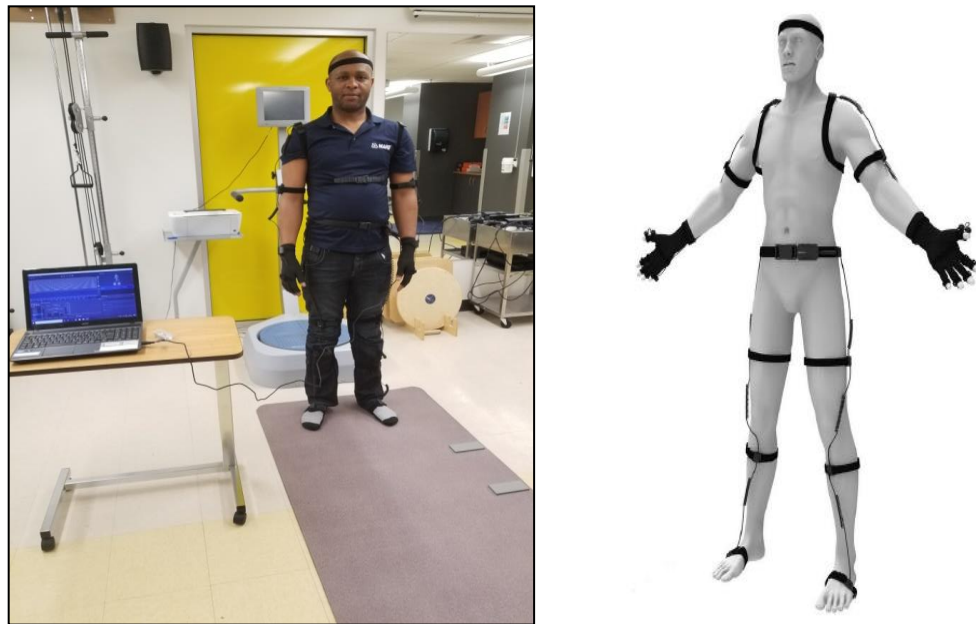


Figure 18: Perception Neuron installé sur un participant marchant sur le tapis GAITRite

3.4 Protocole et réalisation expérimentale

Avant chaque expérience, le participant était informé sur le déroulement de l'étude et donnait son consentement (ANNEXE 2). Chaque sujet a été soumis à 2 conditions expérimentales de marche (une marche normale et une marche altérée). Chaque condition a été réalisée avec 3 vitesses différentes (lente, normale et rapide).

La marche altérée dans ce projet est simulée en créant une douleur temporaire et légère par insertion de 3 boulons dans la chaussette (16 mm de diamètre * 7 mm de hauteur) (côte à côte) (figure 19).



Figure 19: Trois boulons disposés côte à côte en dessous du talon, dans la chaussette du participant pour créer la douleur

Les boulons étaient placés en dessous du talon dans la chaussette, de la jambe dominante uniquement déterminé en posant trois questions au participant :

1. Quel pied quitte le sol le premier pour monter un escalier ?
2. Quel pied quitte le sol le premier pour monter une échelle ?
3. Quel pied quitte le sol le premier pour enjamber un obstacle ? [31].

Le but de positionner les boulons en contact direct avec la peau était de compter sur le poids du corps qui les écraserait lors de la marche pour créer la douleur et altérer la marche.

Le test standardisé de 6 mètres de marche [32] a été utilisé pour réaliser l'expérimentation.

L'intensité de douleur était demandée au participant en utilisant l'échelle numérique de perception de la douleur immédiatement avant de débiter chaque essai ainsi

qu'après (figure 20). Selon l'association internationale pour l'étude de la douleur cette dernière se définit comme une expérience sensorielle et émotionnelle désagréable, associée à une lésion tissulaire réelle ou potentielle, ou décrite dans ces termes [6]. Le niveau de douleur pour la présente expérimentation devait être maintenu entre 0 et 4 (douleur légère), 5 et 6 étant une intensité de douleur modérée et entre 7 et 10 pour l'intensité de douleur sévère [33] . Il était prévu que si un sujet avait plus que 4 de douleur avant de débiter un essai, l'expérimentation prenait automatiquement fin, autrement dit le test est rejeté et non pris en considération.

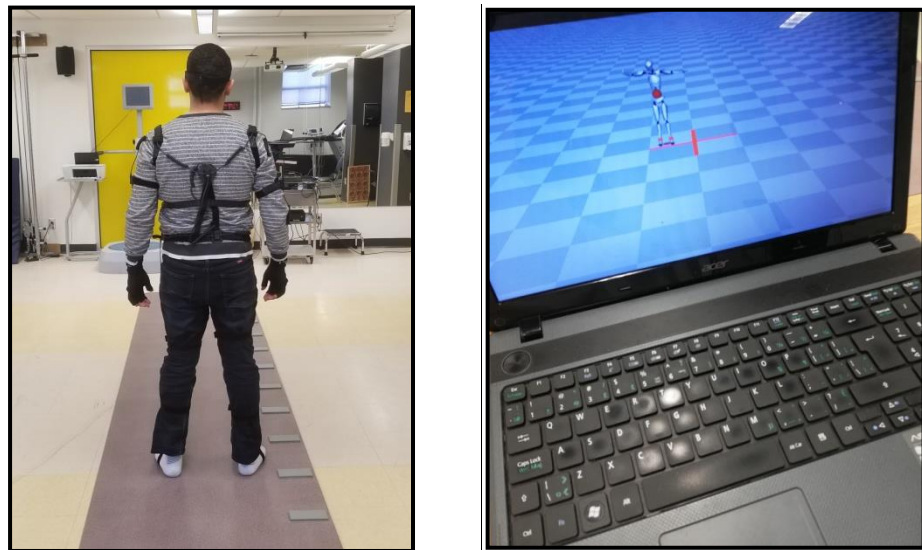


Figure 20: Participant portant Perception Neuron durant la marche sur GAITRite et son avatar sur l'ordinateur de stockage des données

Échelle du Département de la Défense et des vétérans
d'évaluation de la douleur

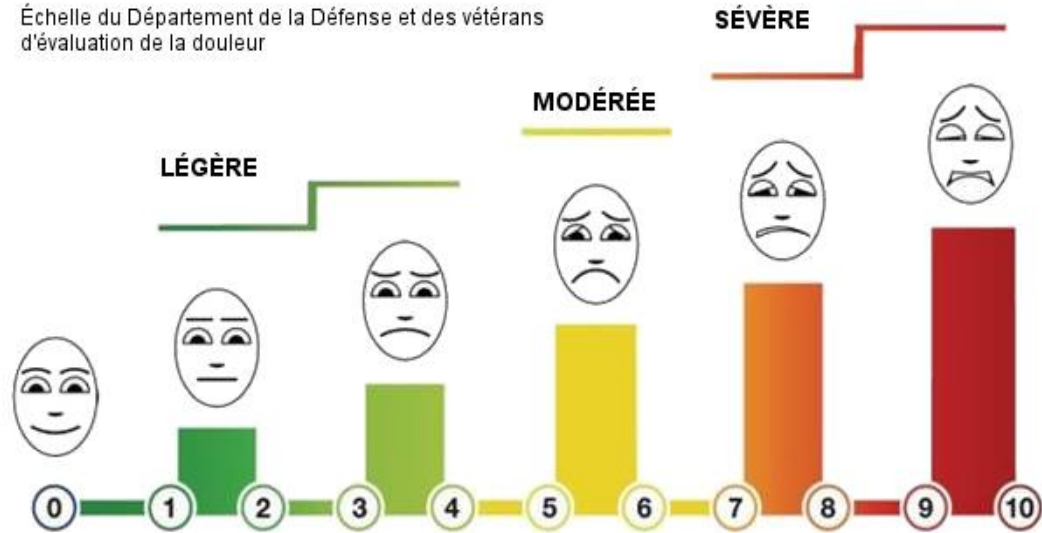


Figure 21: Echelle numérique de douleur [33]

Tableau 2: Chronologie de l'expérimentation

Vitesse	Lente	Normale	Rapide
Marche normale	L0	N0	R0
Marche altérée (boulons dans la chaussette)	L1	N1	R1

Avant le début de l'expérimentation, une calibration de l'exosquelette du Perception Neuron est essentielle. En outre, comme on a choisi de travailler avec le test de 6 mètres de marche alors que la longueur du tapis GAITRite est 5.8 mètres, le point de départ était décalé de 20 cm en arrière du début du tapis. Chaque sujet commençait par la marche normale lente, normale et rapide. Ensuite les boulons étaient placés dans la chaussette du participant. Les sujets étaient tous droitiers, donc les boulons étaient tous placés au niveau du pied droit. Le participant enchainait par la suite la marche avec boulon à vitesse lente, normale et rapide.

Après avoir décrit plus haut les éléments importants d'acquisition des données, les prochaines sections présentent l'analyse de données et la classification des deux conditions de marche normale et altérée.

3.5 Analyse des données

3.5.1 Filtrage

Les signaux des IMU ont été exportés à partir du logiciel Axis Neuron qui représente la partie Software du Perception Neuron. Les données brutes des capteurs inertiels recueillis sont influencées par divers facteurs de bruits tels que les artefacts de mouvements, les impacts de pas, l'orientation des pas et l'emplacement des capteurs [19].

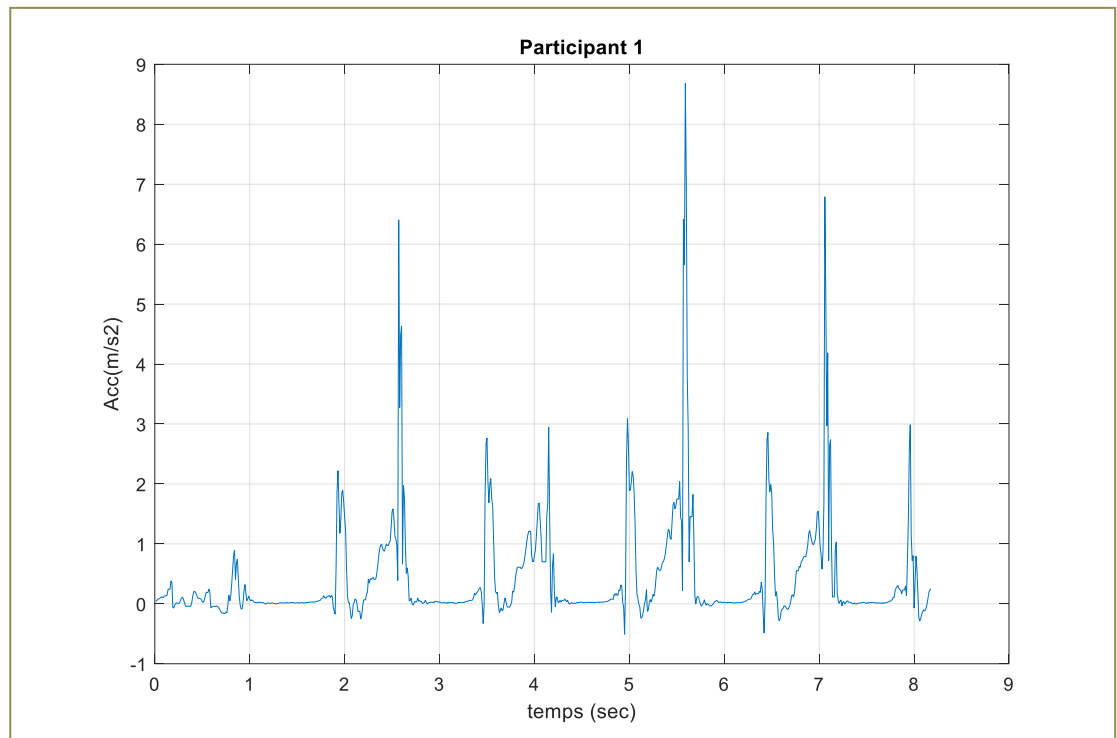


Figure 22: Signal d'accélération au niveau du pied droit avant filtrage dans la condition de marche normale pour un participant

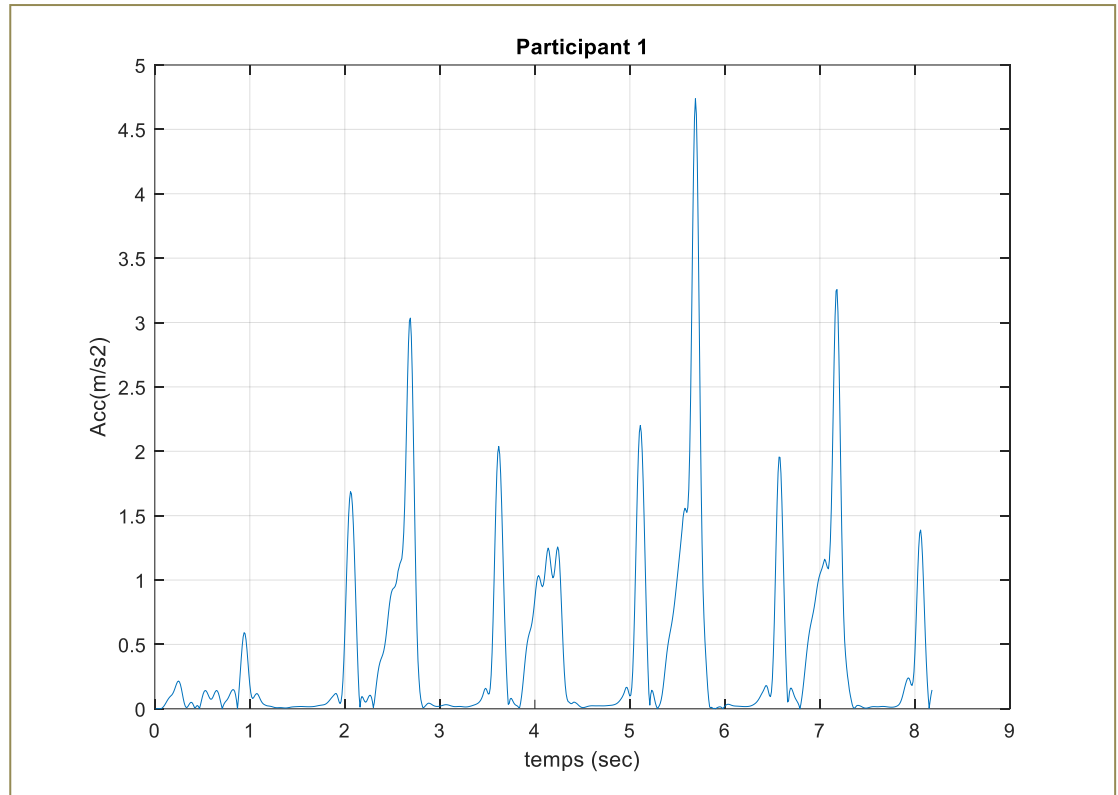


Figure 23: Signal d'accélération au niveau du pied droit après filtrage dans la condition de marche normale pour un participant

Le filtrage des signaux est réalisé avec un filtre passe bas de Butterworth d'ordre 20 et d'une fréquence de coupure de 150 Hz. Les paramètres de ce type de filtre sont organisés de façon à obtenir le gain le plus constant possible pour les basses fréquences.

Les signaux collectés par les IMU sont des signaux des accélérations, vitesses, positions et vitesses angulaires pour chaque capteur inertiel. Nous avons choisi de travailler sur les signaux émis par le capteur inertiel du pied de la jambe dominante.

La figure 24 illustre une visualisation de l'extraction d'un vecteur résultant qui représente une mesure d'orientation invariante de l'accélération global et de la vitesse

angulaire globale du capteur inertiel. Les vecteurs résultants d'accélération et de vitesse angulaire sont calculés selon l'équation ci dessous

$$R = \sqrt{R_x^2 + R_y^2 + R_z^2}$$

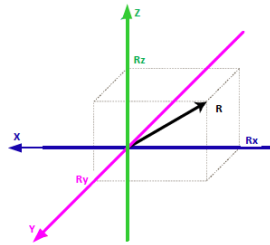


Figure 24: Représentation d'un vecteur résultant [19]

Le capteur inertiel permet aussi d'avoir l'altitude (ou la position en hauteur) en temps réel du pied droit. L'idée ici est de suivre l'évolution de l'altitude du pied droit durant la marche afin de détecter l'impact de la douleur légère.

3.5.2 Extraction des données

La première source des données est le capteur inertiel qui nous a permis d'extraire les caractéristiques présentées dans le tableau 4.

Tableau 3: Caractéristiques extraites des IMU

Caractéristiques	Description	Nom respectif
Accélération	Vecteur résultant d'accélération	Acc
Vitesse angulaire	Vecteur résultant de vitesse angulaire	W
Position verticale	Vecteur position verticale	Xz

La deuxième source de données est le GAITRite qui commence d'abord par un découpage de la séquence de marche en plusieurs évènements cycliques. Par la suite et sur la base de la segmentation cyclique de la marche effectuée le GAITRite estime et produit différents paramètres comme descripteurs de la marche. Il est capable d'estimer la cadence de marche, la vitesse de marche, la durée moyenne du pas droit, la durée moyenne du pas gauche, la longueur moyenne du pas droit, la durée de chaque pas gauche, la durée de chaque pas droit, la durée moyenne de la phase d'appui, la durée moyenne de la phase d'oscillation, la durée de chaque cycle de marche...

Les valeurs moyennes et les valeurs de chaque évènement d'une séquence de marche ont été exportées vers Excel et Matlab.

Une analyse descriptive et graphique dans l'environnement Matlab a été réalisée afin de choisir les caractéristiques pertinentes pour la discrimination et la reconnaissance d'une marche normale et d'une marche altérée/légèrement douloureuse.

Le premier paramètre choisi est l'instant du premier contact de chaque pas du pied dominant. En effet, pour chaque séquence de marche le GAITRite fournit les instants successifs du contact du pied sur le sol (la partie de la plante du pied qui touche le sol en premier) lors de chaque pas. Le temps en secondes du dernier contact de chaque pas ainsi que le temps d'attaque du talon du pied dominant sont aussi choisis comme deuxième et troisième paramètre.

En outre deux paramètres (S1) et (S2) qui renseignent sur la symétrie sont calculés [34]. Selon Patterson et al [35], la symétrie est une caractéristique importante de la marche. Elle peut fournir un aperçu sur le contrôle de ce mouvement.

Le rapport et l'indice de symétrie sont utilisés pour décrire la symétrie de la marche [35]. Ainsi, la proportion de temps occupé par la phase d'appui tout au long du cycle de marche est utilisée pour calculer l'indice de symétrie. Cette opération consiste à calculer le rapport entre la proportion de temps occupé par la phase d'appui du membre droit et la proportion de temps occupé par la phase d'appui du membre gauche dans notre cas [34].

$$\text{Symétrie 1} = \frac{\text{Durée de la phase d'appui}_{\text{pied droit}}}{\text{Durée de la phase d'appui}_{\text{pied gauche}}}$$

La proportion de temps occupé par la phase d'oscillation tout au long du cycle de marche peut être utilisée aussi pour calculer l'indice symétrie [35].

$$\text{Symétrie 2} = \frac{\text{Durée de la phase d'oscillation}_{\text{pied droit}}}{\text{Durée de la phase d'oscillation}_{\text{pied gauche}}}$$

Les deux dernières caractéristiques sont liées au déplacement des deux centroïdes (centre du talon CP1 et centre du pied CP2) . Par exemple, la figure 22 ci-dessous montre le déplacement du centre du talon du pied gauche AG. AG correspond à la longueur de foulée gauche.

En outre la figure 22 montre aussi le déplacement du centre du pied XZ (CP2). XZ doit être calculé en utilisant le théorème de Pythagore :

$$\text{XZ} = \text{XP} + \text{PX} = \sqrt{\text{XY}^2 - \text{YP}^2} + \sqrt{\text{YZ}^2 - \text{YP}^2}$$

Avec :

- XY : Largeur de pas droit (donnée par le tapis « Right step width »)
- YZ : Largeur de pas gauche (donnée par le tapis « Left step width »)
- YP : Largeur de foulée droit (donnée par le tapis « Right stride width »)

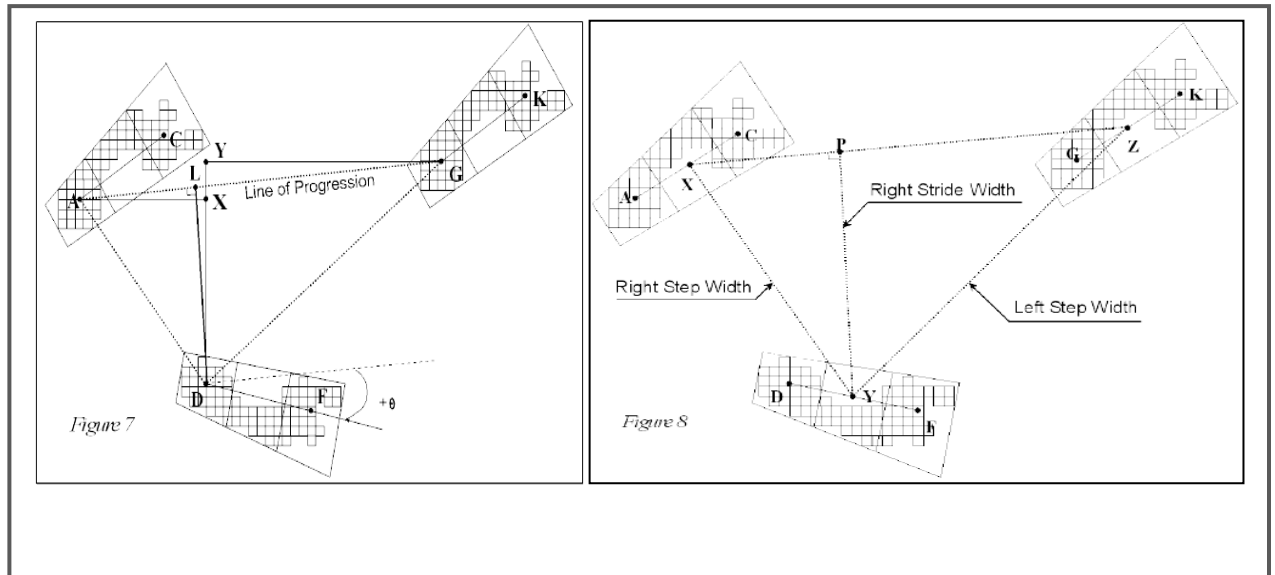


Figure 25: Déplacement du centre du talon CP1 (AG) lors de la marche et du centre du pied CP2 (XZ) [30]

Tableau 4: Caractéristiques extraites du GAITRite

Caractéristiques	Description	Nom respectif
Temps du premier contact	Représente la pente de la droite qui définit les instants du premier contact du pied à chaque pas	α
Temps du dernier contact	Représente la pente de la droite qui définit les instants du dernier contact du pied à chaque pas	β
Temps du premier contact du talon	Représente la pente de la droite qui définit les instants d'attaque du talon à chaque pas	γ
Symétrie 1	Représente l'indice de symétrie calculé à partir du temps d'oscillation	S1

Symétrie 2	Représente l'indice de symétrie calculé à partir du temps d'appui	S2
Centroïde 1	Représente l'évolution du centre du talon en fonction de distance parcourue	CP1
Centroïde 2	Représente l'évolution du centre du pied en fonction de la distance parcourue	CP2

3.6 Classification

La dernière étape de la méthodologie est la classification. Dans ce travail, on a proposé un modèle de classification de mélange Gaussien (GMM) qui utilise des prototypes en mémoire comme références et exploite la mesure de similarité avec le vote par majorité comme critère pour prendre des décisions en classification. Il est évident qu'il faut réduire la redondance des paramètres en passant par l'analyse par composante principale pour ensuite utiliser des modèles statistiques paramétriques ou non paramétriques ou des réseaux de neurones ou autres modèles dans le but d'avoir un système d'identification plus robuste. Toutefois, il a été décidé de mettre plus d'énergie de comparer et cibler les paramètres les plus pertinents pour la caractérisation de la marche.

Si on revient à la phase de classification, une matrice de caractéristiques sélectionnées est générée afin de créer un prototype de marche normale pour chaque participant et à chaque vitesse. L'idée est de créer un intervalle de confiance pour chaque caractéristique trouvée dans le but de modéliser une référence de la marche normale pour chaque sujet.

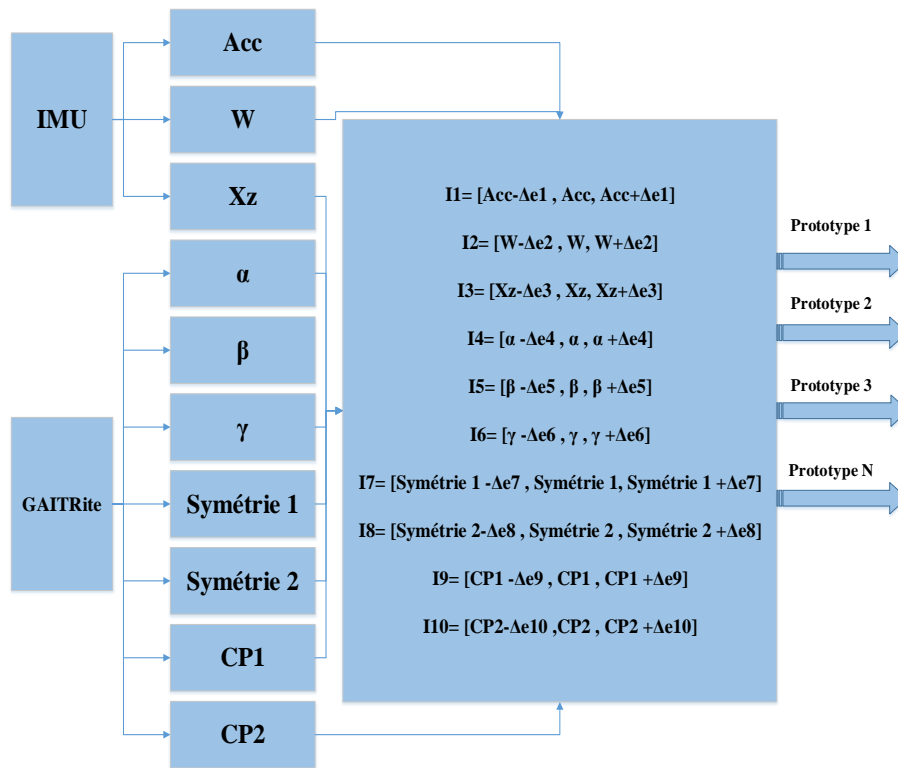


Figure 26: Génération des prototypes de marche

Pour une valeur de caractéristique donnée, si elle appartient à l'intervalle de référence, la valeur 1 est attribuée à ce facteur sinon la valeur 0 est indiquée.

Une fonction somme a pour objectif de calculer les valeurs de 1 et de 0 ; et un test de comparaison est réalisé à la fin pour voir quelle valeur domine 1 ou 0. Si la valeur 0 domine pour toutes les caractéristiques cela indique que la marche est altérée sinon la marche testée est normale. La figure 13 montre la méthode adoptée pour le test de classification finale.

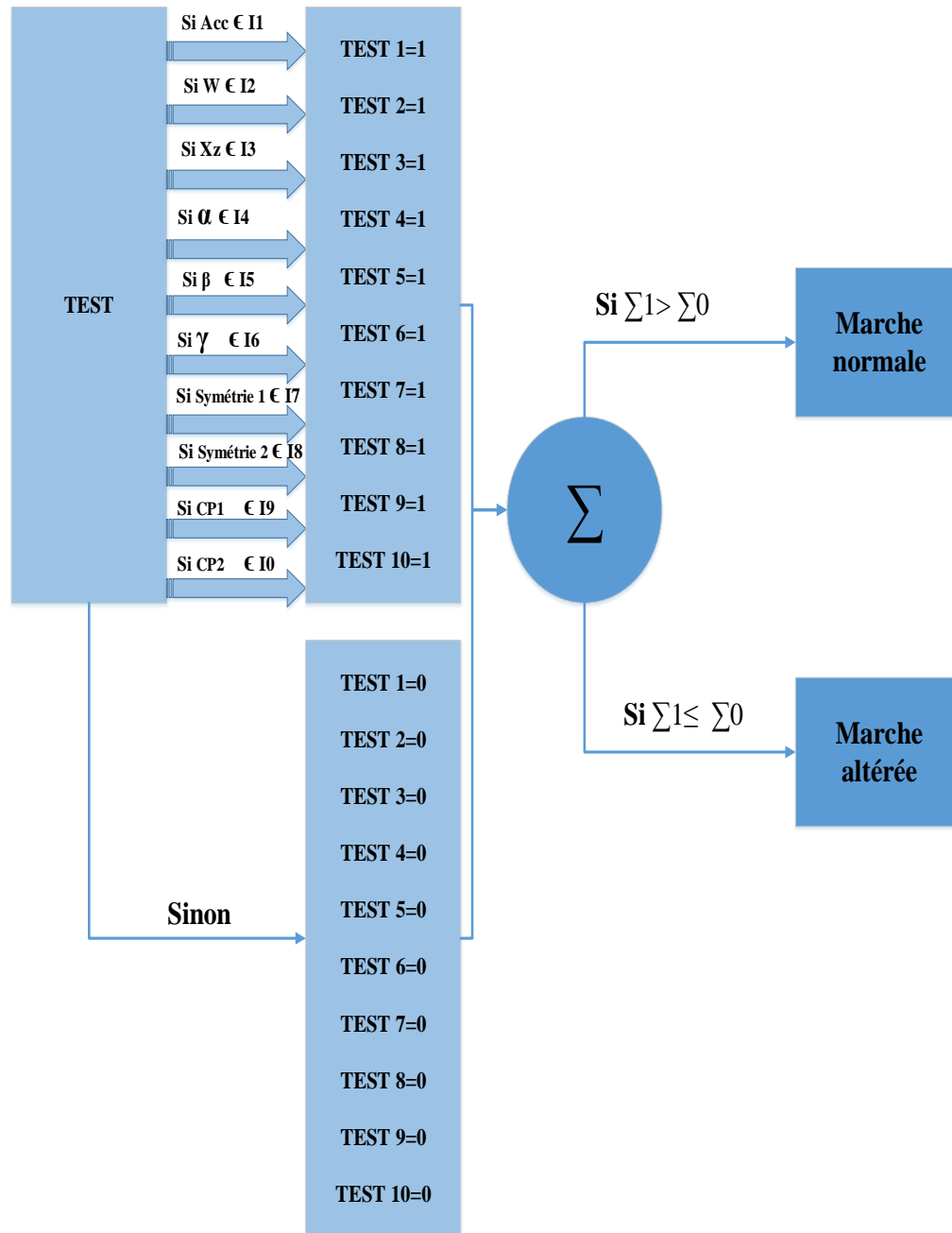


Figure 27: Test de classification réalisé en se basant sur les prototypes générés

3.7 Conclusion

Ce chapitre permet de comprendre la méthodologie adoptée dans ce projet afin de classier les deux conditions de la marche. Le choix de la population, le protocole expérimental et les outils appropriés sont indispensables pour faire la collecte des données. Le choix aussi d'un bon traitement des données assure l'extraction des caractéristiques utiles dans ces données. Finalement, les caractéristiques sélectionnées et calculées ont été quantifiées et groupées pour procéder à la dernière étape de classification. Les résultats de ces analyses sont présentés dans le chapitre quatre.

CHAPITRE IV

RESULTATS ET INTERPRETATIONS

4.1 Introduction

Dans le cadre de ce travail de recherche, nous avons proposé de détecter l'altération frustrée de la marche non observable à l'œil nu en utilisant des outils d'ingénierie en support en santé. Pour résoudre cette problématique, nous avons adopté une méthodologie bien rigoureuse dans la collecte, le traitement et l'analyse des données.

La première étape est celle de la collecte des données. Elle permet de créer une base de données d'informations sur la marche qui seront utiles pour les étapes subséquentes. La deuxième étape après la collecte des données est le traitement et l'analyse des données. Il s'agit de sélectionner et de représenter les paramètres les plus pertinents qui serviront à créer des prototypes de référence à la marche normale.

La dernière est celle de la classification et prise de décision sur le type de marche. Dans le processus de quantification pour la création de prototype de référence et pour chaque participant un dictionnaire de prototype de la marche normale a été créé pour chaque vitesse.

Par la suite, un test de classification est réalisé afin de détecter la marche altérée frustrée en se basant sur le principe de mesure de similarité entre les prototypes de références et générés.

4.2 Résultat des caractéristiques

Les paramètres pertinents obtenus à partir de l'analyse des données collectées via le GAITRite et l'exosquelette sont résumés dans le tableau ci-dessous. Chacune de ces paramètres va être décrite plus en détail dans les sous-sections subséquentes.

Tableau 5 : Ensemble des caractéristiques /paramètres sélectionnés

Caractéristiques	Description	Nom respectif
Accélération	Vecteur résultant d'accélération	Acc
Vitesse angulaire	Vecteur résultant de vitesse angulaire	W
Position verticale	Vecteur position verticale	Xz
Temps du premier contact	Représente la pente de la droite qui définit les instants du premier contact du pied à chaque pas	α
Temps du dernier contact	Représente la pente de la droite qui définit les instants du dernier contact du pied à chaque pas	β
Temps du premier contact du talon	Représente la pente de la droite qui définit les instants d'attaque du talon à chaque pas	γ
Symétrie 1	Représente l'indice de symétrie calculé à partir du temps d'oscillation	S1
Symétrie 2	Représente l'indice de symétrie calculé à partir du temps d'appui	S2
Centroïde 1	Représente l'évolution du centre du talon en fonction de distance parcourue	CP1
Centroïde 2	Représente l'évolution du centre du pied en fonction de la distance parcourue	CP2

4.2.1 Résultat de l'accélération au pied droit

La figure 28 ci-dessous montre l'accélération résultante des trois composantes d'accélération au niveau du pied droit dans les deux conditions de marche (avec et sans douleur) à vitesse normale, pour chaque participant. Les courbes prennent une allure d'une gaussienne asymétrique avec une montée à deux accélérations et une décente brusque pour la phase de décélération. La différence entre les deux courbes pour chaque participant est plus visible au niveau du décalage temporel des pics ou des maximums; sachant que l'accélération atteint son maximum lors de l'attaque du talon de chaque pied (Figure 29).

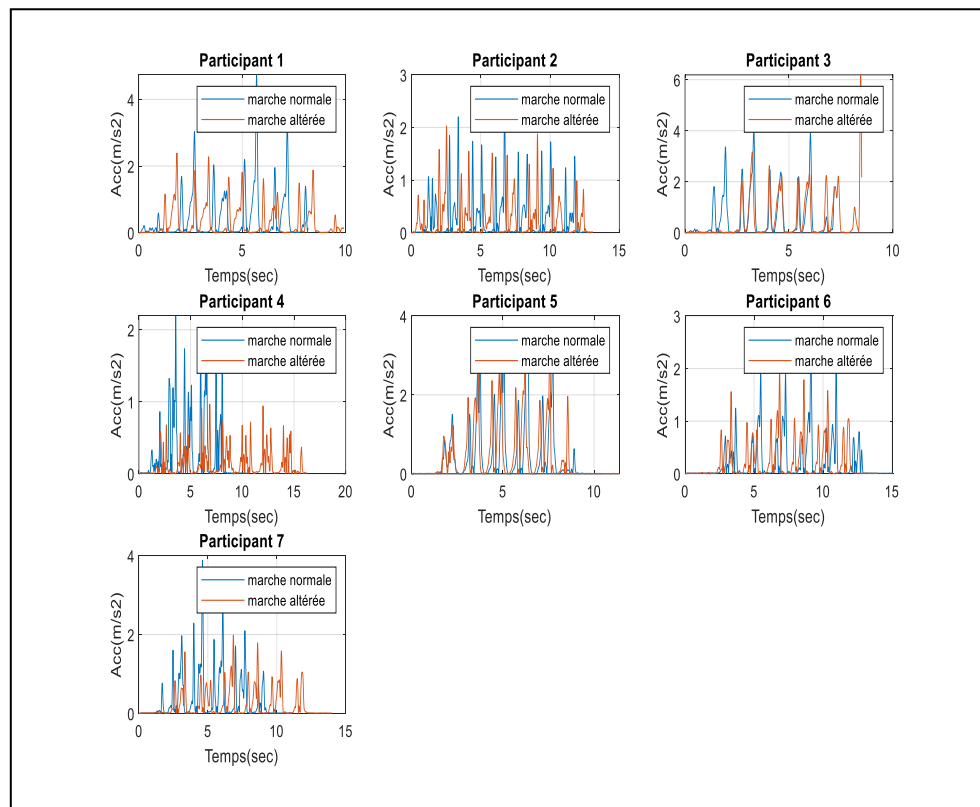


Figure 28: La représentation des signaux d'accélération pour chaque participant dans les deux conditions de marche à vitesse normale (amplitude d'accélération en fonction du temps)

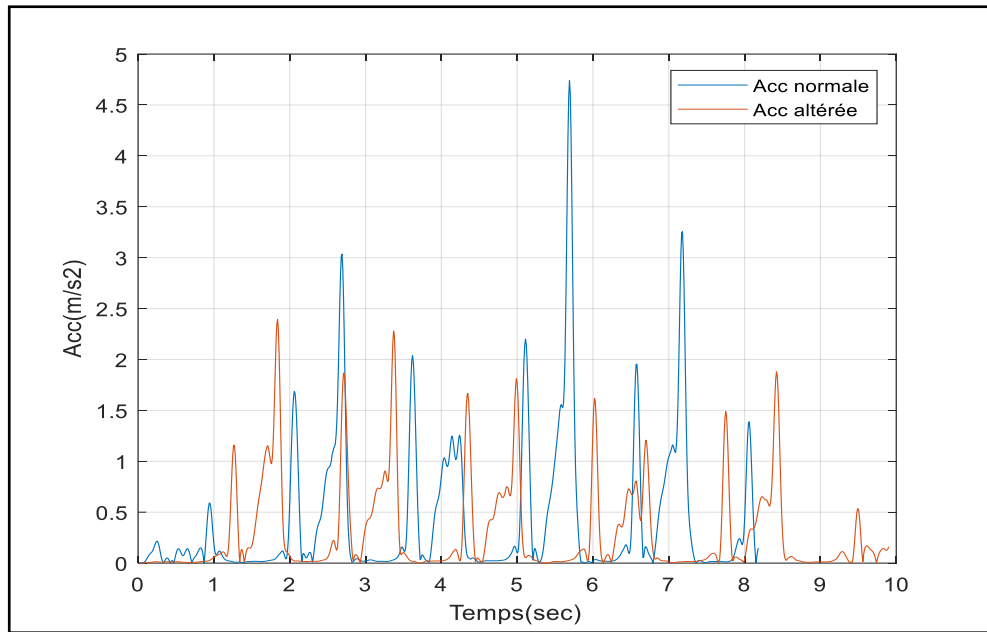


Figure 29: Exemple d'un signal d'accélération pour un seul participant dans les deux conditions de marche

D'une façon générale dans un signal d'accélération émis par un accéléromètre attaché au pied, les maximums ou les pics renseignent sur les événements d'attaque des orteils et attaque du talon du pied lors du mouvement de la marche [36]. En effet, les pics d'accélérations correspondent à des chocs au moment de la pose du talon du pied (Heel strike en anglais).

L'analyse des graphiques d'accélération en fonction du temps, comme dans la figure 26 révèle la nature répétitive des données de la marche. La différence entre les deux signaux est visible surtout au décalage des pics d'accélérations (le décalage temporel des pics varie d'un participant à un autre) entre les deux conditions de marche et au niveau de l'amplitude de ces pics d'accélération (plus faible dans la marche altérée).

Ces résultats suggèrent qu'il y a une certaine décélération dans la marche avec douleur légère (plus de temps mis pour parcourir la même distance) à chaque fois que le participant attaque un nouveau cycle de marche. On peut expliquer cette

diminution de l'amplitude de l'accélération des mouvements de la flexion plantaire et d'adduction du pied droit en présence de douleur [37, 38] (figure 30).

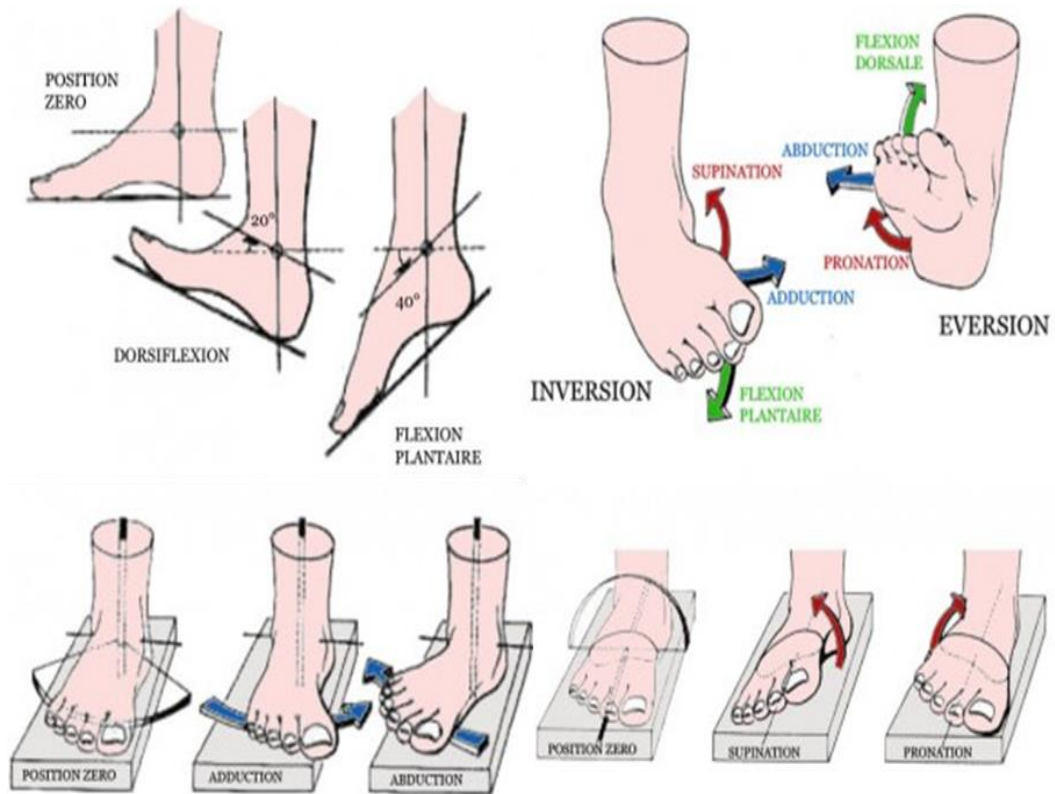


Figure 30: Différents mouvements réalisés par le participant dans le contexte de la marche avec douleur légère [37, 38]

4.2.2 Résultat de la vitesse angulaire au pied droit

Les figures 31 nous montrent les caractéristiques des courbes de vitesses angulaires dans les deux conditions de marche (avec et sans douleur) à vitesse normale et pour chaque participant. Nous constatons que l'amplitude des pics de vitesse de rotation angulaire est plus élevée sans douleur. La diminution minimale, de l'amplitude des pics dans les courbes de vitesse angulaire dans la condition avec douleur légère semble

due par le fait que le participant tend à éviter la douleur introduite au niveau de son talon en réalisant des mouvements d'adduction et de flexion plantaire [39].

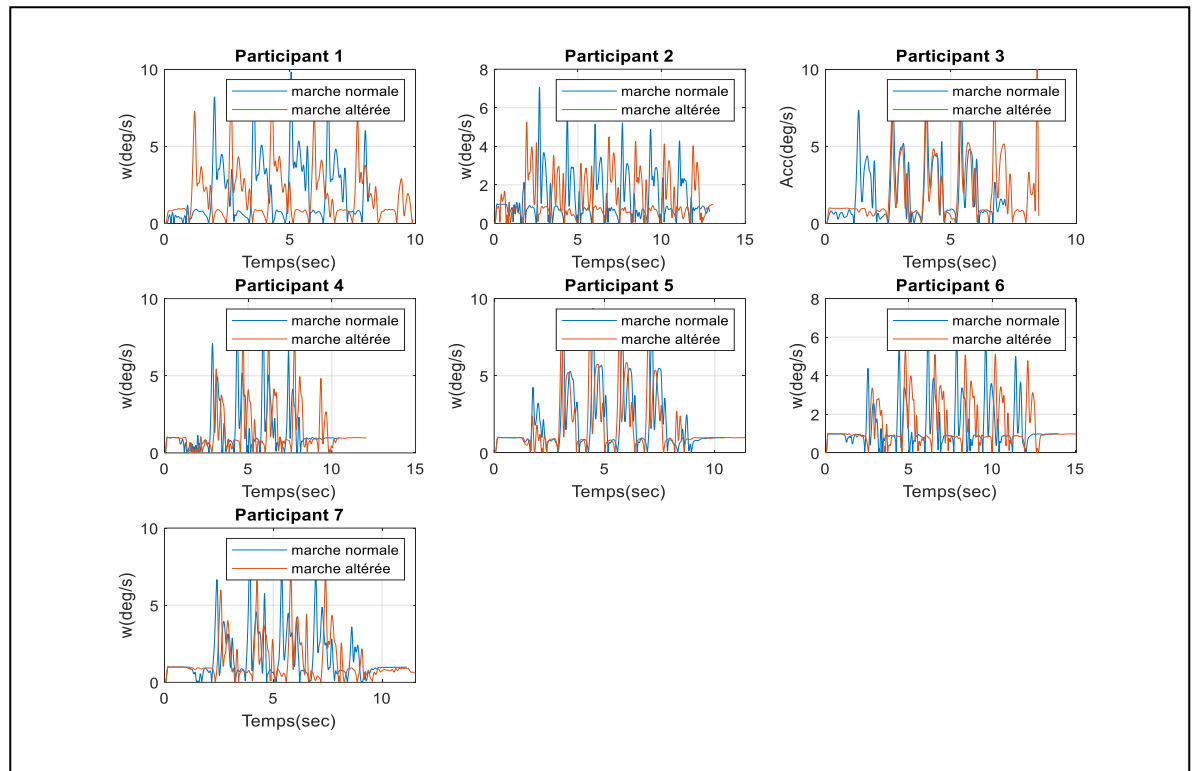


Figure 31: Les signaux des vitesses angulaires lors des deux conditions de marche (avec et sans douleur) pour chaque participant à vitesse normale

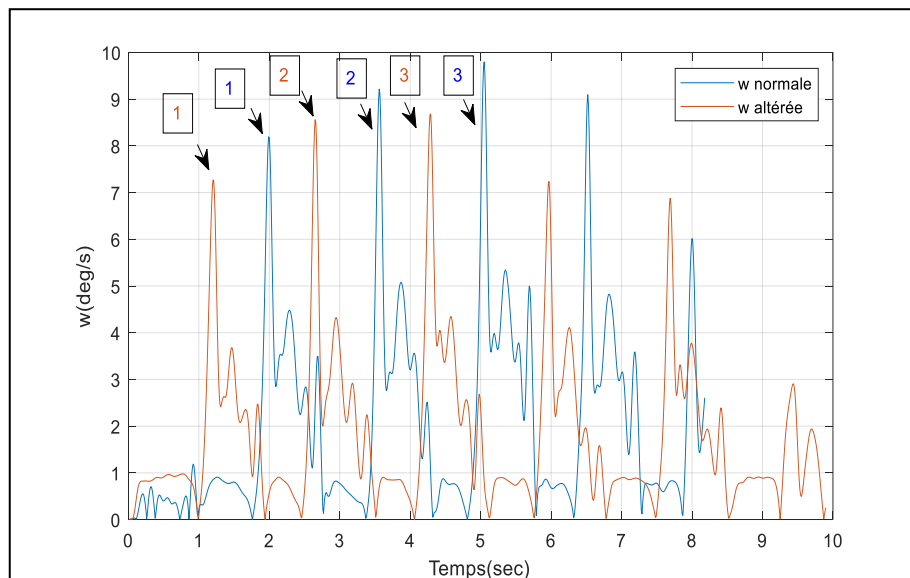


Figure 32: Exemple d'un signal de vitesse angulaire pour un seul participant dans les deux conditions de marche

4.2.3 Résultat de l'évolution de la position verticale du pied droit

L'évolution de la position verticale Xz dans les deux conditions de marche (avec et sans douleur) montre que dans la majorité des cas, la position verticale Xz initiale indique une valeur de 8.5 cm (3.34 pouces). Cette valeur (8,5 cm) s'explique par le fait que le capteur inertiel est installé au-dessus du pied. Ce signal oscille entre la position 7 cm et 9 cm (l'altitude du capteur inertiel placé au niveau du pied droit oscille entre 7 et 9 cm).

D'après la figure 33, on remarque aussi que les valeurs minimales du signal de position vertical à la vitesse normale sont inférieures dans la condition de marche sans douleur par rapport à la condition de marche avec douleur légère. Ce résultat peut être expliqué par le fait que le participant évite d'appuyer totalement son pied sur le sol à cause de la douleur.

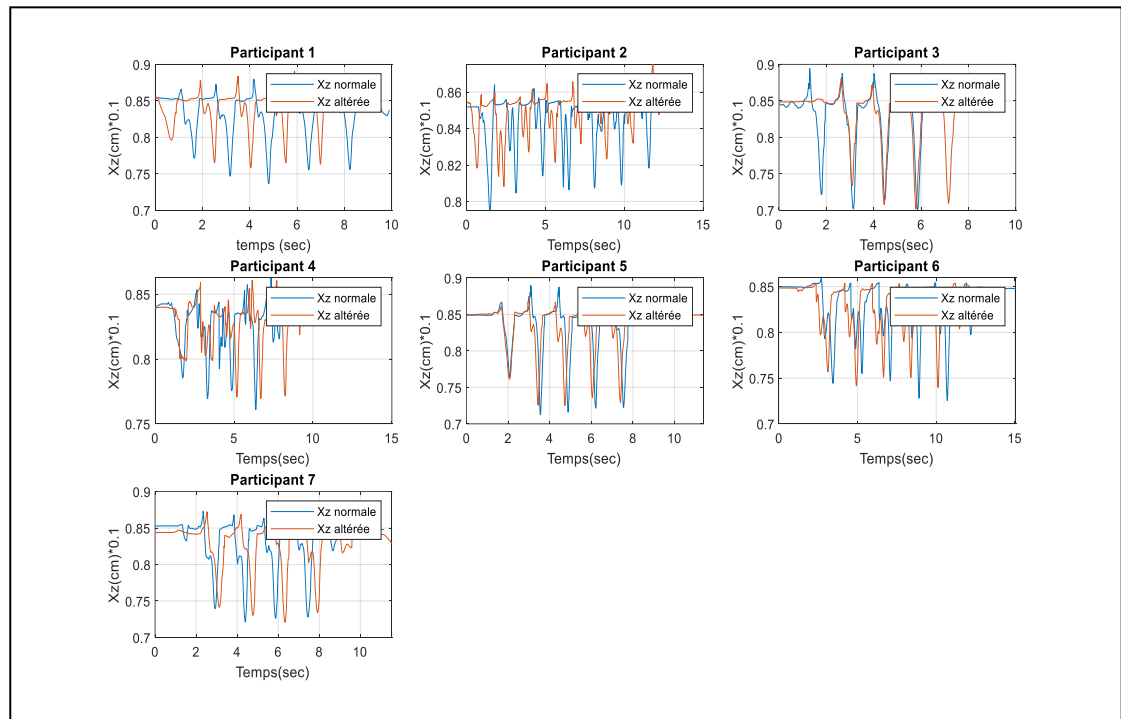


Figure 33: Evolution de la position verticale du pied droit dans les deux conditions de marche

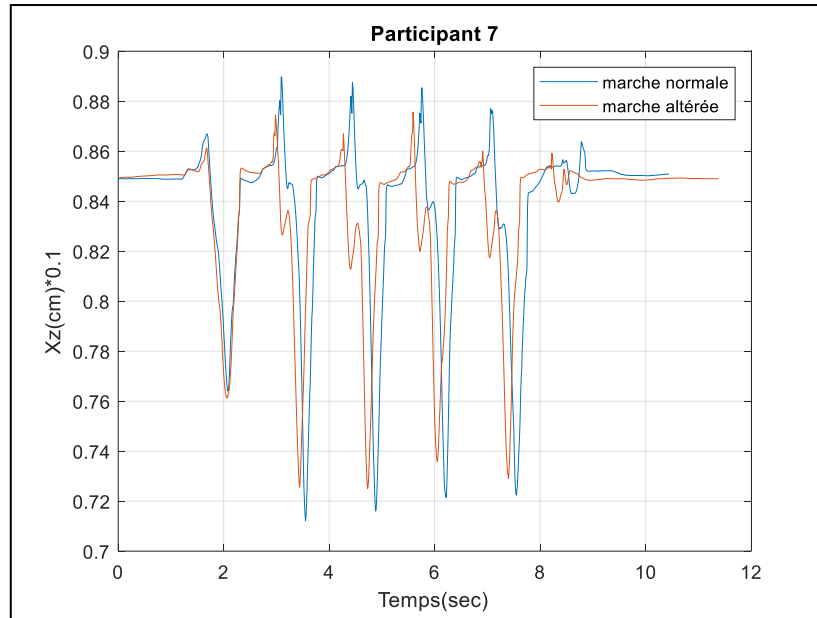


Figure 34: Exemple de l'évolution de la position verticale Xz pour un seul participant dans les deux conditions de marche (avec et sans douleur) à la vitesse normale

4.2.4 Résultat de l'indice de symétrie calculé à partir du temps d'oscillation (symétrie 1) et du temps d'appui (symétrie 2)

La méthode adoptée pour calculer l'indice de symétrie de la marche a été décrite dans la section 3.5.2. Les tableaux 6 et 7 montrent la moyenne des indices de symétrie avec et sans douleur durant la vitesse normale. L'indice de symétrie permet de déterminer le niveau d'asymétrie lors de la marche avec douleur.

Dans le tableau 6, la symétrie a été étudiée avec la moyenne de la portion du temps de la phase d'oscillation des cycles de marche. Dans le tableau 7, l'étude de la symétrie a été faite avec la moyenne de la portion du temps de la phase d'appui. En rappel, pour une marche normale symétrique, l'indice de symétrie doit être égal approximativement à 1. Plus cet indice s'écarte de 1, plus l'asymétrie de la marche augmente. On voit que la marche altérée donne des valeurs différentes de 1 dans la phase d'appui et d'oscillation et par rapport à la marche normale (tableaux 6 et 7).

Tableau 6: Les valeurs de ratio de symétrie avec phase d'oscillation pour chaque participant dans les deux conditions de marche à vitesse normale

Participants	Ratio de symétrie avec phase d'oscillation	
	Marche normale sans boulon	Marche avec boulons sous le pied (intensité de douleur)
1	1.004	1.072 (2)
2	1.016	0.931 (3)
3	0.939	1.098 (3)
4	1.081	1.083 (1)
5	1.022	1.015 (2)
6	1.033	1.366 (4)
7	0.958	1.135 (3)

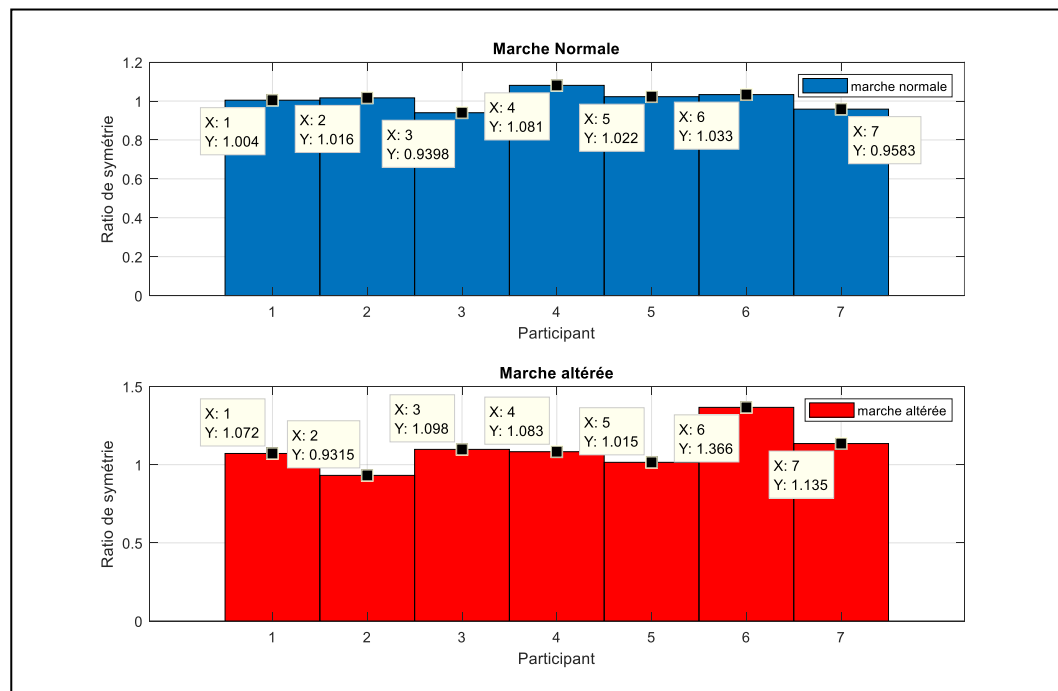


Figure 35: Le ratio de symétrie calculé avec phase d'oscillation pour chaque participant dans les deux conditions de marche (X représente le numéro du participant, Y représente le ratio de symétrie calculé)

Tableau 7: Les valeurs de ratio de symétrie avec phase d'appui pour chaque participant dans les deux conditions de marche à vitesse normale

Participants	Ratio de symétrie avec phase d'appui	
	Marche normale sans boulon	Marche avec boulons sous le pied (intensité de douleur)
1	0.975	1.057 (2)
2	0.989	1.015 (3)
3	1.046	1.308 (3)
4	0.944	0.904 (1)
5	0.950	0.926 (2)
6	0.974	1.445 (4)
7	0.994	1.11 (3)

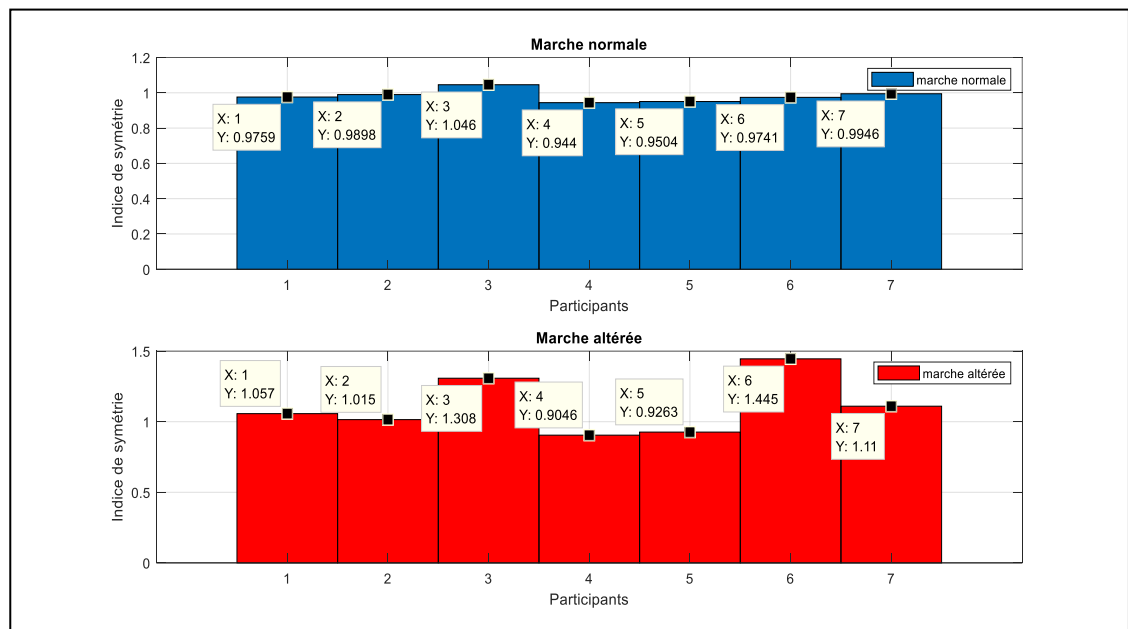


Figure 36: Le ratio de symétrie calculé avec phase d'appui pour chaque participant dans les deux conditions de marche (X représente le numéro du participant, Y représente le ratio de symétrie calculé)

4.2.5 La représentation des décalages temporels α , β et γ

On rappelle que α représente la pente de la droite qui correspond aux instants des premiers contacts du pied sur le sol à chaque évènement / pas.

Pour calculer le paramètre α on doit tout d'abord représenter l'instant du premier contact du pied droit sur le sol (la pose du talon ou des orteils) en fonction des évènements. Un évènement dans notre cas correspond à un pas.

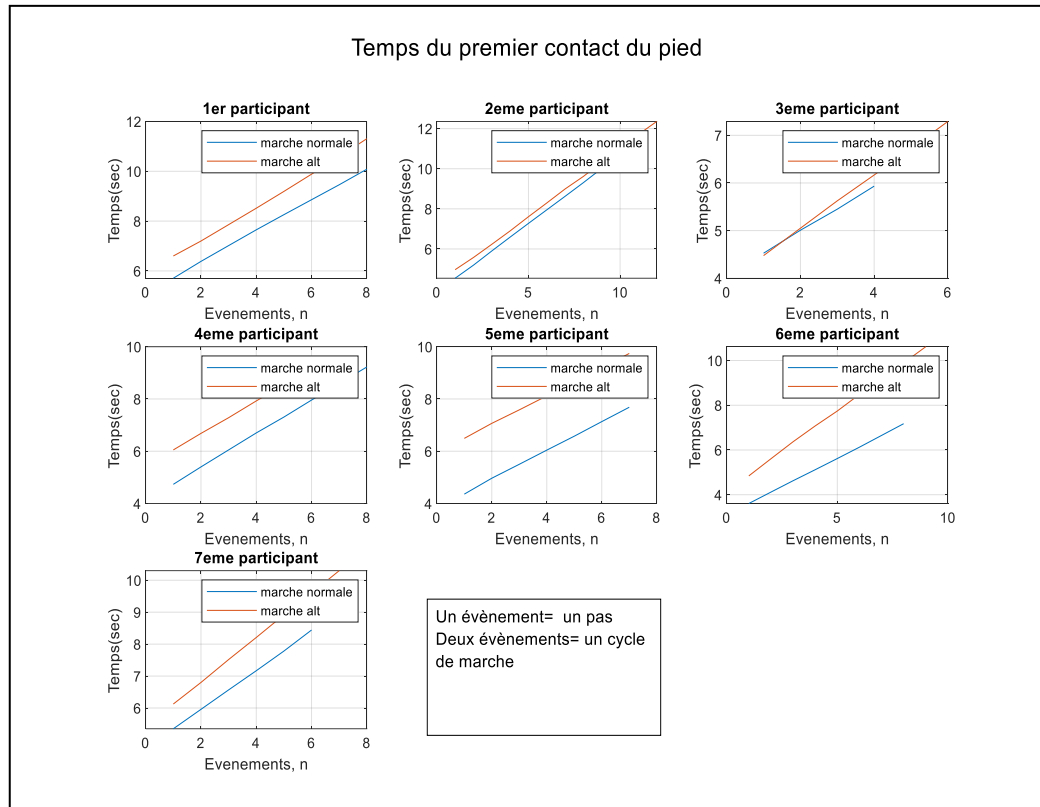


Figure 37: La représentation du temps/instant du premier contact du pied dans chaque pas dans les deux conditions de la marche à vitesse normale.

La pente α est calculée afin de voir graphiquement s'il existe un décalage temporel entre les moments de la pose du pied à chaque pas des deux conditions de marche (avec et sans douleur). L'idée est de donner une certaine pente référence pour la marche normale pour chaque participant et à chaque vitesse.

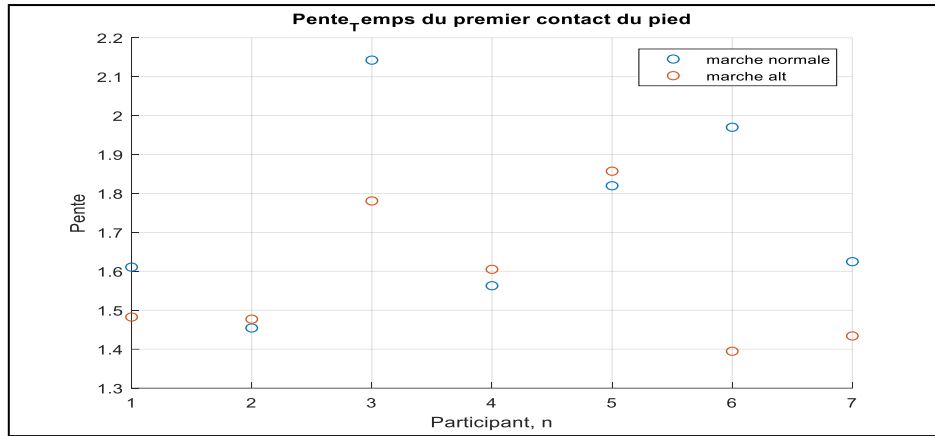


Figure 38: Calcul des pentes pour chaque participant dans chaque condition de marche à vitesse normale.

La représentation du temps moyen du premier contact du pied droit est illustrée dans la figure 39. Celle là montre qu'il existe un décalage ou un délai temporel d'environ une seconde avec la douleur légère par rapport à la marche sans douleur. Ce résultat suggère que la vitesse diminue avec la douleur.

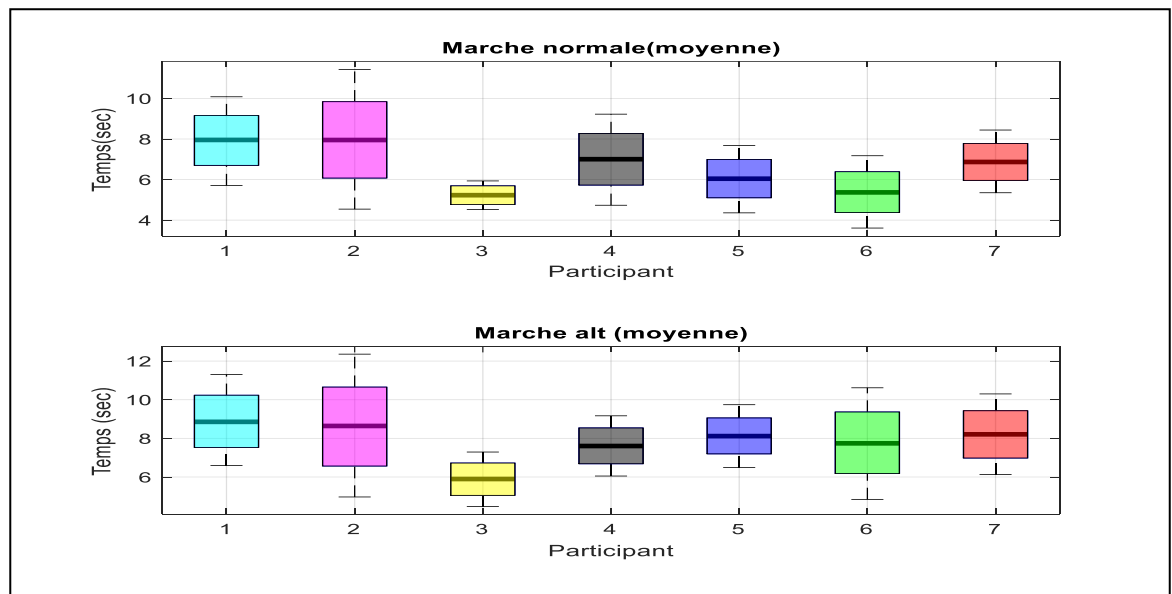


Figure 39: La représentation des valeurs moyenne du temps du premier contact du pied dans les deux conditions de marche (avec et sans douleur) pour chaque participant et à vitesse normale.

On rappelle que β correspond aux temps/ instants des derniers contacts du pied sur le sol à chaque évènement / pas pour la marche à vitesse normale. On peut représenter la courbe de β par la pente pour avoir un paramètre plus facile à interpréter.

Le calcul de β se réalise de la même manière que α . La figure 40 montre qu'il existe un décalage temporel entre le temps du dernier contact du pied droit sur le sol dans les deux conditions de la marche. Un décalage temporel d'une seconde est présent pour les participants 1, 4, 6 et 7 tandis que ce décalage est vraiment minime pour les participants 2 et 3. Ceci est dû car le participant tend toujours à réduire sa vitesse dans la condition de marche altérée à cause de la douleur appliquée au niveau du talon de son pied droit. La pente β se définit comme la pente référence de la droite qui caractérise les temps des derniers contacts des pieds en fonction des évènements dans le cas de la marche normale.

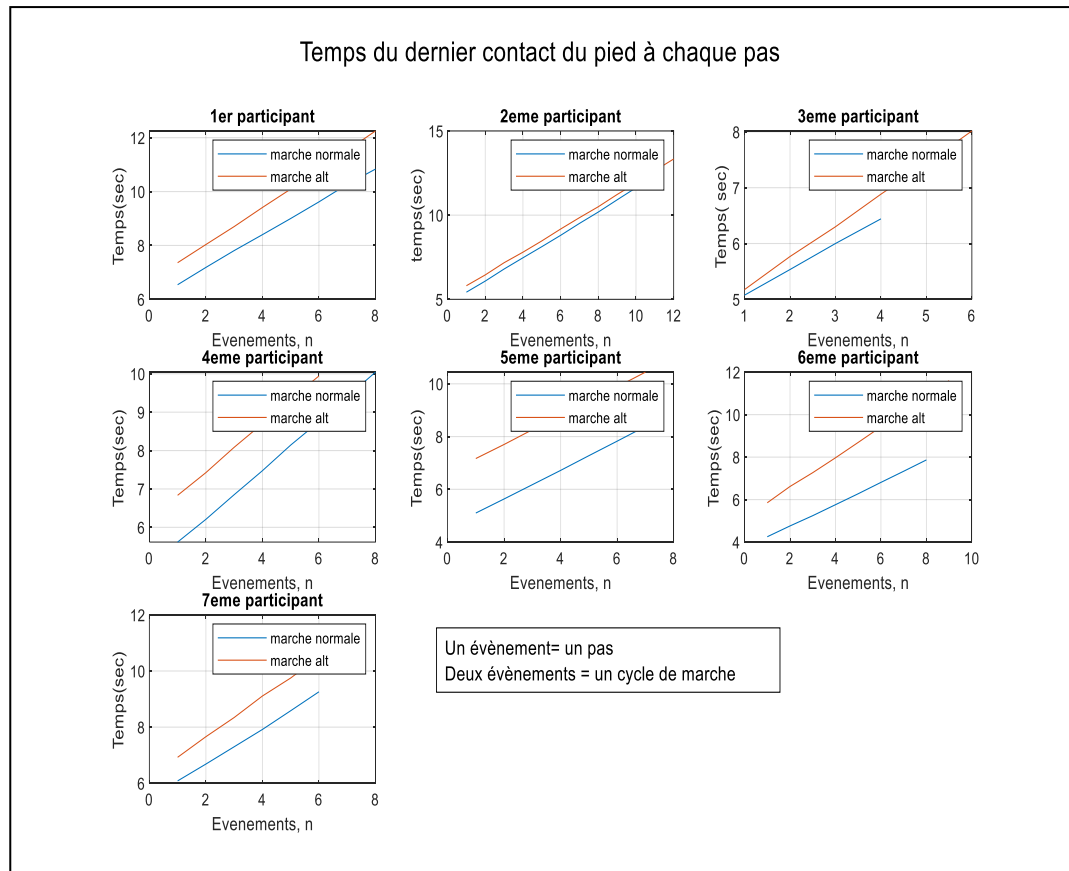


Figure 40: représentation du temps du dernier contact du pied dans chaque pas dans les deux conditions de la marche à vitesse normale

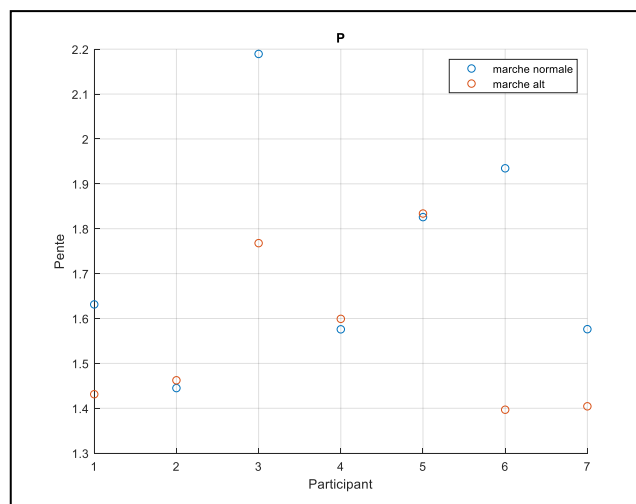


Figure 41: La représentation de la pente qui définit respectivement la droite de l'évolution du temps des derniers contacts des pieds sur le sol en fonction des pas / événements dans les deux conditions de la marche.

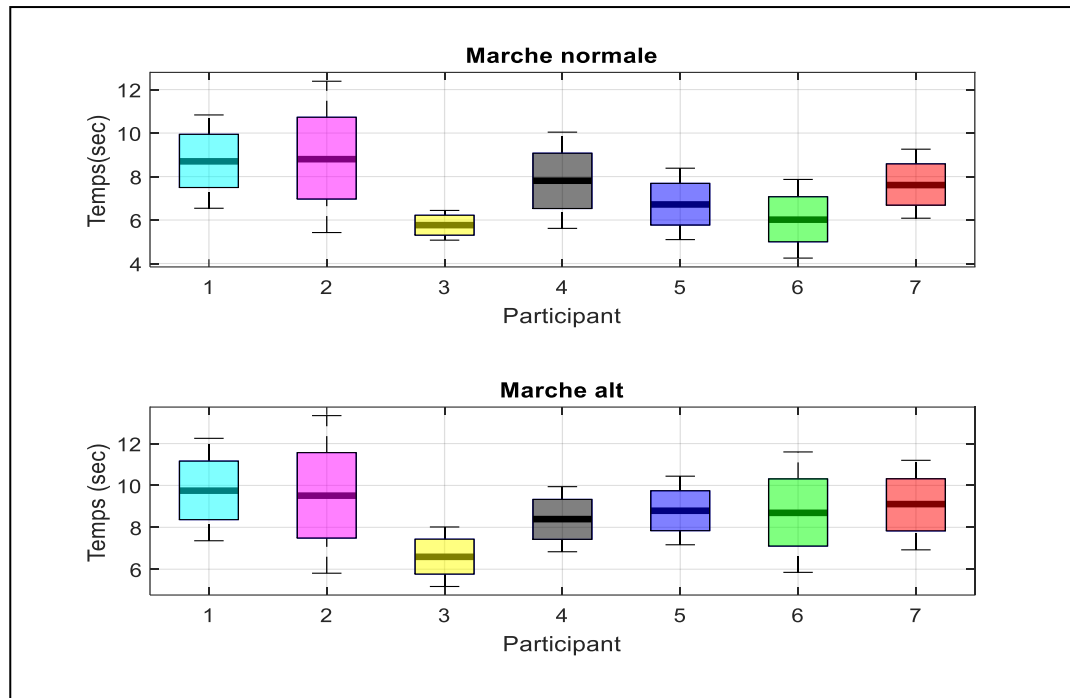


Figure 42: La représentation des valeurs moyenne du temps du dernier contact du pied dans les deux conditions de marche (avec et sans douleur) pour chaque participant lors de la marche normale.

On rappelle aussi que γ correspond aux temps/ instants des premiers contacts du talon du pied sur le sol à chaque évènement / pas pour la marche a vitesse normale.

On peut représenter la courbe de γ par la pente pour avoir un paramètre plus facile à interpréter

La détermination de γ se réalise de la même manière que α et β . Les courbes qui correspondent au temps de l'attaque du talon à chaque évènement/pas pour les deux conditions de marche à vitesse normale sont représentées aux figures 43, 44 et 45.

Les figures 43 illustrent aussi l'existence du décalage temporel du temps de l'attaque du talon/ pas entre la marche normale et altérée. Ceci nous permet de calculer la pente

γ qui définit la droite qui représente l'évolution des instants des attaques du talon des pieds en fonctions des pas/ évènements dans le cas de la marche normale.

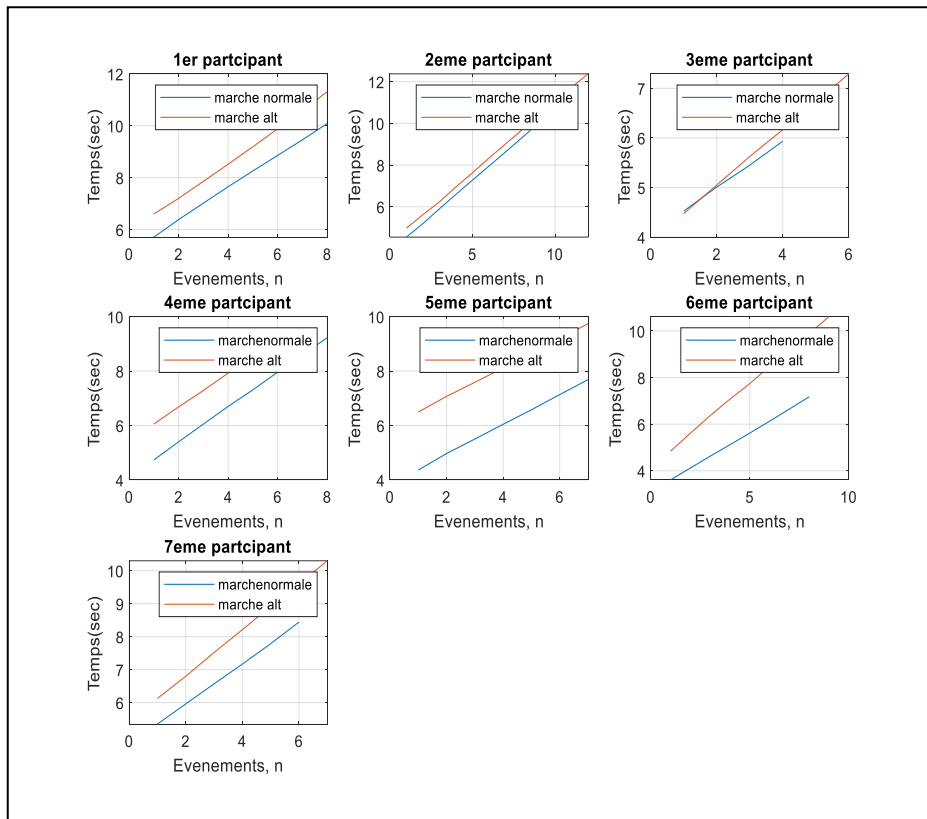


Figure 43: La représentation du temps du dernier contact du pied à chaque évènement/pas dans les deux conditions de marche à vitesse normale.

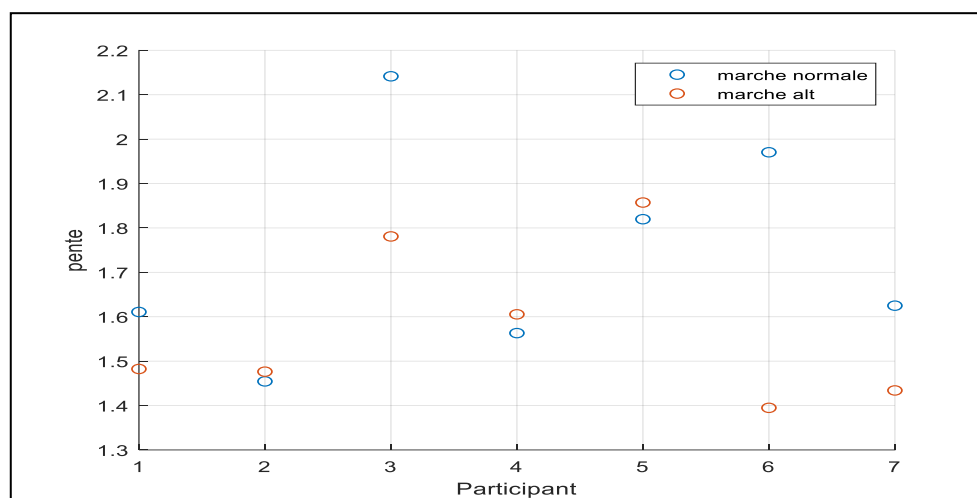


Figure 44: La représentation de la pente qui définit respectivement la droite de l'évolution du temps d'attaque du talon en fonction des pas / évènements avec vitesse normale.

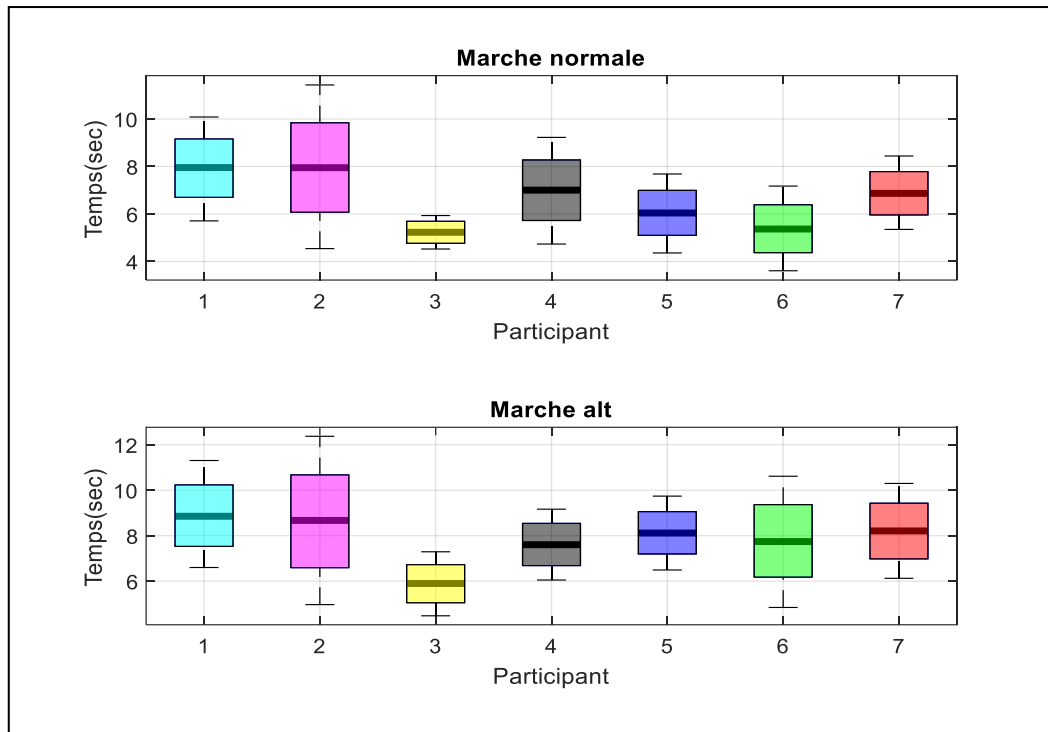


Figure 45: La représentation des valeurs moyenne des temps du l'attaque du talon dans les deux conditions de marche à vitesse normale.

4.2.6 La représentation du déplacement des centres du talon des deux pieds CP1 et des centres des deux pieds CP2

Les deux caractéristiques CP1 et CP2 sont définies dans la section 3.5.2. Les figures ci-dessous montrent l'évolution des déplacements unidirectionnels du centre du talon CP1 et du centre des deux pieds, aux deux conditions de marche (avec et sans douleur) et à vitesse normale (L'évolution de la distance parcourue à chaque pas). Il n'y a pas de différence entre les déplacements parcourus pour CP1 dans chaque condition de marche (avec et sans douleur).

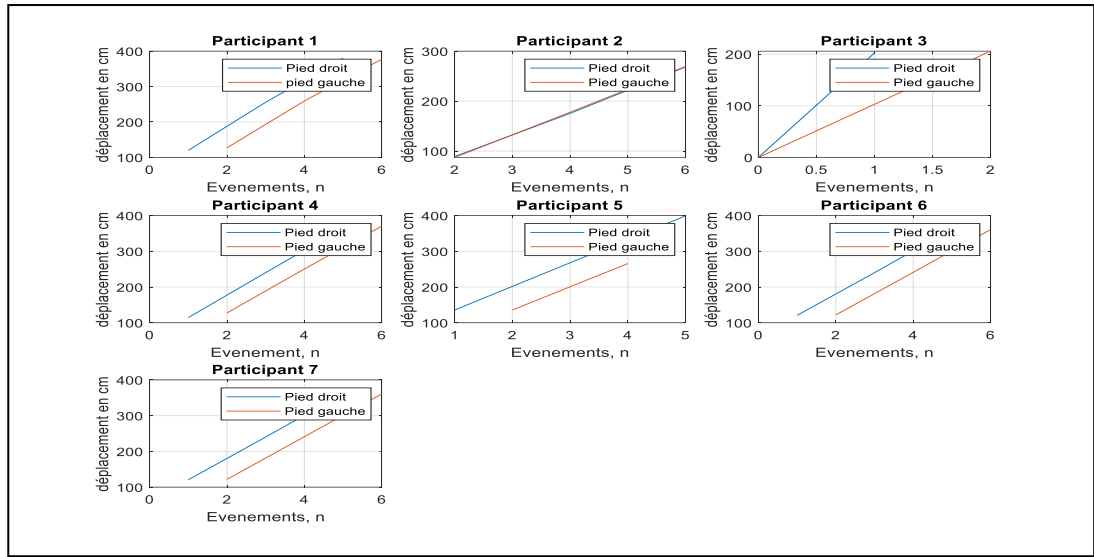


Figure 46: L'évolution du déplacement unidirectionnel du centre du talon CP1 des deux pieds dans la condition de la marche normale (sans douleur) à vitesse normale.

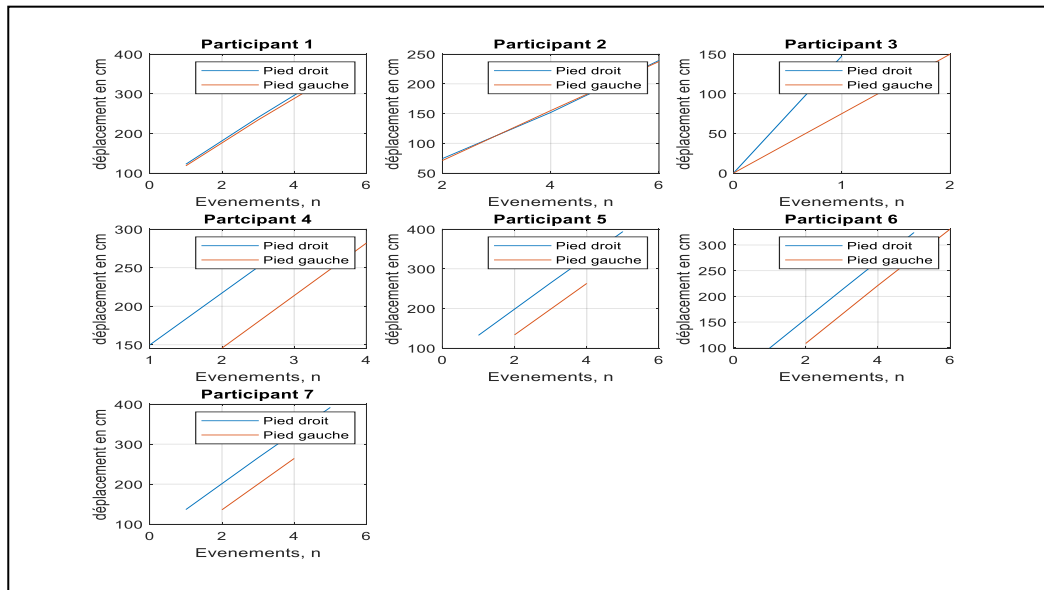


Figure 47: L'évolution du déplacement unidirectionnel du centre du talon CP1 des deux pieds dans la condition de la marche altérée (avec douleur)

4.3 Résultat de la classification

Les caractéristiques sélectionnées ont permis la conception des prototypes /références de la marche pour chaque participant à chaque vitesse. La figure 48 ci-dessous présente un exemple de ces prototypes de marche normale (marche sans douleur) à vitesse normale (prototype réalisé avec la combinaison de toutes les caractéristiques). Ces prototypes sont utilisés par la suite pour l'apprentissage d'un modèle naïf pour faire la reconnaissance. Le graphique ci-dessous montre essentiellement les intervalles de références de la marche normale (marche sans douleur) pour chaque caractéristique sélectionnée ce qui constitue un prototype de la marche normale ou sans douleur à vitesse normale.

Les prototypes générés de la marche ont permis de faire la classification qui permet de distinguer la marche altérée par la douleur frustrée.

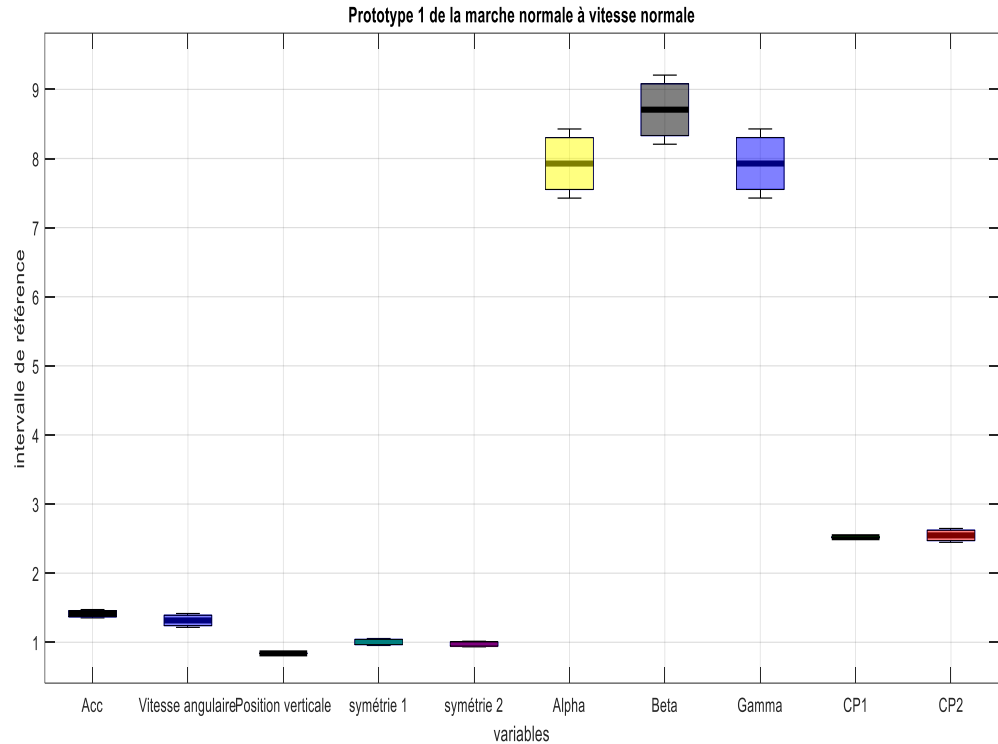


Figure 48: Un exemple d'un prototype/référence de la marche sans douleur à vitesse normale pour un participant

- **Résultats avec un modèle de mélange Gaussien (GMM)**

Les modèles paramétriques de mélanges à gaussiennes, supposent que les données sont distribuées selon une loi dont la fonction de densité est une mixture de gaussiennes. L'estimation de la matrice de variance et de la moyenne pour chaque gaussienne ainsi que les coefficients de pondération sont déterminés itérativement par l'algorithme espérance-maximisation (EM) [40-42]. Au fait les méthodes statistiques GMM nécessitent de données importantes pour bien modéliser leurs distributions et loi de probabilités, ce qui n'est pas le cas dans notre situation actuelle. Malgré le peu de données disponible, nous avons tout de même mené une étude exploratoire pour

évaluer la pertinence des paramètres proposés dans ce travail. Comme approche, chacun des 7 participants a été modélisé par deux modèles statistiques à mélange de gaussiennes, entraînées respectivement sur la marche normale et la marche altérée pour fins de classification automatique. La dimension des vecteurs d'apprentissage est de 10. En tout, 14 modèles GMM ont été proposés et entraînés (avec des matrices de covariances non diagonales) pour représenter statistiquement les deux catégories de la marche.

La phase de test consistait à estimer pour chaque vecteur présenté le score de vraisemblance relatif à chaque modèle. Le vecteur est par la suite classé appartenir au modèle qui produit le score maximal. Lors de la compilation des résultats, deux scénarios sont pris en considération. Le premier scénario est la classification de la marche altérée et de la marche normale sans tenir compte de l'identité du participant. Le meilleur score obtenu est de 91,6% avec deux composantes gaussiennes dans le modèle GMM. Pour les modèles à une ou trois composantes les scores sont similaires à 89,3%. Le deuxième scénario considéré est la classification de la marche altérée ou la marche normale en tenant compte de l'identité du participant. C'est un scénario plus compliqué puisque le processus de classification doit discriminer le genre de marche et au même temps l'identité du participant. Comme attendu, les scores ont baissé comparativement au scénario 1. Le meilleur score pour le scénario 2 est de 82,1% avec les modèles à deux composantes gaussiennes. L'ensemble des résultats de reconnaissance pour les 2 scénarios sont résumés dans le tableau 8. L'annexe 4 illustre les détails des résultats de reconnaissance par participant.

Tableau 8: Taux de reconnaissance trouvés avec le modèle de mélange gaussien (GMM)

Données d'apprentissage	Taux de reconnaissance avec le modèle de mélange gaussien (GMM)		
	1 gaussienne	2 gaussiennes	3 gaussiennes
Identification de la marche (altérée ou normale)	89.3 %	91.6%	89.3%
Identification de marche et de participant	78.5%	82.1%	78.5%

CHAPITRE V CONCLUSION

Comme le but de ce projet de maîtrise est de combiner les outils d'ingénierie en support en santé afin de déterminer plus objectivement une marche altérée frustrée, la pertinence de ce projet réside dans le fait que les résultats obtenus suggèrent qu'un seul capteur inertiel avec un tapis à capteur de pas pourraient être utilisés par les cliniciens pour faire la reconnaissance. Évidemment, des travaux futurs sont encore nécessaires pour permettre un calcul automatique d'un indicateur. Un indicateur de la mesure du niveau de la dysfonction de la marche altérée frustrée dont le calcul serait basé sur les caractéristiques pertinentes et les taux de reconnaissance trouvés. Les cliniciens pourraient s'appuyer sur la mesure de la variation de cet indicateur (une différence avant et après un traitement de l'indicateur) pour évaluer l'impact de leur prise en charge dans le suivi de leurs patients.

Finalement, ce projet de maîtrise m'aura permis de me familiariser avec les outils non seulement de collecte, mais aussi d'évaluation de la marche en santé. L'ensemble des apprentissages acquis tout au long de mes travaux me permet de dire avec satisfaction que l'objectif de l'ingénierie en support en santé a été atteint. J'ai constaté aussi qu'il est important que les ingénieurs mettent leurs connaissances et savoir faire à la disposition des cliniciens et des travailleurs en santé.

La contribution scientifique de ce projet de recherche réside dans la création des prototypes de la marche à partir des caractéristiques retenues qui ont permis de faire la reconnaissance dans des conditions de distorsion frustrée et en présence d'une légère douleur. Bien que les résultats obtenus soient encourageants, ils devraient quand même être interprétés dans son contexte spécifique qui contient plusieurs

limites dont la taille d'échantillon restreinte ainsi que les techniques et méthodes utilisés qui devraient être intelligents afin de minimiser la manipulation manuelle.

ANNEXES

ANNEXE 1 : Approbation éthique



Université du Québec
à Chicoutimi

Le 26 septembre 2019

À l'attention de :

LUDIVINE PARIS, stagiaire postdoctorale
Département des sciences de la santé
UQAC

Projet : 2020-218

Titre du projet de recherche : Reconnaissance et quantification des paramètres de la marche en condition de douleur modérée.

Objet : Approbation éthique de votre projet de recherche

Bonjour,

Votre projet de recherche a fait l'objet d'une évaluation en matière d'éthique de la recherche avec des êtres humains par le Comité d'éthique de la recherche de l'Université du Québec à Chicoutimi (CER-UQAC).

Un certificat d'approbation éthique qui atteste de la conformité de votre projet de recherche à la [Politique d'éthique de la recherche avec des êtres humains](#) de l'UQAC est émis en date du 26 septembre 2019. Prenez note que ce certificat est **valable jusqu'au 26 septembre 2020**.

Veillez noter que le Formulaire d'information et de consentement (FIC) ainsi que l'affiche ont été validés et officialisés. Ces documents ont été déposés dans votre projet (voir les documents précédés d'un carré mauve dans la section «Fichiers» - «Documents officiels»). Ces nouvelles versions sont celles autorisées par le CER et devront être utilisées pour votre projet.

Notez qu'en vertu de la [Politique d'éthique de la recherche avec des êtres humains](#) il est de la responsabilité des chercheurs d'assurer que leurs projets de recherche conservent une approbation éthique pour toute la durée des travaux de recherche et d'informer le CER de la fin de ceux-ci. Vous devrez donc obtenir le renouvellement de votre approbation éthique avant l'expiration de ce certificat à l'aide du formulaire *F7 - Renouvellement annuel*. Un rappel automatique vous sera envoyé par courriel quelques semaines avant l'échéance de votre certificat. Un rapport non remis entraînera la fermeture du dossier éthique dans les 30 jours qui suivent et une mention y sera ajoutée. Ainsi, la poursuite de la **cueillette de données** auprès des participants, sans certification éthique valide, ou le fait d'**apporter une modification significative** (à la population ciblée, au formulaire de consentement, au protocole d'expérimentation, à la méthode de collecte ou de traitement des données, etc.) **ou affectant le niveau de risque du projet** sans approbation du CER-UQAC représentent des situations relevant de la [Politique relative à la conduite responsable en recherche et en création](#). De plus, le chercheur a l'obligation de signaler tout incident grave dès qu'il survient. Si des modifications sont apportées à votre projet avant l'échéance du certificat, vous devrez remplir le formulaire *F8 - Modification de projet* et obtenir l'approbation du CER avant de mettre en oeuvre ces modifications. Si votre projet est terminé avant l'échéance du certificat, vous devrez remplir le formulaire *F9 - Fin de projet*.

En vous souhaitant bon succès dans la réalisation de votre recherche, veuillez recevoir nos salutations distinguées.

Le CER-UQAC



www.nagano.ca

Approbation du projet par le comité d'éthique suite à l'approbation conditionnelle
Université du Québec à Chicoutimi - 585, boulevard de l'Université, Chicoutimi (Québec), G7H 2B1

1 / 2

CERTIFICAT D'APPROBATION ÉTHIQUE

La présente atteste que le projet de recherche décrit ci-dessous a fait l'objet d'une évaluation en matière d'éthique de la recherche avec des êtres humains et qu'il satisfait aux exigences de la politique de l'UQAC en cette matière.

Les membres jugent que ce projet rencontre les critères d'une recherche à risque minimal.

Projet # : 2020-218

Titre du projet de recherche : Reconnaissance et quantification des paramètres de la marche en condition de douleur modérée.

Chercheur principal :
LUDIVINE PARIS, stagiaire postdoctorale
Département des sciences de la santé
UQAC

Cochercheur(s):
Mayess Baccari; Suzy Ngomo; Hassan Ezzaidi

Date d'approbation du projet : 26 septembre 2019

Date d'entrée en vigueur du certificat : 26 septembre 2019

Date d'échéance du certificat : 26 septembre 2020



Stéphane Alaire

ANNEXE 2 : Consentement du participant



FORMULAIRE D'INFORMATION ET DE CONSENTEMENT CONCERNANT LA PARTICIPATION DES ADULTES SAINS

1. TITRE DU PROJET

Reconnaissance et quantification des paramètres de la marche en condition de douleur modérée.

2. RESPONSABLE(S) DU PROJET DE RECHERCHE

2.1 Responsable

Ludivine Paris
Stagiaire postdoctorale
Département des Sciences de la Santé
UQAC

2.2 Cochercheur(s)

Suzy Ngomo, PhD
Professeure –chercheure
Département des Sciences de la Santé
UQAC

Hassan Ezzaidi
Professeur –chercheur
Département des Sciences Appliquées
UQAC

Mayess Baccari
Etudiant en Maîtrise en Ingénierie
Département des Sciences de la Santé
UQAC

2.3 Direction de recherche

3. PRÉAMBULE

Nous sollicitons votre participation, à un projet de recherche. Cependant, avant d'accepter de participer à ce projet et de signer ce formulaire d'information et de consentement, veuillez prendre le temps de lire, de comprendre et de considérer attentivement les renseignements qui suivent.

Ce formulaire peut contenir des mots que vous ne comprenez pas. Nous vous invitons à poser toutes les questions que vous jugerez utiles au chercheur responsable du projet ou aux autres membres du personnel affecté au projet de recherche et à leur demander de vous expliquer tout mot ou renseignement qui n'est pas clair.

4. NATURE, OBJECTIFS ET DÉROULEMENT DU PROJET DE RECHERCHE

Reconnaissance et quantification des paramètres de la marche en condition de douleur modérée.

4.1 Description du projet de recherche

Lorsque la marche est douloureuse, l'individu va progressivement réduire toute activité nécessitant de se déplacer. La réduction de l'activité de marche est un facteur qui contribue de diminuer la qualité de vie. Ainsi, la marche est une des fonctions motrices les plus importantes pour l'être humain.

L'évaluation de la qualité de celle-ci est principalement réalisée par l'observation; ce qui en fait une évaluation subjective et soumise finalement à la compétence de l'évaluateur. Toutefois, on sait que certains paramètres de la marche (nombre de pas, distance parcourue, etc.) peuvent être quantifiés, néanmoins ces données sont insuffisantes quand il est question de détecter un trouble de la marche léger ou modéré. Il existe d'autres type de données plus précises caractérisant le mouvement des membres inférieurs et ainsi permettant de quantifier plus finement la marche. Seulement, ces données restent encore des données recueillies en laboratoire.

La question de recherche du présent projet est donc : « Est-il possible, en conditions naturelles et en présence d'une douleur modérée, de reconnaître une marche normale versus altérée sur la base des mesures du mouvement des membres inférieurs (position, vitesse, accélération, vitesse angulaire et quaternion) ? » Si oui, est-on capable d'effectuer cette distinction quelle que soit la vitesse de marche?

L'objectif principal de ce projet est de reconnaître et de quantifier les paramètres d'une marche altérée par la douleur au cours de trois vitesses (lente, normale, rapide).

4.2 Objectif(s) spécifique(s)

- 1) Collecter des données robustes de la marche normale et altérée
- 2) Élaborer une architecture de réseau de neurones artificiels capables de reconnaître, grâce à l'apprentissage profond, la condition de la marche

4.3 Déroulement

Critères d'inclusion :

- Avoir entre 18 et 40 ans
- Être en bonne santé (auto-déclaration)
- Être en mesure de comprendre les consignes

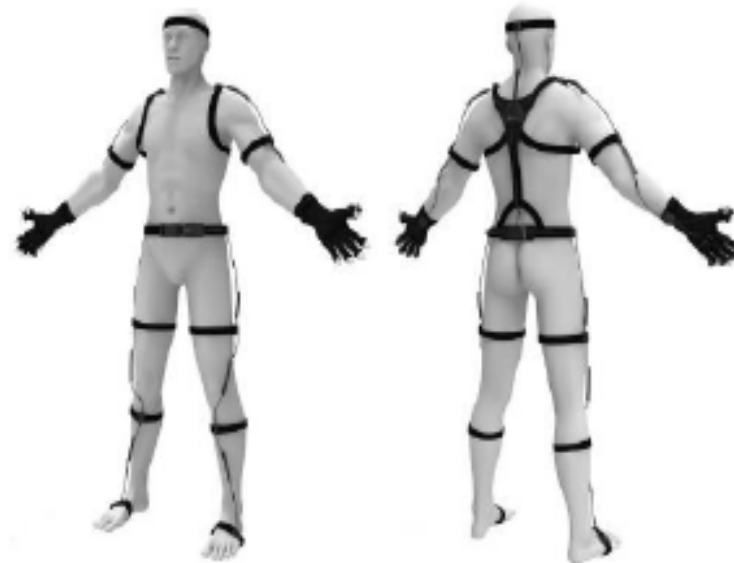
Critères d'exclusion

- Avoir une pathologie de l'appareil locomoteur
- Souffrir de douleur physique au bas du corps
- Présenter une démarche altérée
- Souffrir d'un pré diabète ou d'un diabète

Si vous acceptez de participer à ce projet et que vous n'êtes pas dans une des situations mentionnées dans les

critères d'exclusion décrits ci-dessus, votre participation impliquera une unique visite au laboratoire afin d'effectuer les mesures des paramètres de la marche.

Les paramètres de la marche seront collectés à l'aide d'un exosquelette appelé « Perception Neuron » (Axis Neuron®). Ce système de capture des mouvements est composé de 17 capteurs, placés au niveau de la tête, du dos, des épaules, des hanches et des membres supérieurs et inférieurs (cf image ci-dessous). Ces capteurs enregistrent la position (x), la vitesse (v), l'accélération (a), la vitesse angulaire (w) et le quaternion ou orientation (q) dans les 3 axes (longitudinal, transversal et vertical).



Source : Axis Neuron®

Deux conditions de marche sont évaluées : 1) la marche normale et 2) la marche altérée. La marche altérée sera réalisée en insérant deux boutons (16 mm de diamètre * 7 mm de hauteur) en simultanées (côte-à-côte), placés au niveau du talon, de la jambe dominante uniquement, dans la chaussure, entre la semelle et la chaussette. Ainsi, il n'y aura pas de contact direct avec la peau.

Vous exécuterez chaque condition de marche à trois vitesses (lente, normale et rapide).

Le test de marche de 10 mètres (TM-10) sera utilisé pour réaliser les deux conditions expérimentales de la marche). Ce test s'effectuera sur 14 mètres de sorte à avoir 2 mètres d'accélération, 10 mètres de test, puis 2 mètres de décélération. Vous effectuerez les 6 sessions de mesures dans l'ordre suivant L0, N0, R0, L1, N1 et R1, avec un repos de 2 minutes entre chaque sessions.

	Lente	Normale	Rapide
Marche normale	L0	N0	R0
Marche altérée	L1	N1	R1

5. AVANTAGES, RISQUES ET/OU INCONVÉNIENTS ASSOCIÉS AU PROJET DE RECHERCHE

La participation à cette étude n'entraîne aucun bénéfice personnel ou direct. Vous participerez en revanche à acquérir de nouvelles connaissances et faire avancer la recherche dans le domaine de la reconnaissance des mouvements humains.

Les risques encourus lors de la participation à cette étude sont très légers. Ceux-ci consistent en un inconfort au cours de la marche du fait du modèle expérimental testé. Cet inconfort prendra fin dès la fin de l'expérimentation. Toutefois, si l'inconfort est trop douloureux, l'expérimentation pourra prendre fin dès que vous le demanderez.

6. CONFIDENTIALITÉ DES DONNÉES

L'ensemble des données collectées seront stockées dans des fichiers anonymisés à l'aide d'un code. Une liste associant le code à votre identité sera établie et seuls les chercheurs sur le projet et le comité d'éthique à la recherche (CER) de l'UQAC auront accès à cette liste.

Ces données anonymisées serviront pour l'apprentissage de la reconnaissance de la condition de la marche par le réseau de neurones. Seules les données de groupes anonymisées seront analysées et présentées dans les articles scientifiques, les publications et les rapports des étudiants.

7. PARTICIPATION VOLONTAIRE ET DROIT DE RETRAIT

Tout participant à l'étude le fait de façon volontaire. Vous pouvez néanmoins décider de vous retirer du projet, et ce à tout moment de l'expérimentation par simple demande auprès d'un des responsables du projet soit L. Paris ou Suzy Ngomo. Auquel cas, l'ensemble des mesures seront arrêtées.

Cependant, les données collectées jusqu'au moment du retrait seront quand même traitées, analysées et compilées avec d'autres pour répondre à l'objectif du projet. De plus, nous conserverons vos données dans une base de données pendant 7 ans. Ainsi, vos données pourraient à nouveau faire l'objet d'une analyse par notre équipe ultérieurement par d'autres chercheurs ou par des étudiants sous supervision au cours des 7 prochaines années. Toutes fois, l'utilisation secondaire par d'autres équipes de chercheurs autre que celle actuelle nécessitera le dépôt d'une nouvelle demande d'approbation auprès du comité d'éthique pour en assurer une utilisation responsable. Aussi, les règles de confidentialité entourant la présente étude s'appliqueront également à une étude secondaire de vos données. Après 7 ans, vos données seront détruites selon les règles en vigueur.

8. INDEMNITÉ COMPENSATOIRE

Aucune indemnité compensatoire n'est prévue. L'équipe de recherche vous fournira au besoin une vignette provisoire de stationnement de l'UQAC au moment de votre participation au laboratoire.

9. PERSONNES-RESSOURCES

Si vous avez des questions concernant le projet de recherche ou si vous éprouvez un problème que vous croyez relié à votre participation au projet de recherche, vous pouvez communiquer avec la responsable du projet de recherche aux coordonnées suivantes :

Ludivine Paris

Stagiaire postdoctorale

ludivine.paris1@uqac.ca

Département des sciences de la santé
Université du Québec à Chicoutimi

Pour toute question d'ordre éthique concernant votre participation à ce projet de recherche, vous pouvez communiquer avec le Comité d'éthique de la recherche par téléphone au 418-545-5011 poste 4704 (ligne sans frais : 1-800-463-9880 poste 4704) ou par courriel à l'adresse cer@uqac.ca.

10. CONSENTEMENT DU PARTICIPANT

Dans le cadre du projet intitulé « Reconnaissance et quantification des paramètres de la marche en condition de douleur modérée », j'ai pris connaissance du formulaire d'information et de consentement et je comprends suffisamment bien le projet pour que mon consentement soit éclairé. Je suis satisfait des réponses à mes questions et du temps que j'ai eu pour prendre ma décision.

À ma connaissance, je suis en bonne santé et je consens à participer à ce projet de recherche aux conditions qui y sont énoncées. Je comprends que je suis libre d'accepter de participer et que je pourrai me retirer en tout temps de la recherche si je le désire, sans aucun préjudice ni justification de ma part. Une copie signée et datée du présent formulaire d'information et de consentement m'a été remise.

 Nom et signature du participant

 Date

Signature de la personne qui a obtenu le consentement si différent du chercheur responsable du projet de recherche.

J'ai expliqué au participant à la recherche les termes du présent formulaire d'information et de consentement et j'ai répondu aux questions qu'il m'a posées.

 Nom et signature de la personne qui obtient le consentement

 Date

Signature et engagement du chercheur responsable du projet

Je certifie qu'un membre autorisé de l'équipe de recherche a expliqué au participant les termes du formulaire, qu'il a répondu à ses questions et qu'il lui a clairement indiqué qu'il pouvait à tout moment mettre un terme à sa participation, et ce, sans préjudice.

Je m'engage, avec l'équipe de recherche, à respecter ce qui a été convenu au formulaire d'information et de consentement et à en remettre une copie signée au participant à cette recherche.

 Nom et signature du chercheur responsable du projet de recherche

 Date

11. CONSENTEMENT DU PARTICIPANT (Copie à conserver par l'équipe de recherche)

Dans le cadre du projet intitulé « Reconnaissance et quantification des paramètres de la marche en condition de douleur modérée », j'ai pris connaissance du formulaire d'information et de consentement et je comprends suffisamment bien le projet pour que mon consentement soit éclairé. Je suis satisfait des réponses à mes questions et du temps que j'ai eu pour prendre ma décision.

A ma connaissance, je suis en bonne santé et je consens à participer à ce projet de recherche aux conditions qui y sont énoncées. Je comprends que je suis libre d'accepter de participer et que je pourrai me retirer en tout temps de la recherche si je le désire, sans aucun préjudice ni justification de ma part. Une copie signée et datée du présent formulaire d'information et de consentement m'a été remise.

 Nom et signature du participant

 Date

Signature de la personne qui a obtenu le consentement si différent du chercheur responsable du projet de recherche.

J'ai expliqué au participant à la recherche les termes du présent formulaire d'information et de consentement et j'ai répondu aux questions qu'il m'a posées.

 Nom et signature de la personne qui obtient le consentement

 Date

Signature et engagement du chercheur responsable du projet

Je certifie qu'un membre autorisé de l'équipe de recherche a expliqué au participant les termes du formulaire, qu'il a répondu à ses questions et qu'il lui a clairement indiqué qu'il pouvait à tout moment mettre un terme à sa participation, et ce, sans préjudice.

Je m'engage, avec l'équipe de recherche, à respecter ce qui a été convenu au formulaire d'information et de consentement et à en remettre une copie signée au participant à cette recherche.

 Nom et signature du chercheur responsable du projet de recherche

 Date

ANNEXE 3

1. Présentation du questionnaire

Distance de Marche : Pour chacune des distances de marche qui vous sont proposées ci-dessous, reportez le degré de difficulté physique qui traduit le mieux votre difficulté à marcher sur terrain plat sans vous arrêter pour vous reposer.

Distance	Degré de difficulté				
	Aucun	Léger	Moyen	Important	Infaisable
1. Marcher chez soi (autour de la maison)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
2. Marcher 20 m	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
3. Marcher 50 m (1 demi pâté de maisons)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
4. Marcher 100 m (1 pâté de maisons)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
5. Marcher 200 m (2 pâtés de maisons)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
6. Marcher 300 m (3 pâtés de maisons)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
7. Marcher 500 m (5 pâtés de maisons)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Vitesse de Marche : Reportez le degré de difficulté physique qui décrit le mieux la difficulté que vous avez à parcourir, en fonction de différentes vitesses de marche, la distance correspondant à un pâté de maisons (sur terrain plat) et ce, sans vous arrêter pour vous reposer.

Vitesse	Degré de difficulté				
	Aucun	Léger	Moyen	Important	Infaisable
1. Parcourir un pâté de maisons (100 m) en marchant lentement ?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
2. Parcourir un pâté de maisons à une vitesse de marche normale (habituelle) ?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
3. Parcourir un pâté de maisons en marchant rapidement ?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
4. Parcourir un pâté de maisons en courant (footing) ?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Montée d'escaliers : Reportez le degré de difficulté physique qui décrit le mieux la difficulté que vous avez eu à monter des escaliers, sans vous arrêter pour vous reposer, au cours de la dernière semaine.

Montée d'escaliers	Degré de difficulté				
	Aucun	Léger	Moyen	Important	Infaisable
1. Monter 1 étage ?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
2. Monter 2 étages ?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
3. Monter 3 étages ?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

ANNEXE 4 : les détails des résultats par participant

N=marche A =altéré	Modèle de mélange Gaussien (GMM)			
	codage	1 G.	2 G.	3 G.
Participant 1 (N)	1	1	1	1
Participant 1 (N)	1	1	1	1
Participant 1 (N)	1	1	1	1
Participant 1 (N)	1	1	1	1
Participant 1 (N)	1	13	13	13
Participant 1 (N)	1	1	1	1
Participant 2 (N)	2	2	2	2
Participant 2 (N)	2	2	2	2
Participant 2 (N)	2	2	2	2
Participant 2 (N)	2	2	2	2
Participant 2 (N)	2	2	2	2
Participant 2 (N)	2	2	2	2
Participant 3 (N)	3	3	3	3
Participant 3 (N)	3	3	3	3
Participant 3 (N)	3	3	3	3
Participant 3 (N)	3	3	3	3
Participant 3 (N)	3	3	3	3
Participant 3 (N)	3	3	3	3
Participant 4 (N)	4	4	4	4
Participant 4 (N)	4	4	4	4
Participant 4 (N)	4	4	4	4
Participant 4 (N)	4	4	4	4
Participant 4 (N)	4	13	4	13
Participant 4 (N)	4	13	13	13
Participant 4 (N)	4	13	13	13
Participant 5 (N)	5	5	5	5
Participant 5 (N)	5	5	5	5
Participant 5 (N)	5	5	5	5
Participant 5 (N)	5	5	5	5
Participant 5 (N)	5	13	13	13
Participant 6 (N)	6	13	6	13
Participant 6 (N)	6	6	6	6
Participant 6 (N)	6	6	6	6
Participant 6 (N)	6	6	6	6
Participant 6 (N)	6	6	6	6
Participant 6 (N)	6	13	13	13
Participant 7 (N)	7	7	7	7
Participant 7 (N)	7	7	7	7
Participant 7 (N)	7	7	7	7
Participant 7 (N)	7	7	7	7
Participant 7 (N)	7	13	13	13
Participant 7 (N)	7	13	13	13
Participant 1 (A)	8	8	8	8
Participant 1 (A)	8	8	8	8
Participant 1 (A)	8	8	8	8
Participant 1 (A)	8	8	8	8
Participant 1 (A)	8	8	8	8
Participant 2 (A)	9	9	9	9
Participant 2 (A)	9	9	9	9
Participant 2 (A)	9	9	9	9
Participant 2 (A)	9	9	9	9
Participant 2 (A)	9	9	9	9
Participant 2 (A)	9	10	10	10
Participant 3 (A)	10	10	10	10
Participant 3 (A)	10	10	10	10
Participant 3 (A)	10	10	10	10
Participant 3 (A)	10	10	10	10
Participant 3 (A)	10	10	10	10
Participant 3 (A)	10	10	10	10
Participant 4 (A)	11	11	11	11

Participant 4 (A)	11	11	11	11
Participant 4 (A)	11	11	11	11
Participant 4 (A)	11	11	11	11
Participant 4 (A)	11	11	11	11
Participant 4 (A)	11	11	11	11
Participant 5 (A)	12	13	12	13
Participant 5 (A)	12	13	13	13
Participant 5 (A)	12	14	14	14
Participant 5 (A)	12	14	14	14
Participant 5 (A)	12	13	13	13
Participant 5 (A)	12	14	14	14
Participant 6 (A)	13	13	13	13
Participant 6 (A)	13	13	13	13
Participant 6 (A)	13	13	13	13
Participant 6 (A)	13	13	13	13
Participant 6 (A)	13	14	14	14
Participant 6 (A)	13	14	14	14
Participant 7 (A)	14	14	14	14
Participant 7 (A)	14	14	14	14
Participant 7 (A)	14	14	14	14
Participant 7 (A)	14	14	14	14
Participant 7 (A)	14	14	14	14
Participant 7 (A)	14	14	14	14

RÉFÉRENCES

1. Armand, S., et al., *Analyse du mouvement dans un contexte clinique*. Manuel pratique de chirurgie orthopédique, 2014: p. 3-33.
2. Multon, F., *Analyse, modélisation et simulation du mouvement humain*. 2006.
3. Chèze, L., *Kinematic analysis of human movement*. 2014, London : Hoboken, NJ: ISTE , John Wiley and Sons, Inc. 1 ressource en ligne.
4. Little, C., et al., *An evaluation of inertial sensor technology in the discrimination of human gait*. Journal of Sports Sciences, 2013. **31**(12): p. 1312-1318.
5. Duric, Z., et al., *An Approach to Analyzing and Recognizing Human Gait*. 2014, ProQuest Dissertations Publishing.
6. Bouhassira, P.D. *Douleur*. Available from: <https://www.inserm.fr/information-en-sante/dossiers-information/douleur>.
7. Bartoshuk, L.M. *Douleur : comparaison des échelles d'évaluation de l'expérience subjective*. Available from: <http://www.psychomedia.qc.ca/sante/2015-11-01/echelles-d-evaluation-de-la-douleur>.
8. Webster, K.E., J.E. Wittwer, and J.A. Feller, *Validity of the GAITRite ® walkway system for the measurement of averaged and individual step parameters of gait*. Gait & Posture, 2005. **22**(4): p. 317-321.
9. Viel, E., *La marche humaine, la course et le saut: biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnements*. Vol. 9. 2000: Elsevier Masson.

10. Donath, L., et al., *Mobile inertial sensor based gait analysis: Validity and reliability of spatiotemporal gait characteristics in healthy seniors*. *Gait & Posture*, 2016. **49**: p. 371-374.
11. Carcreff, L., et al., *Analyse quantifiée de la marche*. *Movement and Sports Sciences - Science et Motricite*, 2016. **2016**-(93): p. 7-21.
12. Wallard, L., *Étude de la marche avant et après une rééducation robotisée chez des enfants présentant des troubles locomoteurs*. 2014.
13. Kevin Deluzio, P. *Gait Analysis*. Available from: <https://me.queensu.ca/People/Deluzio/Gait.html>.
14. Meunier, J. and A. Brignol, *Analyse quantifiée de l'asymétrie de la marche par application de Poincaré*. 2016.
15. Legrain, F., *Le LOCOMETRE®: analyse des paramètres spatio-temporels de la marche*. 2012.
16. Chambers, H.G. and D.H. Sutherland, *A practical guide to gait analysis*. *JAAOS- Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 2002. **10**(3): p. 222-231.
17. Neumann, D.A., *Kinesiology of the musculoskeletal system-e-book: foundations for rehabilitation*. 2013: Elsevier Health Sciences.
18. Perry, J. and J.R. Davids, *Gait analysis: normal and pathological function*. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 1992. **12**(6): p. 815.
19. Dehzangi, O., M. Taherisadr, and R. Chandalvala, *IMU-Based Gait Recognition Using Convolutional Neural Networks and Multi-Sensor Fusion*. *Sensors*, 2017. **17**(12): p. 2735.

20. Leibson, S. *IMU : laissez votre hôte en veille grâce à l'apprentissage automatique embarqué.* 2019 [2019-04-18]; Available from: <https://www.digikey.fr/fr/articles/techzone/2019/apr/imus-let-your-host-sleep-with-on-board-machine-learning>.
21. Schwesig, R., et al., *Inertial sensor based reference gait data for healthy subjects.* *Gait & Posture*, 2011. **33**(4): p. 673-678.
22. Haddad, J. *PODOLOGUE-PODIATRIST Semelles orthopédiques.* Available from: <https://www.jeromehaddad-podologie.com/parametres-spatio-temporelles>.
23. Proessl, F., et al., *Good agreement between smart device and inertial sensor-based gait parameters during a 6-min walk.* *Gait & Posture*, 2018. **64**: p. 63-67.
24. McDonough, A.L., et al., *The validity and reliability of the GAITRite system's measurements: A preliminary evaluation.* *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2001. **82**(3): p. 419-425.
25. Kassambara, A. *Coefficient de Corrélation Intra-classe Dans R.* Available from: <https://www.datanovia.com/en/fr/lessons/coefficient-de-correlation-intra-classe-dans-r/>.
26. Syeda Arooj, K., et al., *EFFECTS OF BACKPACK ON GAIT PARAMETERS IN HEALTHY YOUNG INDIVIDUALS USING GAITRITE® SYSTEM.* *Khyber Medical University Journal*, 2018. **10**(4): p. 217-220.
27. Auvinet, B., et al., *Reference data for normal subjects obtained with an accelerometric device.* *Gait & Posture*, 2002. **16**(2): p. 124-134.

28. Hausdorff, J.M., et al., *Dynamic markers of altered gait rhythm in amyotrophic lateral sclerosis*. Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985), 2000. **88**(6): p. 2045-2053.
29. Gernigon, M., *Nouvelles approches méthodologiques et physiopathologiques des intolérances à la marche*. 2015, Angers.
30. *Technische-aspecten-GAITrite-Walkway-System*. 2013; Available from: <https://www.procarebv.nl/wp-content/uploads/2017/01/Technische-aspecten-GAITrite-Walkway-System.pdf>.
31. *Tests membres inférieurs*. 2018; Available from: <http://www.lesgauchers.com/informations/gaucher-tests-pour-le-pied>.
32. Lam, H.S.P., et al., *The validity and reliability of a 6-Metre Timed Walk for the functional assessment of patients with stroke*. Physiotherapy Theory and Practice, 2010. **26**(4): p. 251-255.
33. Bartoshuk, L.M. *Douleur : comparaison des échelles d'évaluation de l'expérience subjective*. Psychomédia [cited 1997; Available from: <http://www.psychomedia.qc.ca/sante/2015-11-01/echelles-d-evaluation-de-la-douleur>.
34. Lou, Y., et al., *IMU-Based Gait Phase Recognition for Stroke Survivors*. 2019. **37**(12): p. 2195-2208.
35. Patterson, K.K., et al., *Evaluation of gait symmetry after stroke: A comparison of current methods and recommendations for standardization*. Gait & Posture, 2010. **31**(2): p. 241-246.
36. Khandelwal, S. and N. Wickström, *Gait event detection in real-world environment for long-term applications: Incorporating domain knowledge into time-frequency*

- analysis*. IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering, 2016. **24**(12): p. 1363-1372.
37. Delacroix, S., *Évaluation des effets cinématiques et dynamiques induits par le port d'orthèses plantaires lors de la marche*. 2014.
 38. BOULIER, P. *LA MECANIQUE DE LA CHEVILLE ET DU PIED*. Available from: <https://www.cabinetpodologie.fr/details-la+mecanique+de+la+cheville+et+du+pied-105.html>.
 39. Mentiplay, B.F., et al., *Lower limb angular velocity during walking at various speeds*. Gait & Posture, 2018. **65**: p. 190-196.
 40. Premebida, C. and U. Nunes. *A multi-target tracking and GMM-classifier for intelligent vehicles*. in *2006 IEEE Intelligent Transportation Systems Conference*. 2006. IEEE.
 41. Lai, Y.-X., et al., *Multi-appliance recognition system with hybrid SVM/GMM classifier in ubiquitous smart home*. Information Sciences, 2013. **230**: p. 39-55.
 42. Kandali, A.B., A. Routray, and T.K. Basu. *Emotion recognition from Assamese speeches using MFCC features and GMM classifier*. in *TENCON 2008-2008 IEEE region 10 conference*. 2008. IEEE.