

TABLE DES MATIÈRES

RÉSUMÉ	ii
TABLE DES MATIÈRES	iv
LISTE DES TABLEAUX	vi
LISTE DES FIGURES	vii
REMERCIEMENTS.....	ix
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 CADRE GÉNÉRAL DU PROJET.....	2
1.1 Mise en contexte	2
1.2 Problématique	3
1.3 Objectifs.....	9
1.4 Méthodologie de recherche.....	11
CHAPITRE 2 REVUE DE LITTÉRATURE	13
2.1 La marche humaine.....	13
2.1.1 Définition	14
2.1.2 Cycle de la marche.....	14
2.1.3 Paramètres de la marche.....	16
2.3 Instruments de mesure des paramètres liés à l'équilibre	19
2.3.1 Systèmes de mesure portables	19
2.3.2 Semelles instrumentées	24
2.4 Perturbations mécaniques	29
2.5 Conclusion	32
CHAPITRE 3 MODÉLISATION DE L'ÉQUILIBRE	34
3.1 Modélisation mécanique de la marche.....	34
3.2 Modélisation biomécanique de la position orthostatique	39
3.3 Conclusion	46
CHAPITRE 4 ÉVALUATION DU MODÈLE BIOMÉCANIQUE LIÉ À L'ÉQUILIBRE.....	47
4.1 Marche humaine	48
4.1.1 Protocole expérimental.....	48
4.1.2 Modélisation mécanique et dynamique.....	50
4.1.3 Modélisation des ajustements posturaux.....	55
4.1.4 Résultats initiaux.....	60
4.2 Posture orthostatique.....	63

4.2.1	Protocole expérimental.....	64
4.2.2	Modélisation biomécanique.....	65
4.2.3	Résultats	71
4.3	Évaluation d'un risque de chute.....	73
4.3.1	Simulation du modèle	73
4.3.2	Pointage proposé.....	77
4.4	Résultats et discussion	78
4.5	Conclusion	79
CHAPITRE 5 CONCLUSION		80
Travaux futurs		85
BIBLIOGRAPHIE.....		88
ANNEXE : APPROBATION ÉTHIQUE.....		95

LISTE DES TABLEAUX

TABLEAU 1: LES PARAMETRES UTILISES POUR L'IDENTIFICATION DU MODELE ET LES VALEURS CALCULEES DE $VAR_{THE-EXP}$ ET DE RMSE LE CAS DE LA MARCHE	61
TABLEAU 2: LES PARAMETRES UTILISES DANS LA CONCEPTION DU MODELE BIOMECHANIQUE DE LA POSITION DEBOUT	70
TABLEAU 3: LES PARAMETRES UTILISES POUR L'IDENTIFICATION DU MODELE ET LES VALEURS CALCULEES DE $VAR_{THE-EXP}$ ET DE RMSE POUR LE CAS DE LA POSITION DEBOUT.....	71
TABLEAU 4: LES PARAMETRES (Z, NCV) UTILISES POUR LA SIMULATION DU MODELE.....	76
TABLEAU 5: LES PARAMETRES UTILISES DANS LE CALCUL DU SCORE D'EQUILIBRE.....	77

LISTE DES FIGURES

FIGURE 1 : PARTIES DU CORPS BLESSEES PAR SUITE D'UNE CHUTE CHEZ LES ADULTES DE 65 ANS ET PLUS (CANADA, 2009-2010)	4
FIGURE 2 : HOSPITALISATIONS LIEES A UNE CHUTE, PAR LIEU DE CHUTE, CHEZ LES PERSONNES DE 65 ANS ET PLUS DANS LEURS MILIEUX DE VIE (NON CONTROLES) (CANADA, 2006-2011)	6
FIGURE 3 : CYCLE DE LA MARCHE SELON VIEL, ET AL. [38].....	15
FIGURE 4 : LES PRINCIPAUX PARAMETRES SPATIAUX DU CYCLE DE MARCHE	16
FIGURE 5 : LE MYO (TIREE DE TRACEPARTS [50]).....	20
FIGURE 6 : DISPOSITIF ATTACHE AU BAS DU DOS (TIRE DE WEISS, ET AL. [17])	21
FIGURE 7 : DISPOSITIF ATTACHE AU BAS DU DOS (TIRE DE WALL, ET AL. [22])	21
FIGURE 8 : DISPOSITIF FIXE AU NIVEAU DE LA HANCHE.....	21
FIGURE 9 : DISPOSITIFS FIXES SUR LA CUISSE ET LA JAMBE.....	22
FIGURE 10 : FONCTIONNEMENT DE L'ACCELEROMETRE.....	23
FIGURE 11 : FONCTIONNEMENT DU GYROMETRE.....	23
FIGURE 12: CAPTEUR DE PRESSION OPTO-ELECTRONIQUES.....	24
FIGURE 13: DISTRIBUTION DE LA PRESSION SOUS LA PLANTE DU PIED.....	25
FIGURE 14: REPARTITION DES MECANORECEPTEURS CUTANES DANS LA PLANTE DU PIED (TITREE DE KENNEDY AND INGLIS [62]).....	27
FIGURE 15: SEMELLE INSTRUMENTEE (TIREE DE OTIS AND MENELAS [60]).....	28
FIGURE 16: SEMELLE NON INSTRUMENTEE ET PASSIVE (TIREE DE STEPHEN, ET AL. [65]).....	28
FIGURE 17: PERTURBATION MECANIQUE ENTRAINEE PAR UNE PLATEFORME MOBILE	30
FIGURE 18: PERTURBATION MECANIQUE ENTRAINEE PAR UN PENDULE EN ALUMINIUM (TIREE DE MOHAPATRA, ET AL. [72]).....	30
FIGURE 19: LE PROTOCOLE EXPERIMENTAL « <i>TETHER-RELEASE</i> »	31
FIGURE 20: MODELE DU MARCHEUR DYNAMIQUE DU MCGEER [77].....	35
FIGURE 21: MODELE DU MARCHEUR DYNAMIQUE DU WISSE, ET AL. [78]	36
FIGURE 22: ROBOT BIPEDE CONÇU PAR TRIFONOV AND HASHIMOTO [79].....	37
FIGURE 23: MODELISATION MECANIQUE DU CORPS PAR NEUF SEGMENTS.....	37
FIGURE 24 : LA MODELISATION DE LA MARCHE EN COMPAS (ABSENCE DES ARTICULATIONS AU NIVEAU DES GENOUX) (TIREE DE INMAN AND EBERHART [82])....	38
FIGURE 25: LA MODELISATION DE LA MARCHE EN COMPAS (AVEC DES ARTICULATIONS AU NIVEAU DES GENOUX) (TIREE DE INMAN AND EBERHART [82])	38
FIGURE 26: MODELISATION DYNAMIQUE DE LA BIOMECHANIQUE DE L'EQUILIBRE PAR PETERKA [86]	41
FIGURE 27: L'ALTERATION ENTRE TROIS MODALITES SENSORIELLES (VESTIBULAIRE, VISUELLE ET SOMATOSENSORIELLE) SUR LE BALANCEMENT DU CORPS.....	42
FIGURE 28: MODELISATION BIOMECHANIQUE DE L'EQUILIBRE PAR VAN DER KOOIJ, ET AL. [68]	43
FIGURE 29: MODELISATION BIOMECHANIQUE DE L'EQUILIBRE PAR GOODWORTH, ET AL. [69]	44
FIGURE 30: MODELISATION BIOMECHANIQUE AVEC RETROACTION SENSORIELLE PAR ERSAL AND SIENKO [67]	45
FIGURE 31: MODELISATION BIOMECHANIQUE DE L'EQUILIBRE PAR MAHBOOBIN, ET AL. [88].....	45
FIGURE 32: LE PROTOCOLE EXPERIMENTAL UTILISE DANS LE CAS DE LA MARCHE	49
FIGURE 33: LA VARIATION D'ANGLE DU BALANCEMENT DE LA PARTIE HAUTE DU CORPS EN FONCTION DU TEMPS LORS DE LA MARCHE (DETERMINEE EXPERIMENTALEMENT) ...	50
FIGURE 34: MODELISATION MECANIQUE DE LA MARCHE	51
FIGURE 35: MODELISATION DYNAMIQUE ET BIOMECHANIQUE DE LA MARCHE	56
FIGURE 36: REPRESENTATION CORPORELLE DU CORPS	57
FIGURE 37: LA VARIATION DE L'ANGLE DU BALANCEMENT DE LA PARTIE HAUTE DU CORPS SUITE AU RELACHEMENT DE LA CORDE ET LORS DE LA MARCHE (K=1010 ET A=164)...	59

FIGURE 38: LA VARIATION DE RMSE EN FONCTION DES EXPERIENCES REALISEES (CAS DE LA MARCHÉ)	62
FIGURE 39: IDENTIFICATION DU MODELE DE LA MARCHÉ	63
FIGURE 40: LE PROTOCOLE EXPERIMENTAL UTILISE DANS LE CAS LA POSITION DEBOUT ...	64
FIGURE 41: LA VARIATION D'ANGLE DU BALANCEMENT DU CORPS EN FONCTION DU TEMPS LORS DE LA POSITION DEBOUT (DETERMINEE EXPERIMENTALEMENT)	65
FIGURE 42: MODELISATION MECANIQUE DE LA POSITION DEBOUT	66
FIGURE 43: REPRESENTATION D'ETAT (POSITION DEBOUT)	68
FIGURE 44: MODELISATION BIOMECHANIQUE DE LA POSITION DEBOUT	69
FIGURE 45; IDENTIFICATION DU MODELE DE LA POSITION ORTHOSTATIQUE	72
FIGURE 46: LA VARIATION DE RMSE EN FONCTION DES EXPERIENCES REALISEES (CAS DE LA POSITION ORTHOSTATIQUE)	72
FIGURE 47: LE MODELE BIOMECHANIQUE ET DYNAMIQUE COMPLET EN BOUCLE FERMEE	74
FIGURE 48: LE SCORE CALCULE PAR LE LOGICIEL D'AYENA, ET AL. [37] ET PAR NOTRE MODELE POUR TOUS LES PARTICIPANTS	78
FIGURE 49: L'APPROBATION ETHIQUE ACCORDEE PAR LE COMITE D'ETHIQUE DE LA RECHERCHE DE L'UNIVERSITE DU QUEBEC A CHICOUTIMI (UQAC).....	95

REMERCIEMENTS

Au terme de ce projet de recherche, je dédie ma profonde reconnaissance à tous ceux et celles qui m'ont formé, conseillé, aidé et soutenu pour aboutir ces travaux.

Je tiens à remercier monsieur Martin Otis, le directeur du laboratoire LAIMI, pour la confiance qu'il a témoignée pour m'avoir accepté au sein de son groupe de recherche. Sa disponibilité, sa patience, son jugement, sa rigueur scientifique et ses nombreuses idées ont été essentiels et inestimables à ma progression personnelle et académique. Par la même occasion, mes vifs remerciements sont dédiés à mon codirecteur, monsieur Bob-Antoine Ménélas, pour son écoute, ses remarques, sa sympathie et ses encouragements qui n'ont fait que me renforcer à garder le cap sur les objectifs prévus.

Merci également à tout le groupe du laboratoire LAIMI, et tout particulièrement Ayena Johaness pour m'avoir fait part des informations précieuses sur le laboratoire et Housseam Amamou pour son assistance tout au long des expérimentations.

Sur un plan plus personnel, un merci tout spécial à mes parents pour leur soutien infini, leur bonne humeur, leur patience et leurs conseils inestimables lorsque j'en ressentais le besoin.

Je désire également à remercier tous les membres du jury qui me font l'honneur d'évaluer ce travail et de le juger.

INTRODUCTION

Les problèmes du patron moteur de la marche demeurent un sujet complexe et multidisciplinaire. Ils avaient depuis toujours poussé plusieurs ingénieurs, médecins et physiothérapeutes à l'analyser. Leurs travaux ont permis de comprendre les règles physiques et physiologiques auxquels il obéit.

Généralement, ces problèmes sont associés à un risque de chute, qui représente l'un des grands problèmes de santé surtout pour la population âgée. En effet, d'après les statistiques, les personnes ayant plus de 65 ans, tombent plus qu'une fois par année, causant ainsi de 5 à 10 % des blessures graves tels que les fractures et les traumatismes crâniens [1]. De plus, ces chutes peuvent entraîner d'autres conséquences préjudiciables sur l'état moral de la personne, dû à la réduction du niveau de confiance par rapport à sa capacité de se maintenir en équilibre dans les activités quotidiennes [2].

À cet égard, l'étude de cette problématique demeure l'une des questions les plus préoccupantes, non seulement pour un point de vue scientifique, mais aussi pour trouver des nouvelles méthodes de réadaptation motrice et de rééducation de manière à concevoir des prothèses et des technologies capables de fournir une aide sensorimotrice et moteur en temps réel.

Le chapitre 1 de ce mémoire expliquera plus en détail le cadre général de notre recherche. Dans celui-ci, nous éluciderons l'idée principale de notre étude à savoir la problématique, les objectifs et la méthodologie utilisée.

CHAPITRE 1

CADRE GÉNÉRAL DU PROJET

1.1 Mise en contexte

Le maintien de l'équilibre postural dans les activités quotidiennes est essentiel, voire primordial pour assurer une autonomie des personnes âgées afin de leur procurer une qualité de vie. Le mécanisme de l'équilibre utilise plusieurs systèmes qui comprennent des mouvements squelettiques (système musculo-squelettique), des fonctions sensori-motrices, des conceptions d'influx nerveux et des actions musculaires pour maintenir la stabilité du corps en dépit de la gravité terrestre et de diverses circonstances qui tendent à le perturber [3]. De plus, l'augmentation de l'âge peut provoquer un déficit moteur, une dégradation proprioceptive, visuelle et vestibulaire ainsi qu'une altération des fonctions cognitives dégradant la capacité à se mouvoir de façon active et sécuritaire. En fait, d'après les statistiques, près du tiers des personnes ayant plus de 65 ans chute au moins une fois par année et en particulier, cette fréquence augmente de 50 % pour les aînées de plus de 80 ans [4]. Puisque les troubles des fonctions locomotrices et de l'équilibre peuvent être causés par le vieillissement physiologique de l'humain, l'étude des systèmes liés à l'équilibre demeure la première étape dans la conception d'une technologie d'assistance.

En outre, à ce stade de la vie, le risque d'avoir des pathologies neurologiques s'accroît. À titre d'exemple, nous pouvons citer la maladie de Parkinson qui représente la maladie neurodégénérative la plus fréquente après la maladie d'Alzheimer [5] et l'une des affections chroniques réduisant l'autonomie des

personnes âgées. En effet, la maladie de Parkinson survient en moyenne vers l'âge de 60 ans et affecte plus de 1 % de cette population à travers le monde [6]. Elle résulte principalement de la dégradation des cellules du cerveau qui produisent la dopamine, une substance chimique impliquée dans le contrôle, l'exécution et la planification des mouvements. Par conséquent, ce dysfonctionnement explique l'apparition des symptômes moteurs comme les tremblements au repos, la bradykinésie (lenteur des mouvements), l'akinésie (absence de mouvement) et la rigidité musculaire des membres et du dos. De plus, les personnes atteintes peuvent également rencontrer des enrayages cinétiques [7], conduisant à des pertes d'équilibre dont les chutes peuvent mener à de sérieux problèmes de santé (fracture de la hanche et même la mort).

De ce fait, l'étude du comportement postural de ces personnes vulnérables devient une préoccupation majeure, non seulement pour détecter des troubles d'équilibre, mais aussi pour élaborer des stratégies de prévention des chutes de manière à améliorer leur autonomie ou même faciliter une réinsertion dans leur milieu de vie suite à une chute.

1.2 Problématique

La réduction des chutes est un sujet de recherche majeur pour améliorer la qualité de vie surtout pour les personnes âgées. En effet, le vieillissement des populations des pays industrialisés est de plus en plus important. Comme exemple, les personnes âgées en 2001 ont représenté un huitième de la population totale du Canada alors qu'en 2026, un Canadien sur cinq aura plus de 65 ans [8].

En outre, les chutes représentent la troisième cause de l'incapacité chronique à travers le monde [9] et causent environ 81 à 98 % des fractures de la hanche [10]. De plus, l'Agence de la santé publique du Canada [11] a montré que d'autres parties du corps peuvent subir des blessures dont la majorité est à l'épaule et au haut du bras, comme cela est montrées par la figure suivante :

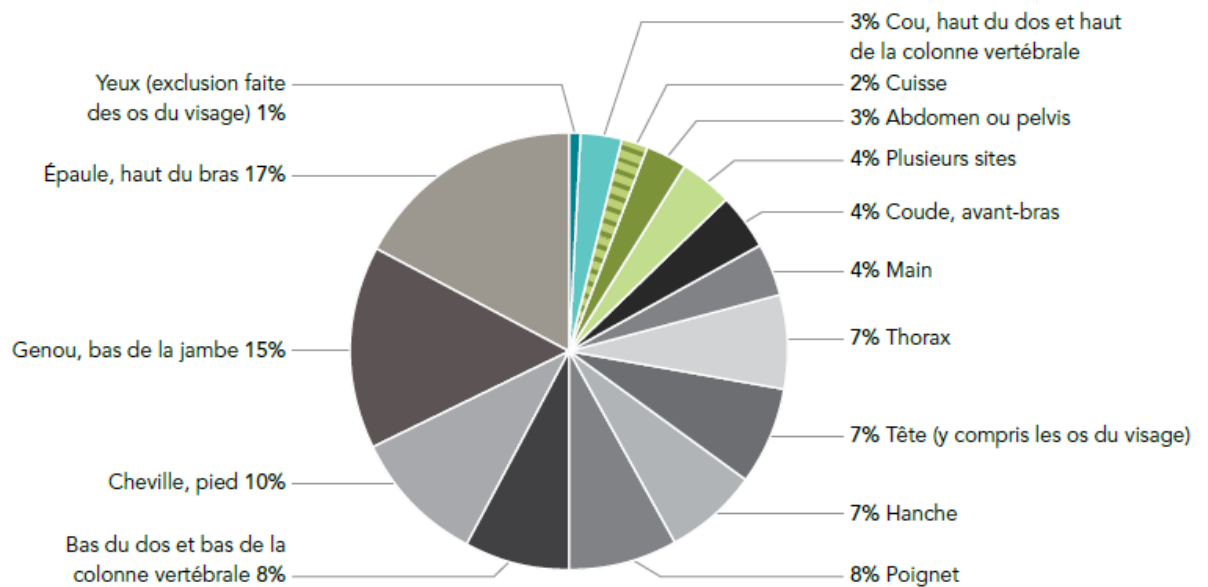


Figure 1 : Parties du corps blessées par suite d'une chute chez les adultes de 65 ans et plus (Canada, 2009-2010)
(tirée de l'Agence de la santé publique du Canada [11])

En plus de ces dommages physiques, ces chutes laissent un impact psychologique du chuteur en raison de la peur de tomber à nouveau et la réduction du niveau de confiance par rapport la capacité de se maintenir en équilibre [2]. En outre, elles peuvent influencer sur son environnement, à savoir l'état moral de sa famille et son entourage et les dépenses liées aux soins hospitaliers. De plus, elles nécessitent une attention accrue par ses proches et un suivi personnel et permanent par un

médecin afin de réduire la fréquence des chutes et leurs conséquences, tant physiques que psychologiques, chez ces personnes vulnérables.

Dans ce contexte, des programmes préventifs et thérapeutiques ont été développés et standardisés permettant d'évaluer la capacité des chuteurs à maintenir leur équilibre. Nous pouvons citer comme exemple, les tests cliniques suivants : «*Timed Up and Go*» (TUG) [12], «*Stop Walking When Talking* » (SWWT) [13], «*The Berg Balance Scale*» (BBS) [14, 15], «*One Leg Stance Test* » (OLST) [16], etc. D'autres tests instrumentés sont également utilisés pour la mesure des paramètres cinétiques [17] et spatiaux-temporels [18, 19] avec plusieurs dispositifs électroniques disposés sur le corps humain [17, 20-24] ou avec des passerelles instrumentées de haute performance [19-21, 25]. Cependant, les inconvénients communs de ces tests sont le déplacement de la personne à l'hôpital pour réaliser les évaluations (ou les épreuves) nécessaires pour diagnostiquer son comportement postural. Cela nécessite un temps de déplacement, un budget bien défini et une assistance personnelle pour chaque consultation. De plus, d'après les statistiques réalisées par l'Agence de la santé publique du Canada [11], la moitié des hospitalisations des aînées suite à une chute est survenue à domicile. En outre, ces personnes ont toujours tendance à tomber et à perdre l'équilibre dans leurs milieux de vie (non contrôlés) et ont tendance à mieux performer dans les laboratoires comme montré par la figure 2. De ce fait, il serait plus opportun de rendre ces tests accessibles à domicile et dans la vie quotidienne d'une personne âgée.

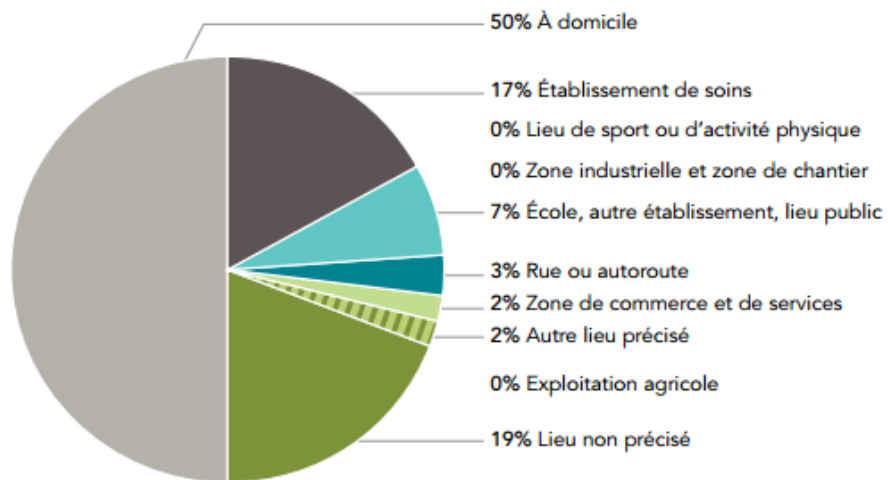


Figure 2 : Hospitalisations liées à une chute, par lieu de chute, chez les personnes de 65 ans et plus dans leurs milieux de vie (non contrôlés) (Canada, 2006-2011) (tirée de l'Agence de la santé publique du Canada [11])

Afin de résoudre cette problématique, les travaux de recherche sont orientés vers l'exploration de la conception d'une orthèse personnalisée et instrumentée qui permet de détecter le risque de chute pendant que la personne réalise ses activités quotidiennes. Puis, un signal de repérage sensoriel (biofeedback) sera utilisé afin d'améliorer les mécanismes réflexifs dédiés au maintien de l'équilibre, suite à un entraînement.

Dans cette optique, il est à noter qu'il existe plusieurs stratégies de prévention des chutes. Nous pouvons citer comme exemple la correction auditive rythmique (biorythme). Cette méthode a prouvé son efficacité à améliorer la cadence de la marche. Cependant, son utilisation se limite toujours aux personnes possédant une bonne audition ou lors de son usage dans un environnement sans bruit. D'un autre côté, la correction cognitive (kinésie paradoxale) consiste à se préparer mentalement au mouvement à réaliser et c'est ainsi qu'elle permet de réduire certains symptômes,

dont l'enrayage cinétique. Dans le même ordre d'idées, afin d'améliorer son équilibre, la personne peut se concentrer sur un objet fixe sans quitter la cible de son regard afin de recentrer son attention sur sa marche. Cependant, en appliquant l'une de ces deux derniers types de corrections, la personne ne sera plus capable de contourner des obstacles d'une façon autonome et sécuritaire dans un environnement non contrôlé. Ainsi, il est plus utile d'utiliser la rétroaction tactile comme signal cognitif afin d'initier la kinésie paradoxale par un mouvement pouvant réduire le symptôme.

Récemment, les systèmes développés contenant une rétroaction haptique vibrotactile ont démontré une certaines efficacités dans la réduction des oscillations latérales et antéropostérieures [22, 26] et même pour une situation en doubles tâches [27]. De plus, ces dispositifs permettent d'améliorer la capacité de maintenir le centre de gravité de l'humain dans son polygone de sustentation. Néanmoins, il est difficile et inconfortable de porter ses dispositifs dans la vie quotidienne d'une personne comme à domicile ou dans un environnement non contrôlé.

Ainsi, les travaux de recherches se sont orientés à concevoir une technologie d'assistance innovatrice et adaptée au pied. Ce dispositif doit contenir des capteurs inertiels pour extraire un ensemble de données lié aux paramètres du patron moteur de la marche et d'autres actionneurs haptiques pour fournir une aide cognitive (sensorimotrice) et d'intervenir au moment opportun avant qu'un symptôme mène vers une perte d'équilibre.

Afin de résoudre cette problématique, les chercheurs se sont intéressés tout d'abord à la détection des chutes. En particulier, les travaux de Delp, et al. [28] ont été basés sur une application informatique pour simuler la dynamique du mouvement du corps lors de la marche. Cela est réalisé dans l'objectif de déterminer un moyen permettant d'évaluer les troubles d'équilibre chez les personnes en perte d'autonomie et de comprendre les causes de la chute. Néanmoins, cette méthode nécessite une modélisation complète de la biomécanique pour estimer tous les mouvements des segments corporels afin de correspondre aux données mesurées de chaque expérimentation. En outre, pour pouvoir détecter une chute accidentelle, d'autres travaux ont utilisé des techniques statistiques liés aux paramètres de la démarche [29] et d'autres méthodes d'intelligence artificielle comme le réseau de neurones[29]. Cependant, il est difficile de trouver de manière immédiate la meilleure architecture neuronale pour obtenir les résultats souhaités. De plus, un deuxième inconvénient de cette dernière technique réside en la difficulté d'avoir une idée implicite sur le fonctionnement interne de ces réseaux. Dans le même ordre d'idées, la logique floue [30] peut être utilisée pour déterminer le risque de chute selon les paramètres mesurés au cours de la marche. Néanmoins, il est difficile de construire la base de règles et de choisir les bons opérateurs pour avoir le résultat le plus fiable possible.

D'une manière générale, d'autres inconvénients peuvent être présentés. En effet, tous ces algorithmes ne définissent pas les mécanismes adaptatifs au maintien de l'équilibre et ne permettent pas d'explorer les processus sensori-moteurs impliqués dans la planification et l'exécution d'actions motrices. Par conséquent, la modélisation mathématique de la dynamique a été étudiée depuis plus de cinq

décennies [31, 32] afin d'améliorer la compréhension du comportement physiologique de l'humain et d'explorer les complexités biomécaniques impliquées dans la génération de l'organisation perceptive et du contrôle moteur de la mobilité et de l'équilibre lors d'une étude du contrôle postural orthostatique.

Généralement, cette dernière méthode a fourni une explication convaincante de l'effet des perturbations mécaniques et sensorielles sur le maintien de l'équilibre [33, 34]. Cependant, à notre connaissance, il n'existe pas actuellement d'approche biomécanique complète qui permet de décrire en même temps le comportement postural de la marche et d'une position debout. De plus, ces travaux antérieurs n'ont pas été explorés pour déterminer un risque de chute dans l'un des tests cliniques mentionnés précédemment en utilisant un modèle dynamique représentant tous les mécanismes de l'équilibre en boucle ouverte et en boucle fermée.

1.3 Objectifs

L'objectif final du projet est de concevoir une orthèse interactive qui s'insère dans une paire de chaussures standard et qui favorisera la réduction des chutes chez les personnes en perte de mobilité.

Ainsi, nous visons dans ce travail à utiliser une approche de modélisation dynamique des systèmes impliqués dans l'équilibre afin de déterminer un risque de chute chez les personnes jeunes, âgées et atteintes de la maladie de Parkinson. Cette étude doit combiner deux modèles biomécaniques liés à la marche et la posture orthostatique. En fait, ceci vise essentiellement à améliorer les connaissances interactives entre les facteurs intrinsèques liés à l'action motrice et les perturbations

externes qui peuvent être présentes dans un environnement réel, non contrôlé, comme le domicile des personnes âgées.

En outre, l'un des objectifs spécifiques est de proposer un modèle lié à la station debout pour étudier la capacité de l'humain à maintenir son équilibre sur une seule jambe. À cette étape, il est désormais essentiel d'exploiter le test unipodale en utilisant un dispositif d'acquisition des paramètres pouvant être lié à l'équilibre.

Afin d'y arriver, l'idée est d'utiliser une semelle instrumentée qui a été conçue au laboratoire LAIMI de l'UQAC [35-37]. Elle contient des capteurs inertiels pour déterminer les paramètres spatio-temporels de la démarche et des capteurs de force pour mesurer la distribution de la pression sous les plantes de pieds afin de calculer le centre de pression. Ainsi, notre but est d'utiliser ce dispositif technologique et le modèle dynamique suggéré pour calculer un niveau de risque de chute (nommé le pointage) en utilisant un test clinique pour la calibration du modèle dynamique.

Dans cette optique, nous avons adopté une méthodologie qui s'appuie tout d'abord sur la mesure des paramètres spatiaux-temporels de la marche, les différentes technologies et les protocoles expérimentaux permettant de quantifier un risque de chute chez les personnes en perte d'autonomie. Cela sera présenté dans le chapitre 2 de ce mémoire. Par la suite, le chapitre 3 sera consacré à faire une étude bibliographique liée à la modélisation mécanique de la marche et la caractérisation des divers mécanismes biologiques responsables au contrôle moteur et à la quantification de certains paramètres biomécaniques employés pour la modélisation du corps lors d'une position orthostatique. Le chapitre 4 présente les

expérimentations qui seront effectuées afin d'estimer l'efficacité de nos résultats et de valider notre nouvelle méthode d'évaluation de l'équilibre. Finalement, les conclusions générales seront présentées au chapitre 5. Cette méthodologie sera décrite plus en détail dans la prochaine section.

1.4 Méthodologie de recherche

Afin de répondre aux objectifs prévus, nous avons adopté la méthodologie décrite ci-dessous :

- Une revue de la littérature concernant :
 - les différents paramètres spatiaux-temporels utilisés pour le calcul d'un risque de chute;
 - les diverses technologies employées pour l'étude de l'équilibre et
 - les dispositifs expérimentaux utilisés pour appliquer une perturbation mécanique sur le corps d'un participant,
- Le choix de la méthode la plus convenable pour effectuer des expérimentations sur une personne en bonne santé pendant la marche (cela sera réalisé dans le but d'étudier sa réponse compensatoire lors d'une perturbation),
- Conception et identification d'un modèle biomécanique lors de la marche, en se basant sur quelques travaux antérieurs et les résultats des expériences précédemment indiqués,
- Effectuer d'autres essais sur le même participant lors d'une position debout et appliquer une perturbation de force,

- Se baser sur les résultats de ces dernières expérimentations afin d'identifier un modèle biomécanique de la posture orthostatique,
- Utiliser ce dernier modèle et une semelle instrumentée pour déterminer la variation du centre de gravité *COG* des personnes jeunes, âgées et parkinsoniennes. Cela sera effectué lors du test « *OLST* »,
- Explorer cette méthode pour calculer un score proportionnel au risque de chute. La technique se résume à combiner des paramètres liés à la réponse du modèle conçu.

Toutes les expérimentations ont été réalisées après avoir l'approbation éthique de la part du Comité d'éthique de la recherche de l'Université de Québec à Chicoutimi (voir annexe).

Ainsi, après avoir déterminé notre méthodologie de recherche et avant d'aborder le cœur de nos travaux, nous allons commencer notre étude par une revue de littérature liée à la marche et les différentes méthodes expérimentales utilisées pour l'évaluation du risque de chute.

CHAPITRE 2

REVUE DE LITTÉRATURE

Afin de pouvoir arriver à une modélisation de l'équilibre pouvant estimer un risque de chute, ce chapitre visera principalement à réaliser une étude bibliographique liée à notre méthodologie de recherche.

En effet, l'étude de l'équilibre lors de la marche s'avère une étape cruciale pour pouvoir nous familiariser avec la cinétique du mouvement du corps lors de cette locomotion. De plus, une revue de littérature complémentaire liée aux différentes méthodes d'analyse de l'équilibre d'un participant lors d'une perturbation imprévisible sera très importante pour choisir le protocole expérimental le plus adapté à notre étude.

Ainsi, nous nous intéressons, tout d'abord, à introduire la marche humaine et les paramètres spatio-temporels associés à ce mode de locomotion. Par la suite, nous allons étudier les différentes solutions technologiques et les divers dispositifs expérimentaux proposés dans la littérature pour l'évaluation de l'équilibre lors de la marche ou lors d'une position debout.

2.1 La marche humaine

Afin de maintenir leurs qualités de vie, les personnes âgées doivent préserver plusieurs capacités motrices. L'une des plus importantes est de maintenir leurs équilibres lors de la marche et de la posture debout. En effet, la marche permet de garantir une certaine autonomie, la mobilité et l'indépendance lors de la réalisation des différentes activités quotidiennes.

2.1.1 Définition

La marche humaine est une activité complexe qui implique des mouvements répétitifs des différents membres corporels pour maintenir l'équilibre du corps pendant le déplacement de son inertie sur un plan horizontal.

L'analyse quantifiée de ce mode de locomotion est basée essentiellement sur l'étude d'un cycle standardisé, normalisé et bien défini qui est présenté dans la prochaine section.

2.1.2 Cycle de la marche

Le cycle de la marche correspond spatialement à une enjambée ou la succession de deux pas. La distance parcourue pendant le balancement d'un pas est la longueur d'une foulée. Ainsi, ce cycle est décrit par les différentes phases de déplacement des pieds en fonction de leurs points de contacts avec le sol. Le nombre de phases varie selon le modèle étudié. À titre d'exemple, nous pouvons citer le modèle présenté par Viel, et al. [38], comme illustré dans la figure 3.

D'après ces derniers auteurs, le cycle est découpé en une phase de double appui (*double contact*) lorsque les deux pieds sont en contact avec le sol et une phase de simple appui (*appui unipodale*) lorsque l'orteil d'un pied quitte le sol (*lever des orteils*). Il est à noter ici que le contact du talon est le plus important et donne beaucoup d'information sur le risque de chute, car il nous permet de détecter les forces de l'appui du pied exercé sur le sol.

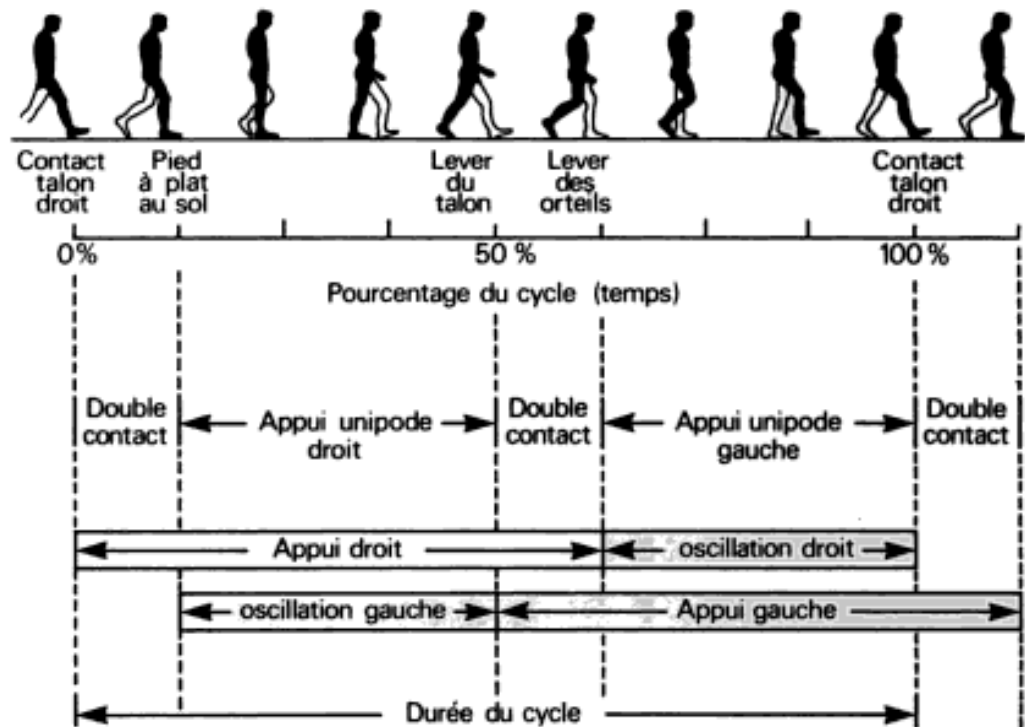


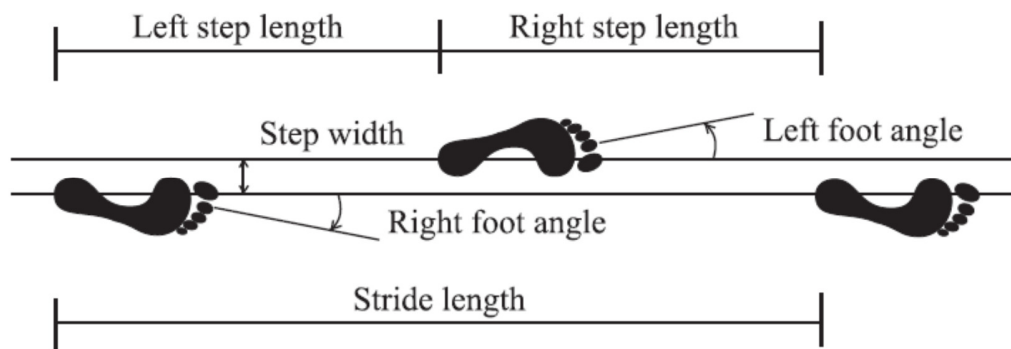
Figure 3 : Cycle de la marche selon Viel, et al. [38]

De plus, d'après la figure ci-dessus, nous pouvons constater un mouvement oscillatoire cyclique divisé en trois étapes. Tout d'abord, nous remarquons que le membre oscillant (*le pied mobile*) commence à se détacher du sol pour se déplacer vers l'élément porteur (*le pied à plat au sol*). Par la suite, il continue son mouvement pour que le tibia devienne en position vertical. Enfin, le genou tend vers l'extension maximale pour que le pied mobile soit en contact avec le sol (*lever du talon*). Il est à noter ici que la phase de double appui [39] a été étudiée dans la littérature moins que la phase unipodal [40-42]. En effet, elle possède une dynamique plus complexe puisqu'elle fournit l'énergie nécessaire de la propulsion de l'inertie du corps et génère la vitesse initiale du membre mobile pour se détacher du sol.

Dans cette optique, l'identification de certains paramètres spatiaux-temporels doit être une étape importante pour déterminer les caractéristiques de la marche d'une personne afin de pouvoir différencier les chuteurs et les non-chuteurs.

2.1.3 Paramètres de la marche

La mesure des paramètres spatiaux-temporels demeure un outil très important pour décrire la marche et suivre son évolution en fonction du temps et de l'espace. Les principaux paramètres spatiaux sont la longueur, la largeur et l'angle du pas, ainsi que la longueur et la largeur d'enjambée. Cela est montré dans la figure suivante :



**Figure 4 : Les principaux paramètres spatiaux du cycle de marche
(tirée de Racic, et al. [43])**

Sur le plan temporel, nous pouvons déterminer la cadence (en pas par minute), la vitesse de la marche (en mètre par seconde) et le temps d'appui unipodal ou bipodal (en seconde). Ce dernier paramètre peut être également mesuré en pourcentage du cycle de la marche dans le but d'analyser l'équilibre et d'évaluer le comportement postural de l'humain. En effet, le cycle de la marche normale

comprend une phase d'appui de 60 % contenant une phase unipodal d'environ 40 % et deux phases bipodal (droite et gauche) de 20 % [43].

Dans ce contexte, Tudor-Locke, et al. [44] ont montré, d'après plus de 28 études, que les personnes âgées font entre 2000 à 9000 pas/jours. En particulier, cette cadence¹ est largement supérieure pour les adolescents : entre 13 000 et 15 000 pas/jour pour les garçons et 11 000 à 12 000 pas/jour pour les filles [45]. De plus, il est à noter que les hommes possèdent une foulée plus longue et une vitesse de marche plus rapide que les femmes en moyenne [19].

En plus de ces paramètres, d'autres travaux ont défini également la vitesse d'enjambée. Elle est déterminée en fonction du temps émis pour réaliser deux pas [19]. Ainsi, cette variable possède une valeur différente à celle de la vitesse de la marche. De plus, elle augmente avec l'avancée de l'âge [19]. En effet, le contrôle des membres inférieurs des aînées sera de plus en plus difficile à cause de l'apparition de certains symptômes moteurs, dont l'enrayage cinétique. Ainsi, le risque d'avoir des pertes d'équilibre augmente pouvant même mener à une chute. Cela nous mène à discuter des risques de chutes et de leurs mesures présentés dans la prochaine section.

2.2 Risque de chute

La mesure des paramètres spatiaux-temporels lors de la marche est d'une grande utilité pour les médecins et les thérapeutes pour analyser l'équilibre des personnes âgées et différencier les chuteurs et les non-chuteurs.

¹ La cadence est le nombre de pas effectué dans une période donnée. Elle est égale à la vitesse de la marche divisée par la longueur moyenne du pas.

En effet, Callisaya, et al. [46] ont estimé que la vitesse maximale de la marche est d'environ 102 cm/s. De même, Verghese, et al. [47] ont montré que sa valeur minimale est de 70 cm/s. D'un autre côté, une cadence au-dessous de 91,8 pas par minutes représente un risque de chute pour une personne âgée [46]. Il est à noter ici que l'avantage de l'utilisation de cette dernière méthode réside sur la simplicité de son utilisation et son efficacité à déterminer les personnes à risque de chute. En effet, une simple opération de chronométrage est suffisante pour remplacer l'utilisation des passerelles instrumentées (comme par exemple *GAITRite*) lors de la réalisation des tests cliniques. De même, cela rend ces tests accessibles à domicile.

Dans le même ordre d'idées, la variabilité de la longueur du pas et celle de temps de la phase de double appui sont considérées comme des indices pour l'identification d'un déséquilibre postural. En effet, elles ne doivent pas respectivement dépasser les valeurs de 5,98 ms et de 0,95 cm par rapport aux valeurs nominales mesurées [46]. Dans cette optique, il est à noter que l'étude de la variabilité des paramètres de la marche est plus fiable que la mesure de la vitesse et de la cadence. En effet, la mesure de la variabilité permet de fournir différents niveaux de risque et de tester les différents algorithmes de prédiction [29] contrairement au cas de la mesure d'une valeur absolue d'un seul paramètre spatio-temporel.

La plupart de ces paramètres sont détectés grâce à des dispositifs technologiques d'acquisition qui variera selon chaque étude et selon chaque expérimentation.

2.3 Instruments de mesure des paramètres liés à l'équilibre

Afin d'améliorer les connaissances liées au contrôle de la motricité et de l'équilibre, les avancées technologiques ont favorisé le développement de méthodes innovatrices d'aide au diagnostic et de techniques d'analyse plus sophistiquées. Par conséquent, divers dispositifs portables de mesure des paramètres liés à l'équilibre ont été développés. À titre d'exemple, nous pouvons citer les semelles instrumentées et d'autres systèmes technologiques portables fixés aux différentes parties du corps qui seront présentés dans les prochains paragraphes.

2.3.1 Systèmes de mesure portables

L'évaluation des paramètres de l'équilibre et de la posture nécessitent sans aucun doute, des capteurs inclus dans des systèmes d'acquisition portables, idéalement non-intrusif et non-invasif. Le choix de ces technologies dépend principalement du choix des paramètres dynamiques à mesurer.

À titre d'exemple, afin d'étudier quantitativement la contraction musculaire et pour comprendre l'aspect fonctionnel du système nerveux, plusieurs recherches se sont concentrées sur l'électromyographie [48] dont nous retrouvons maintenant des technologies portables à faible coût, dont le Myo [49]. Ce dernier est un brassard, jouant le rôle d'une interface homme-machine pour l'analyse du mouvement des doigts, des mains et du bras comme cela est décrit par la figure 5. En fait, l'électromyographie est une technique basée essentiellement sur la mesure de l'activité électrique des muscles et de la vitesse de conduction des influx nerveux à la surface de la peau.

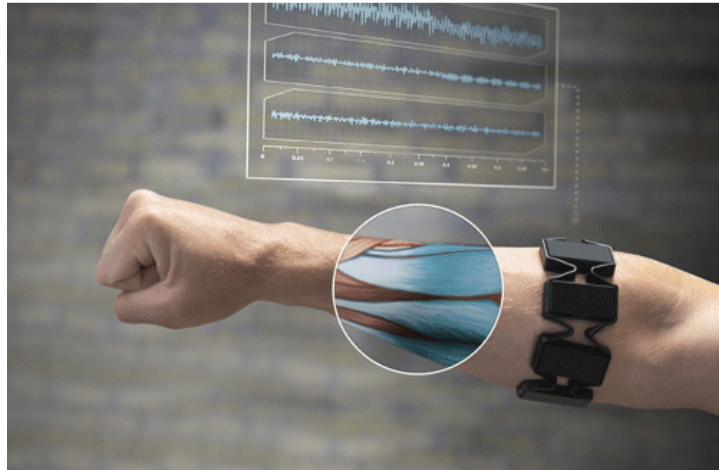


Figure 5 : le Myo (tirée de traceparts [50])

D'autres travaux utilisent un système de caméra (capture de mouvement 3D) [51] couplé à une triangulation pour analyser le mouvement des diverses parties du corps. De plus, les chercheurs suggèrent l'utilisation de capteurs inertiels sur les membres de la personne, localisés à des positions stratégiques en fonction de la dynamique à mesurer, comme :

- Le bas du dos pour détecter les dépassements antéro-postérieurs et médio-latéraux du tronc pendant la marche [17, 22] (figure 6 et 7);
- La hanche pour mesurer le balancement du tronc autour de la position d'équilibre [26] (figure 8) et,
- La cuisse et la jambe pour déterminer les caractéristiques dynamiques de la démarche [24] (figure 9).



Figure 6 : Dispositif attaché au bas du dos (tiré de Weiss, et al. [17])

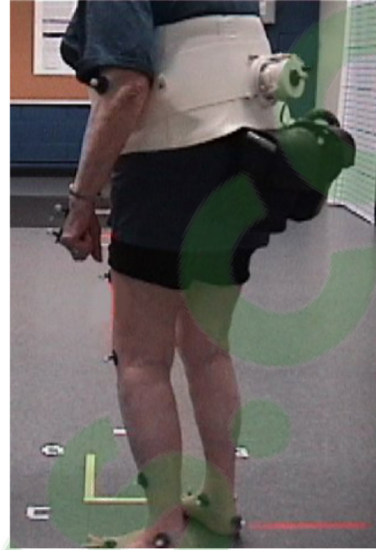
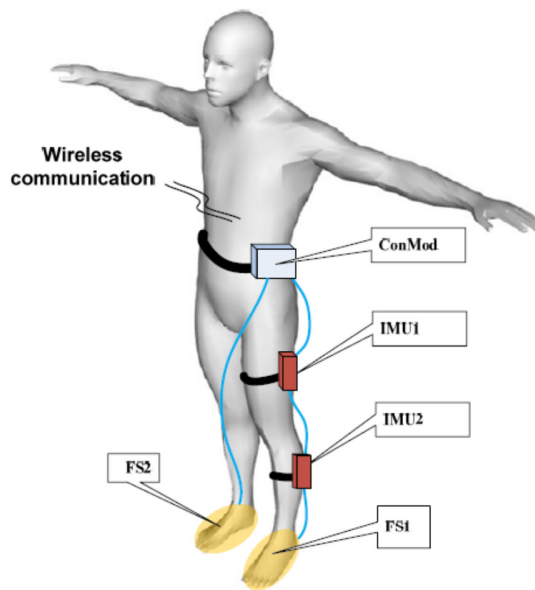


Figure 7 : Dispositif attaché au bas du dos (tiré de Wall, et al. [22])



Figure 8 : Dispositif fixé au niveau de la hanche (tiré de Basta, et al. [26])



**Figure 9 : Dispositifs fixés sur la cuisse et la jambe
(tiré de Zheng, et al. [24])**

Ces capteurs inertiels sont employés pour mesurer les trois accélérations linéaires via des accéléromètres (figure 10) et pour déterminer les vitesses angulaires formées au niveau des articulations via trois gyroscopes (figure 11) :

- La mesure de l'accélération linéaire est directement liée au déplacement d'une masse microscopique incluse dans un circuit intégré. La masse est contrainte à se déplacer dans une seule direction.

- Dans le cas d'un gyromètre, la masse est disposée sur un porte-à-faux (*cantilever*) dans le mouvement oscillatoire est mesuré comme une vitesse angulaire.

L'accélération linéaire est définie en m/s^2 (*SI*) et dans certains documents, elle est exprimée en « g » puisqu'elle peut résulter de la gravitation terrestre. La vitesse angulaire est exprimée en rad/s (*SI*).

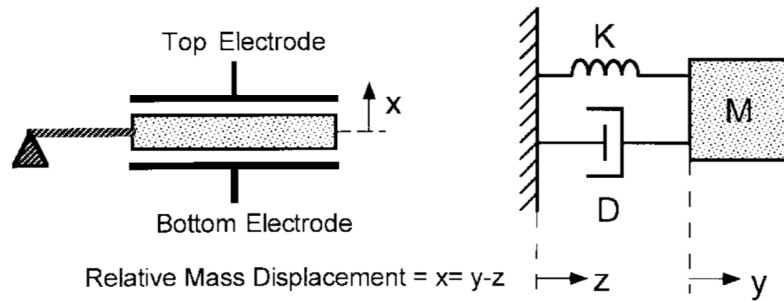


Figure 10 : Fonctionnement de l'accéléromètre
(tirée de Yazdi, et al. [52])

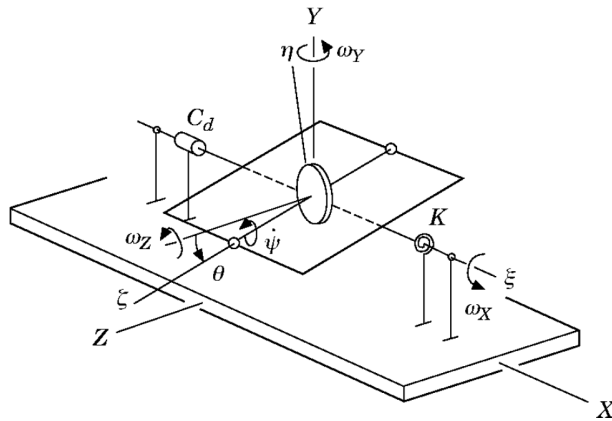
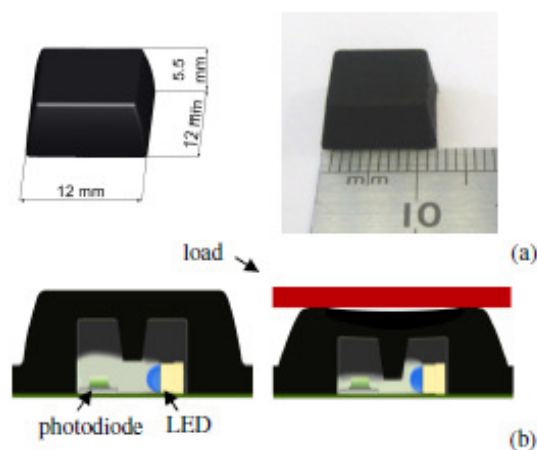


Figure 11 : Fonctionnement du gyromètre
(tirée de Ge and Chen [53])

De plus, plusieurs technologies se focalisent sur l'enregistrement de la distribution de la pression plantaire de la personne. Elles sont composées de plusieurs capteurs de pression pour évaluer le mouvement du corps pendant la marche et lors d'une position orthostatique [54]. Parmi ces systèmes d'acquisition nous pouvons citer les passerelles *GAITRite* et d'autres instruments portables tels que les semelles instrumentées que nous allons étudier dans la prochaine section.

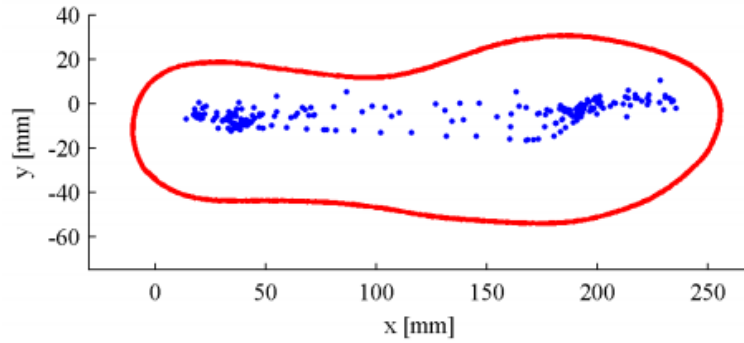
2.3.2 Semelles instrumentées

La semelle instrumentée représente l'un des dispositifs les plus appropriés pour déterminer les paramètres de la démarche et de l'équilibre. En fait, elle peut contenir plusieurs types de capteurs tout en ayant l'avantage d'être non-invasive et non-intrusive si la conception est adéquatement réalisée. Ainsi, les travaux de recherches se sont intéressés à mesurer la pression plantaire et la force de réaction du sol en utilisant de divers types de capteurs de force parmi lesquels, nous trouvons les capteurs de pression opto-électroniques [55], comme illustrées par la figure suivante :



**Figure 12: Capteur de pression opto-électroniques
(tirée de De Rossi, et al. [55])**

Ces derniers sont généralement intégrés dans la semelle au-delà de la zone d'arche longitudinale médiale, car la distribution de la pression se concentre davantage sur le reste de la surface de la plante du pied [55]. Cela est montré par la figure 13.



**Figure 13: Distribution de la pression sous la plante du pied
(titrée de De Rossi, et al. [55])**

Le centre de pression est calculé en fonction des coordonnées de chaque capteur (X_i, Y_i) et des différentes pressions mesurées P_i [56], comme indiqué par les équations suivantes :

$$X_{cop} = \frac{\sum X_i \cdot P_i}{\sum P_i} \quad (1) \quad ; \quad Y_{cop} = \frac{\sum Y_i \cdot P_i}{\sum P_i} \quad (2)$$

Physiquement, l'accélération représente la variation de la vitesse en fonction du temps et la vitesse est décrite par la variation de la longueur dans une période définie. Alors, la détermination de l'accélération sera nécessaire afin de déduire la vitesse de la foulée ainsi que la longueur du pas [57, 58]. De ce fait, l'accéléromètre sera un dispositif très important dans la conception de semelles instrumentées. Cependant, l'acquisition des données de ce capteur subit un pourcentage d'erreur à cause de l'effet de pesanteur, le bruit provoquant une dérive et des perturbations externes lors de la marche [58].

Ainsi, des gyroscopes et des magnétomètres ont été intégrés dans le même circuit que celui de l'accéléromètre afin de réduire les erreurs et de mesurer la

rotation angulaire autour des trois axes [57] via les angles d'Euler ou les quaternions. Généralement, ce circuit sera fixé à côté [59], en avant [58] ou en arrière de la chaussure [60].

D'autres capteurs peuvent être utilisés tels que ceux de flexion (*Bending Variable Resistor*) pour la mesure du fléchissement de la plante du pied et ceux de température et d'humidité [60]. Les informations provenant de tous ces capteurs peuvent être traitées par un microcontrôleur intégré à la semelle ou envoyées par *Bluetooth* à l'aide d'un portable personnel pour l'enregistrement et l'analyse des différents paramètres mesurés [58, 60]. Cependant, l'utilisation en continu d'un portable (téléphone ou tablette) pourrait être problématique pour les personnes âgées. Dans le même contexte, une autre technique consiste à envoyer ces enregistrements par internet à un thérapeute pour avoir une assistance personnelle en temps réel [58].

Dans cet ordre d'idées, il serait intéressant d'utiliser la kinésie paradoxale, suite à un entraînement approprié utilisant une stimulation sensorielle, afin de contourner un symptôme pouvant augmenter le risque de chute. Ainsi, l'idée est de trouver un moyen performant et complet permettant tout d'abord de détecter les anomalies de l'équilibre, et de stimuler par la suite les mécanorécepteurs plantaires afin d'avertir la personne à tout risque de chute éventuel et ainsi aider la personne à rétablir son équilibre via la kinésie paradoxale. Plusieurs types de stimulation ont été évalués dont le son, l'haptique et la vision [61]. L'haptique vibrotactile appliqué au pied via une semelle instrumentée aurait des avantages. Ceci nous mène à étudier les mécanorécepteurs sous la plante du pied. La répartition de ces mécanorécepteurs cutanés est illustrée à la figure 14.

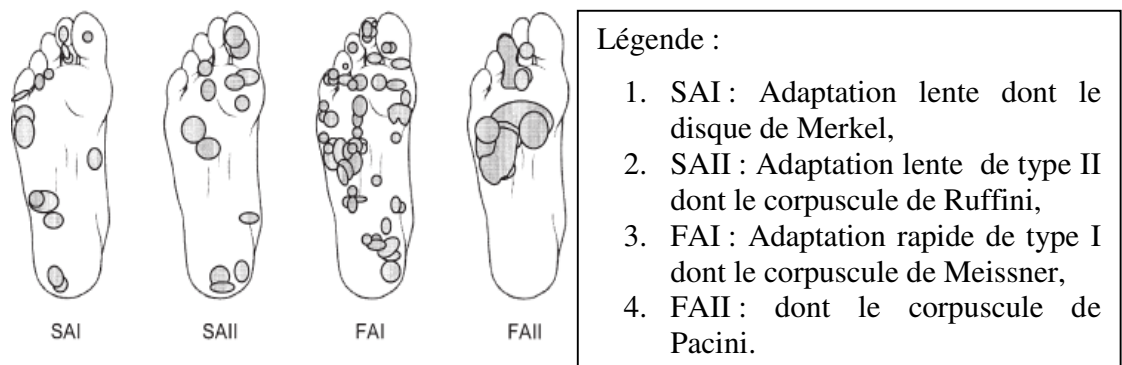


Figure 14: Répartition des mécanorécepteurs cutanés dans la plante du pied (titrée de Kennedy and Inglis [62])

Dans ce contexte, la stimulation vibrotactile appliquée à la plante de pied a prouvé son efficacité à réduire les variabilités de la marche [18, 63]. Ainsi, une équipe de chercheurs du laboratoire LAIMI de l'UQAC a développé une semelle intelligente (figure15) qui contient des capteurs inertiels pour la détection des risques de chute et plusieurs actionneurs pour transmettre les signaux vibrotactiles à la plante des pieds afin d'attirer son attention lors d'un risque imprévu [60] afin que la personne puisse démarrer un patron moteur appris pouvant contourner les symptômes. À partir de mesures du centre de pression et du mouvement du pied, ce groupe de recherche a pu déterminer des niveaux de risques associés à des stimulus tactiles que la personne peut détecter avec un taux de reconnaissance supérieur à 50 % [64]. De plus, à l'aide des accéléromètres fixés aux talons des chaussures, il est possible de différencier les types de sols selon leurs caractéristiques par l'identification des vibrations lors du contact du talon au sol [60]. Subséquemment, ce dispositif a démontré un grand potentiel d'efficacité à évaluer l'équilibre lors du test « *OLST* » [37], de même que le test « *BBS* » [35]. Une application sur un téléphone

intelligent a également été utilisée par ces auteurs où ils ont calculé un pointage qui est inversement proportionnel au risque de chute.

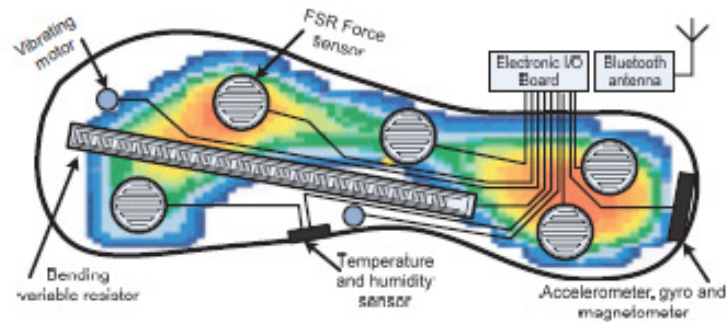


Figure 15: Semelle instrumentée (tirée de Otis and Menelas [60])

Dans le même ordre d'idées, une solution efficace et moins coûteuse consiste à ajouter un petit tube aux contours de la semelle. Cette méthode permet d'améliorer la stabilité latérale chez les personnes âgées [65] et d'améliorer l'équilibre dynamique des personnes atteintes de la maladie de Parkinson [66]. Cette solution passive à très faible coût est montrée par la figure suivante :

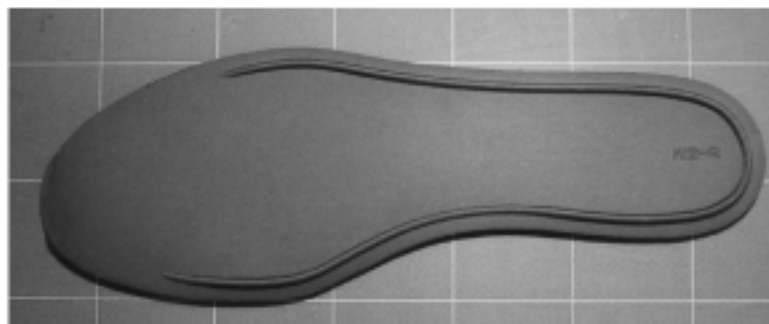


Figure 16: Semelle non instrumentée et passive (tirée de Stephen, et al. [65])

En conclusion, tous les dispositifs instrumentés indiqués dans cette section permettent d'acquérir des données pertinentes pour évaluer la capacité de l'humain à maintenir son équilibre.

Puisque les chutes peuvent provenir d'une perturbation, les différentes perturbations externes doivent être analysées dans le cadre de cette recherche. Ainsi, la prochaine section propose une étude succincte de quelques perturbations que notre modèle suggéré devrait considérer.

2.4 Perturbations mécaniques

Afin d'entraîner des perturbations mécaniques sur le corps du participant, les travaux de recherche ont eu recours à différents dispositifs expérimentaux. D'abord, une plateforme mobile a été proposée pour entraîner un déséquilibre postural dans le cas de la marche [51] ou lors d'une position debout [34, 67-70]. Son mouvement peut être une translation [34, 67], une rotation (suivant le lacet) [69, 70] ou une combinaison des deux [68, 70]. Cette solution est illustrée à la figure 17.

Cette plateforme, combinée à un robot parallèle de Gough-Stewart, peut aussi entraîner des mouvements de roulis et de tangage. Cependant, bien que ce dispositif génère un mouvement au niveau de la base de sustentation, il peut influencer l'équilibre de tout le corps. D'ailleurs, cette situation se traduit par la rotation de plusieurs membres au niveau des articulations (la hanche, les genoux, le cou, etc.). Ainsi, afin d'obtenir un modèle pouvant reproduire fidèlement cette réalité, ce comportement postural devrait être modélisé par un système à plusieurs degrés de liberté.

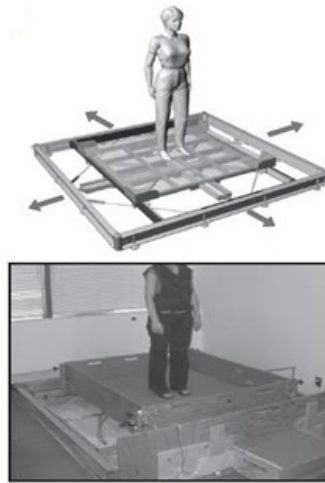


Figure 17: Perturbation mécanique entraînée par une plateforme mobile
(tirée de Maki, et al. [71])

Dans le même contexte, Mohapatra, et al. [72] ont étudié un autre type de perturbation. Leur méthode consiste à attacher une charge à un pendule d'aluminium. Ce dernier, situé en face du participant, est fixé au plafond par son extrémité supérieure. Par la suite, le pendule sera libéré afin d'introduire une perturbation au niveau de ses épaules. Cette méthode est montrée par la figure suivante :

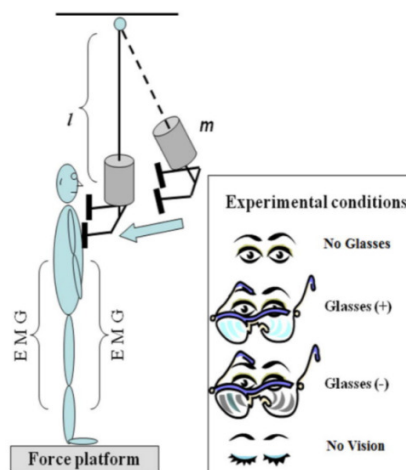


Figure 18: Perturbation mécanique entraînée par un pendule en aluminium
(tirée de Mohapatra, et al. [72])

Ses travaux permettent d'étudier le rôle de la perception visuelle [72], la proprioception altérée [73] ainsi que l'impact des différents types de surfaces [74] sur la génération de corrections compensatoires et des réactions d'anticipations appropriées. Cependant, cette méthode peut être utilisée que dans le cas d'une position debout. En outre, puisque la perturbation est appliquée en face du participant, les ajustements posturaux compensateurs ne peuvent être étudiés que lorsque les afférences visuelles sont inhibées.

D'autres recherches s'intéressent à la situation où le corps du participant est attaché à un câble pour qu'il ne puisse pas tomber. Par la suite, ce câble sera relâché afin d'étudier sa capacité à réagir et maintenir son équilibre [71, 75, 76].



Figure 19: Le protocole expérimental « *Tether-release* »
(tirée de de Maki, et al. [71])

Cette dernière expérience, nommée « *Tether-release* », est illustrée dans la figure 19. Elle représente la solution la moins onéreuse pour créer une perturbation sur le corps d'un participant. De plus, elle apporte plusieurs avantages liés à la simplicité de sa pratique et son efficacité à étudier le comportement postural d'une personne lors d'une étude du contrôle postural orthostatique. De plus, un autre avantage réside sur son adaptabilité d'utilisation dans le cas de la marche comme il sera décrit dans le chapitre 4.

En conclusion, tous ses dispositifs expérimentaux ont été nécessaires pour analyser la réponse compensatoire du corps face à une perturbation externe. Ainsi, plusieurs chercheurs se sont basés sur ces différentes expérimentations pour concevoir des modèles biomécaniques, décrivant l'équilibre et le contrôle sensorimoteur lors de la planification et l'exécution du mouvement du corps lors de la marche.

2.5 Conclusion

Ce chapitre visait principalement à définir les paramètres spatiaux-temporels de la marche pouvant déterminer un risque de chute chez les personnes en perte d'autonomie. De plus, nous avons cité divers dispositifs de mesure des paramètres de l'équilibre et de la marche. Ensuite, nous avons décrit les divers protocoles expérimentaux utilisés dans l'analyse et l'évaluation du comportement posturale de l'humain. Cela vise principalement à choisir le protocole expérimental qui semble le plus adapté à notre étude afin de calibrer notre modèle qui sera suggéré dans le chapitre 4.

Ainsi, le chapitre suivant sera consacré à la réalisation d'une revue de littérature liée à la modélisation mécanique (dynamique) et biomécanique du corps humain afin de nous familiariser avec les différentes approches mathématiques et de pouvoir comprendre les principes de régulation et les mécanismes neurophysiologiques impliqués dans le contrôle de l'équilibre et de la posture.

CHAPITRE 3

MODÉLISATION DE L'ÉQUILIBRE

La modélisation est une démarche qui repose sur la représentation simplifiée d'un système, un processus ou un phénomène complexe. Cette méthode consiste à résoudre des équations mathématiques pour décrire une version approchée de la situation réelle de l'élément étudié, tout en simplifiant certains phénomènes qui ne sont pas significatifs dans notre démarche.

Ainsi, afin de réduire la complexité impliquée dans le contrôle du mouvement et de la posture, nous avons recours principalement à divers modèles mécaniques pour estimer l'équilibre lors de la marche ou lors d'une position orthostatique. En particulier, nous avons étudié d'autres systèmes plus complets de la position orthostatique permettant d'explorer les complexités biomécaniques du contrôle sensorimoteur impliquant le système nerveux central, sensoriel somatique (visuel, proprioceptif, vestibulaire), et neuromusculaire, etc.

Ainsi, dans ce chapitre, vous trouverez dans un premier temps un aperçu des différents modèles mécaniques de la marche. Il y sera ensuite exposé d'autres systèmes en boucle fermée pour décrire le contrôle de la posture et du mouvement du corps lors d'une position orthostatique.

3.1 Modélisation mécanique de la marche

Dans la littérature, l'étude de l'équilibre comprend l'analyse de la position debout, ainsi que de la marche humaine. Cependant, cette dernière s'avère plus complexe, car elle implique plusieurs contraintes liées, d'un côté, aux mouvements

des différents membres du corps et de l'autre, à la faculté de maintenir la partie haute du corps en position verticale au cours des appuis mono et bipodaux. De ce fait, les approches utilisées ne permettent pas de réaliser une étude complète ou de déterminer toutes les dynamiques des sous-systèmes impliqués dans le contrôle postural.

Ainsi, l'idée est de trouver un modèle bipède qui permet d'imiter la marche et de réduire cette complexité. Dans ces modèles, la stratégie consiste à réduire l'énergie dépensée lors du mouvement.

Afin d'y remédier, McGeer [77] a fait la première étude de « marcheur dynamique passif ». Il a représenté un système mécanique, composé de quatre liens ressemblant à deux jambes et deux pieds semi-circulaires. Avec une seule impulsion, la gravité permet d'avancer ce marcheur sur le plan incliné.

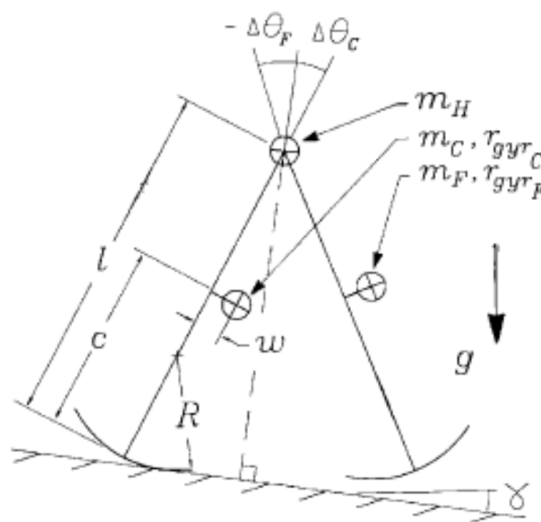


Figure 20: Modèle du marcheur dynamique du McGeer [77]

De plus, Wisse, et al. [78], ont ajouté un autre lien pour représenter la partie haute du corps humain. Son modèle est représenté par des masses au niveau des pieds, de la hanche et l'extrémité supérieure du corps. Pour maintenir la masse supérieure en équilibre, il serait possible d'utiliser un système passif ressort-amortisseur angulaire autour du joint articulaire représenté par la hanche.

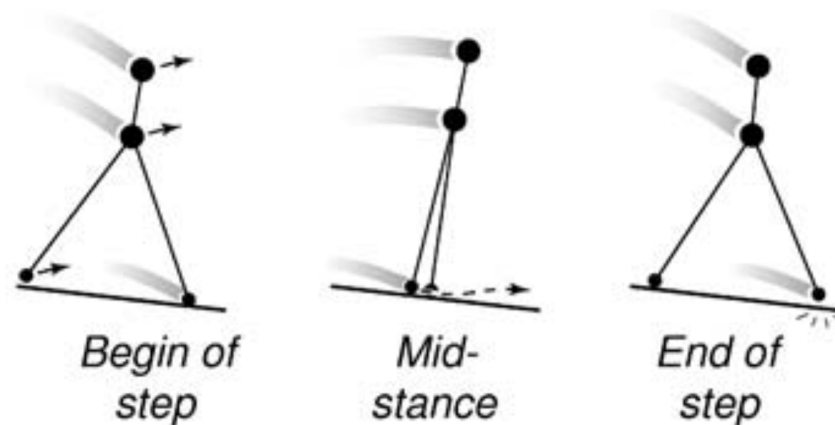


Figure 21: Modèle du marcheur dynamique du Wisse, et al. [78]

Comme il est montré par les figures 20 et 21 le déplacement de ses membres ressemble au mouvement du pendule simple. Ainsi, à la base de ces études, Trifonov and Hashimoto [79] ont conçu un robot bipède tout en étudiant d'autres articulations passives au niveau de genoux. Cela est illustré à la figure 22.

Il est à noter ici que les perturbations sont généralement représentées par la variation de l'angle d'inclinaison du plan [78] et la vitesse initiale d'entraînement de marcheur [79].



Figure 22: Robot bipède conçu par Trifonov and Hashimoto [79]

D'un autre côté, Tingshu, et al. [80] ont modélisé le corps en 9 segments, comme montrés ci-dessous :

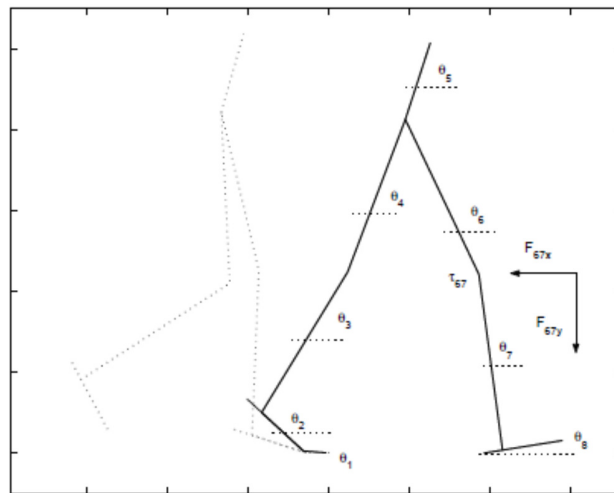


Figure 23: Modélisation mécanique du corps par neuf segments (tirée de Tingshu, et al. [80])

Généralement, ce nombre de liens est lié principalement au nombre de degrés de liberté choisis pour chaque étude. Dans ce contexte, van Zutven, et al. [81] ont développé un algorithme qui tient compte de la dynamique de tous les mouvements des segments d'un robot bipède afin de prédire le risque de chute. Cette technique est basée essentiellement sur le choix de la bonne position du prochain pas.

Dans le même ordre d'idées, afin d'analyser le mouvement de la hanche, la flexion des genoux, le basculement du bassin, les mouvements des pieds et le déplacement du centre de masse du corps, d'autres travaux de recherches se sont basés sur un modèle mécanique simple dont le mouvement est semblable à celui du pendule inversé. En fait, puisque ce déplacement bipède est un phénomène cyclique, cette modélisation a été nommée « la marche en compas » [82]. Cela est montré par les figures 24 et 25.

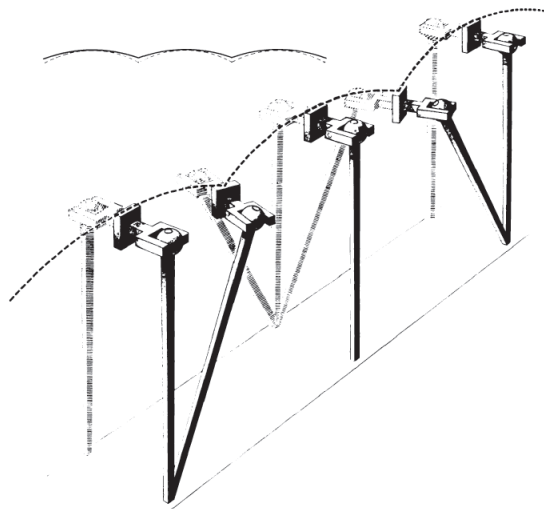


Figure 24 : La modélisation de la marche en compas (absence des articulations au niveau des genoux) (tirée de Inman and Eberhart [82])

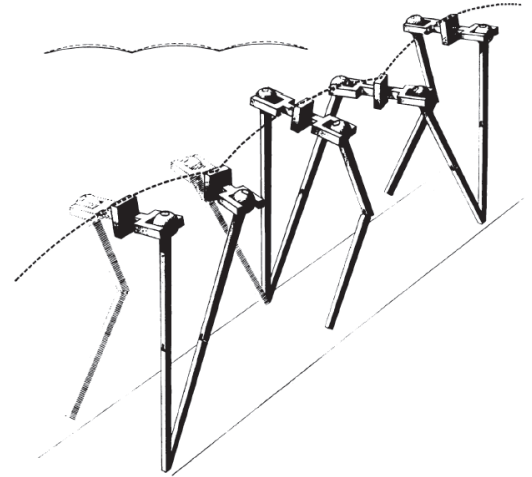


Figure 25: La modélisation de la marche en compas (avec des articulations au niveau des genoux) (tirée de Inman and Eberhart [82])

En conclusion, malgré leurs efficacités d'imiter la marche humaine, ces modèles demeurent des systèmes mécaniques, qui ne permettent pas de traiter les informations sensorielles ou de décrire le processus neurophysiologique de l'humain comme le délai cognitif ou de réflexe lors de la gestion d'une perturbation. Lors de l'étude de la dynamique du modèle, la complexité mécanique est largement réduite. Ainsi, les travaux de recherches se sont orientés à décrire l'équilibre lors de la position orthostatique afin de simplifier cette complexité et de mieux comprendre le fonctionnement des systèmes sensorimoteurs impliqués dans le contrôle postural de l'humain. Les prochaines sections présentent ces modèles dynamiques qui comprennent les systèmes sensorimoteurs.

3.2 Modélisation biomécanique de la position orthostatique

Généralement, la modélisation biomécanique permet d'avoir une meilleure approche de la mécanique et la physiologie de l'humain. En fait, elle a été utilisée, depuis plus de cinq décennies [31, 32], dans de multiples domaines. À titre d'exemple, elle permet de prévoir le comportement d'un pilote [83], ou d'un conducteur d'une voiture [84, 85]. De même, les travaux de recherches se sont intéressés de plus en plus à concevoir des systèmes en boucle fermés afin de décrire l'équilibre postural de l'humain lors d'une position orthostatique. En effet, cette dernière posture représente un centre d'intérêt majeur pour étudier la capacité de l'humain à maintenir son équilibre en luttant contre les forces d'attraction gravitationnelles et les perturbations. De plus, le maintien de l'équilibre est souvent associé à un balancement du corps, un déplacement de la position de centre de masse « COM » et une déviation de centre de pression « COP » dans la base de support [86,

87]. En fait, le mouvement quasi statique du corps lors de cette position ressemble à celui du pendule inversé.

Ainsi, afin de commander ce mécanisme lors d'une modélisation plus complète, les travaux de recherche ont été basés sur de différents systèmes de régulation en boucle fermée. À titre d'exemple, nous pouvons citer les travaux de Peterka [86]. Ces derniers travaux se basent sur une loi classique de régulation dans la théorie des systèmes asservis. En effet, il a modélisé le système par une boucle fermée comprenant un régulateur de type PID (proportionnel-intégral-dérivée) afin de représenter les mécanismes d'ajustement posturaux. De plus, il a démontré que la réponse de son système varie fortement en fonction des gains de proportionnalité (K_p) et de dérivation (K_d), alors qu'elle est faiblement influencée par le gain d'intégration (K_I). En fait, selon la théorie de la commande et de la stabilité des systèmes, ceci pourra être expliqué par leur impact sur les réponses transitoire et permanente (dynamique du système bouclé) :

- Une augmentation du gain proportionnel (généralement associé à une marge de gain) permet de déplacer le lieu des racines vers le(s) zéro(s) (fini ou infini) dans le plan complexe de Laplace. En fait, cette variable est bornée par le critère de stabilité de Routh-Hurwitz. Ainsi, elle pourra être associée à la réponse transitoire du système après avoir une perturbation Heaviside.
- Le gain de la dérivée est associé au facteur d'amortissement, ce qui modifie à la fois la fréquence propre et le dépassement maximum du système. Ce gain pourrait alors être associé aux balancements ou aux oscillations (roulis et

tangage) du corps humain. En fait, une diminution de ce gain entraîne une augmentation de l'amplitude et de la fréquence du balancement du corps.

- Le terme intégral pourra être associé à la capacité de la personne à maintenir une posture droite (soit une entrée de zéro degré en consigne au modèle) en régime permanent. Ceci signifie que ce gain a une petite influence sur le balancement transitoire du corps. Ainsi, son impact est davantage lié au régime permanent qu'au régime transitoire.

Dans la même étude, Peterka [86] a évalué l'équilibre et le déplacement du centre de pression lors d'une position quasi-statique sur une surface plane. Il a considéré que les systèmes sensoriels et neuromusculaires peuvent être modélisés sous la forme d'un régulateur PID comme montre la figure 26. Ainsi, l'information sensorielle n'a pas été détaillée dans son modèle.

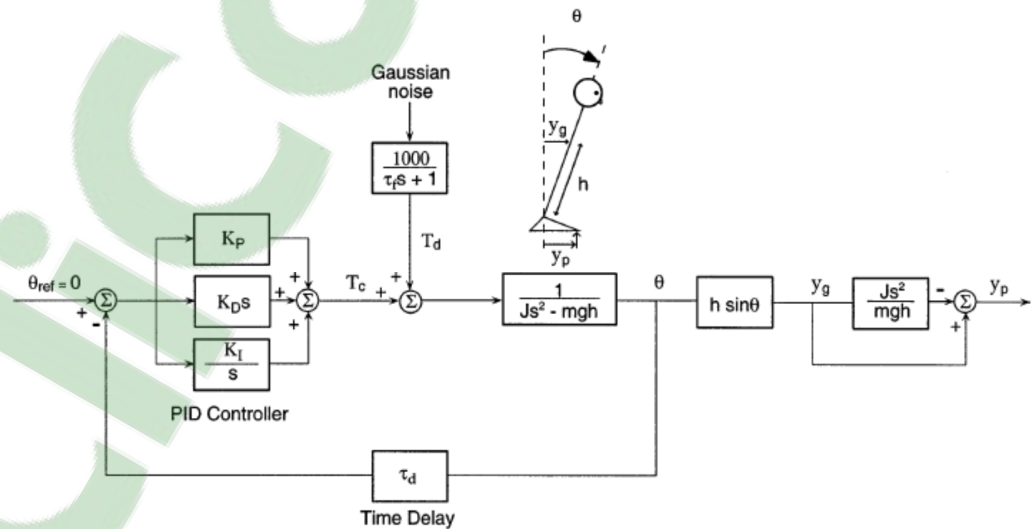


Figure 26: Modélisation dynamique de la biomécanique de l'équilibre par Peterka [86]

De ce fait, d'autres études se sont intéressées à étudier l'effet des perturbations sensorielles sur le balancement de l'humain. Nous pouvons citer comme exemple, les travaux de van der Kooij, et al. [68]. En effet, ces travaux ont été élaborés principalement sur l'effet d'une altération entre trois modalités sensorielles (vestibulaire, visuelle et somatosensorielle) sur le balancement du corps des participants sur une surface mobile.

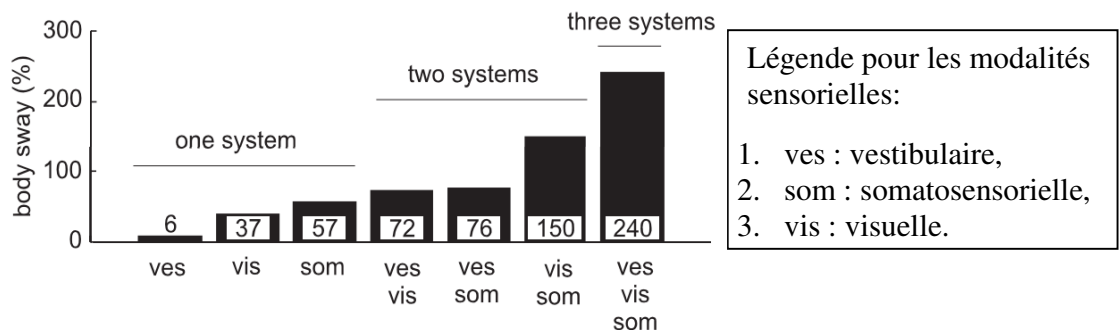


Figure 27: L'altération entre trois modalités sensorielles (vestibulaire, visuelle et somatosensorielle) sur le balancement du corps (tirée de van der Kooij, et al. [68])

À partir de leur modèle illustré à la figure 26 et les résultats montrés dans la figure 27, ces auteurs ont montré que les systèmes visuels et proprioceptifs influencent davantage le balancement que le système vestibulaire. De plus, ils ont effectué des expérimentations afin de confirmer la validité de leur modèle. D'ailleurs, leur modèle, présenté à la figure 28, donne une réponse similaire aux mesures expérimentales en présence des différentes perturbations.

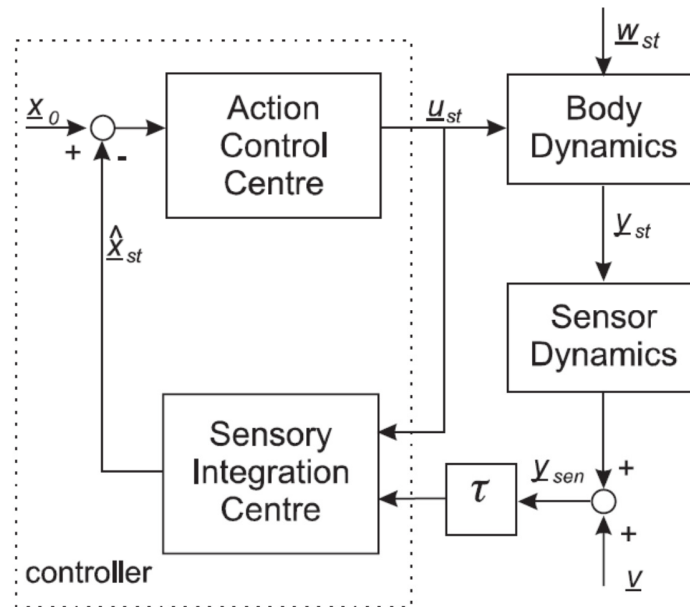


Figure 28: Modélisation biomécanique de l'équilibre par van der Kooij, et al. [68]

D'un autre côté, des études plus récentes exploitent des systèmes d'avertissement pour informer la personne d'un balancement imperceptible dû au vieillissement du système vestibulaire. Ainsi, ces systèmes peuvent aider le système vestibulaire par la mesure du déplacement de corps avec des centrales inertielle et par une stimulation vibrotactile favorisant la réduction du balancement. Par exemple, Goodworth, et al. [69] ont utilisé un modèle biomécanique contenant une boucle de rétroaction vibrotactile (figure 29) favorisant la perception de la position du corps par rapport à la gravité. L'ajout d'une stimulation sensorielle (le tactile par la vibration) pour en remplacer une autre (le système vestibulaire) se nomme substitution sensorielle et nécessite habituellement un entraînement.

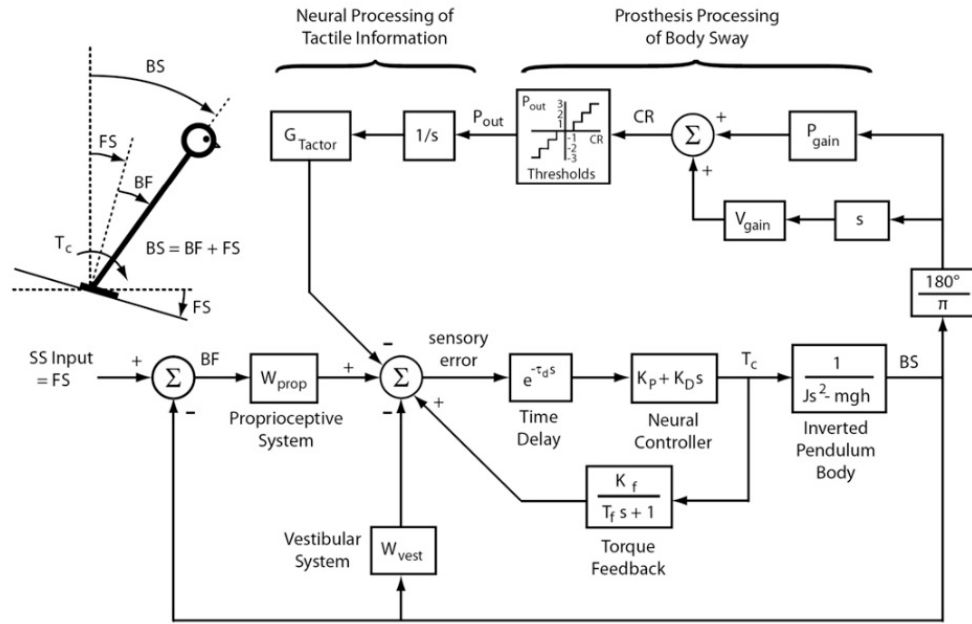


Figure 29: Modélisation biomécanique de l'équilibre par Goodworth, et al. [69]

Dans la même optique, Ersal and Sienko [67] ont conçu un modèle mathématique (figure 30) qui permet de décrire l'équilibre de l'humain sans avoir étudié les différents systèmes sensoriels alors que Mahboobin, et al. [88] ont développé un autre modèle basé sur un mécanisme d'une repondération visuel, proprioceptif et vestibulaire (figure 31). Ce dernier permet d'expliquer comment la personne apprend à réagir contre les perturbations générées par une surface mobile.

Malgré la validité des modèles proposés dans la littérature dont leurs réponses correspondent aux mesures expérimentales réalisées, ces approches ne permettent pas, à notre connaissance, d'étudier l'équilibre autant lors d'une position orthostatique que lors de la marche. De plus, ils ne permettent pas d'évaluer la possibilité d'un risque de chute. Pour cette raison, nous devons proposer un autre modèle, plus complet, correspondant à la réalité de notre contexte de recherche.

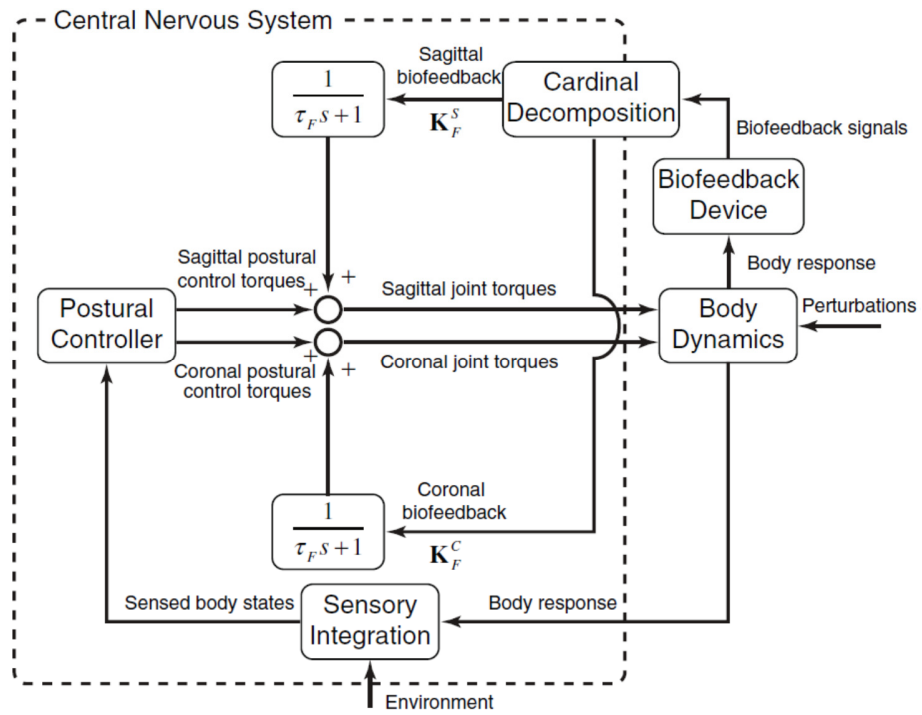


Figure 30: Modélisation biomécanique avec rétroaction sensorielle par Ersal and Sienko [67]

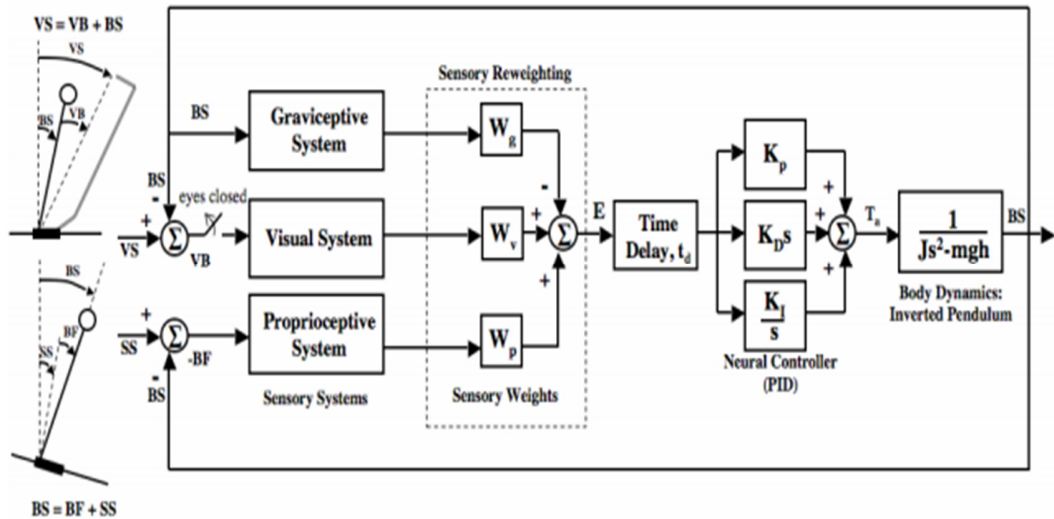


Figure 31: Modélisation biomécanique de l'équilibre par Mahboobin, et al. [88]

3.3 Conclusion

En conclusion, nous avons cité au travers de ce chapitre quelques travaux antérieurs liés à la modélisation mécanique de la marche et la modélisation dynamique de la biomécanique de la position orthostatique. Cela vise principalement à mieux comprendre le mécanisme de l'équilibre et les règles physiques et physiologiques auxquels il obéit. De plus, nous cherchons à nous familiariser avec les différentes approches mathématiques que nous pouvons utiliser dans notre étude.

Les modèles présentés ont tous des avantages et des inconvénients. Puisque nous sommes davantage intéressés au calcul d'un risque de chute, le prochain chapitre proposera un modèle biomécanique complet combinant l'étude de l'équilibre lors de la marche et lors d'une position orthostatique ainsi que l'évaluation de son efficacité en utilisant les tests « *OLST* » et le protocole expérimental « *Tether-release* ».

CHAPITRE 4

ÉVALUATION DU MODÈLE BIOMÉCANIQUE LIÉ À L'ÉQUILIBRE

Le précédent chapitre a pu nous donner quelques connaissances sur la conception de différents modèles dynamiques liés à l'équilibre lors de la marche et la position orthostatique. Cependant, ces systèmes ne permettent pas de traiter les deux situations. En particulier, ils ne définissent pas les mécanismes neurologiques impliqués dans le contrôle de la motricité et de l'équilibre lors de la marche afin de traiter les perturbations.

Ainsi, la présente section vise à combiner deux modèles : le modèle dynamique (lors de la marche) et le modèle quasi-statique (lors de la posture debout), afin d'étudier la réponse compensatoire d'une personne majeure et saine après avoir une perturbation inattendue. Le modèle quasi-statique élaboré nous servira essentiellement à estimer un risque de chute, ce qui constitue le principal intérêt de ces travaux de recherche. Ces risques de chute seront évalués grâce à des données provenant d'essais expérimentaux avec des personnes atteintes de la maladie de Parkinson et seront comparés à une groupe de contrôle.

Ce chapitre propose donc, dans la première section, l'évaluation du modèle lors de la marche. Par la suite, une étude est réalisée lors de la posture debout. Enfin, afin de valider la possibilité d'utiliser le modèle pour estimer un risque de chute, un protocole expérimental est proposé pour lier l'impact des perturbations à un niveau de risque.

4.1 Marche humaine

Afin d'étudier l'équilibre postural lors de la marche, nous nous sommes intéressés à la variation d'angle du balancement de la partie haute du corps (VABHC) dans le plan sagittal, comme il le sera décrit dans les prochaines sections. Nous avons tout d'abord réalisé une expérimentation afin de récupérer des données et par la suite, nous avons déterminé le modèle pouvant refléter cette réalité.

4.1.1 Protocole expérimental

Dans cette première expérience, nous avons demandé à un participant majeur et sain de se maintenir en position debout sur le sol rigide et de porter une ceinture fixée approximativement au niveau de sa dixième vertèbre thoracique. Cette ceinture² est liée à une corde fixée au niveau de son ventre et enroulée autour de deux poulies, comme le montre la figure 32. L'autre extrémité de cette corde est attachée à une charge qui représente 5 % de la masse totale du sujet, comme suggéré dans la littérature [72-74]. Par la suite, ce dernier doit s'asseoir sur une chaise et au signal du chercheur, il s'élève et il commence à marcher.

Le participant doit aussi porter un téléphone intelligent au niveau de son ventre afin d'enregistrer la variation de l'angle du balancement de la partie haute de son corps. Pour ce faire, une application Android a été installée sur ce téléphone et l'application est lancée au moment où le participant commence à marcher. Par la suite, une autre personne doit relâcher la tension dans la corde d'une manière

² La ceinture contient des velcros et une boucle en plastique afin d'être bien attachée au corps du participant. D'autres velcros sont également cousus sur cette ceinture afin d'améliorer le support du téléphone que nous avons utilisé lors des expérimentations. En fait, cela servira essentiellement à réduire les erreurs de mesures de la variation de l'angle de la partie haute du corps du participant.

imprévisible et chronométrer le temps nécessaire pour que le participant revienne à une posture droite.

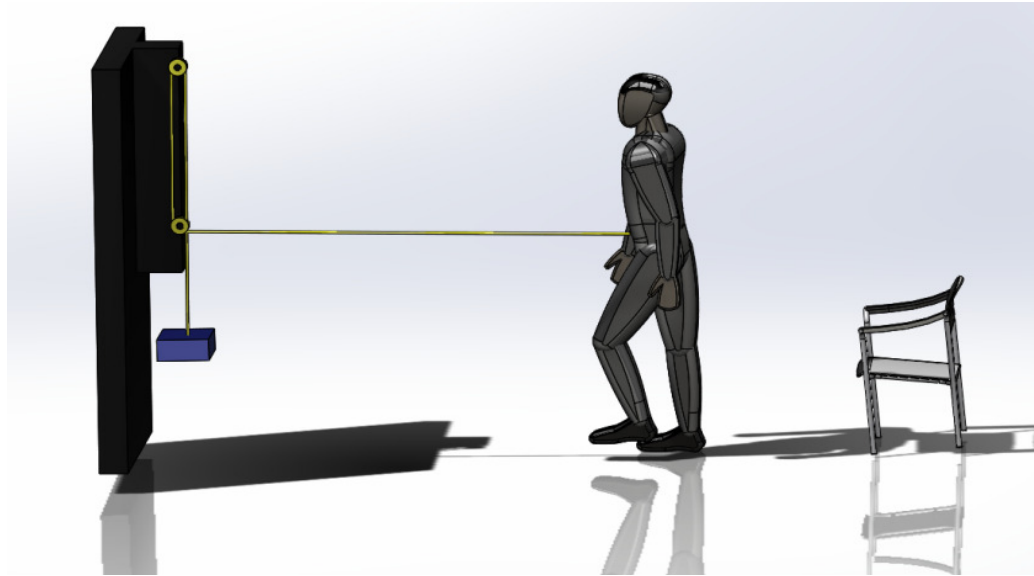


Figure 32: Le protocole expérimental utilisé dans le cas de la marche

Lors de cette opération, le chercheur doit mettre son dos en face du participant afin de lui cacher le relâchement de la tension. Cette dernière opération vise principalement à entraîner une perturbation posturale inattendue, sans anticipation.

Finalement, l'application Android sera arrêtée et les données seront envoyées automatiquement à un ordinateur pour les analyser.

Cette expérience a été répétée douze fois sur le même participant afin de déterminer sa réponse compensatoire contre ce type de perturbations. Les résultats obtenus sont compris entre les deux enveloppes (maximum et minimum), comme le montre la figure 33.

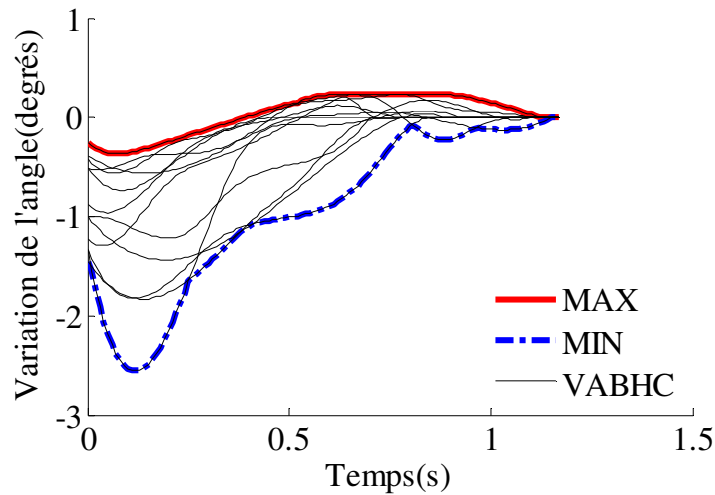


Figure 33: La variation d'angle du balancement de la partie haute du corps en fonction du temps lors de la marche (déterminée expérimentalement)

Ces mesures ont servi à l'identification d'un modèle dynamique en boucle fermée basé sur les mécanismes neurophysiologiques de l'humain qui est présenté à la section suivante.

4.1.2 Modélisation mécanique et dynamique

Afin de réduire la complexité de la marche, nous avons supposé que le corps de l'humain est composé d'une masse représentée par la tête et le torse et une deuxième masse pour le reste du corps. Entre les deux, il existe une liaison pivot au niveau de la hanche pour assurer la propulsion du corps vers l'avant ou vers l'arrière. De plus, nous avons supposé que la tension de la corde est une force horizontale dirigée vers l'avant. De ce fait, ce modèle ressemble à celui du pendule inversé comme il est montré à la figure 34.

Les paramètres illustrés dans cette figure sont définis comme suit :

- θ : l'angle de pivotement de corps vers l'avant ou l'arrière;
- m, h : Respectivement, la masse et la longueur de la partie haute de corps humain;
- M : La masse de la partie basse de corps humain ;
- f_1 : Les forces appliquées par les muscles et
- f_2 : La tension de la corde.

De plus, nous avons défini les coordonnées suivantes :

- y_2 : coordonnée relative au déplacement horizontal de la sphère m ;
- z_2 : coordonnée relative au déplacement vertical de de la sphère m et,
- y : coordonnée relative au déplacement horizontal du chariot M .

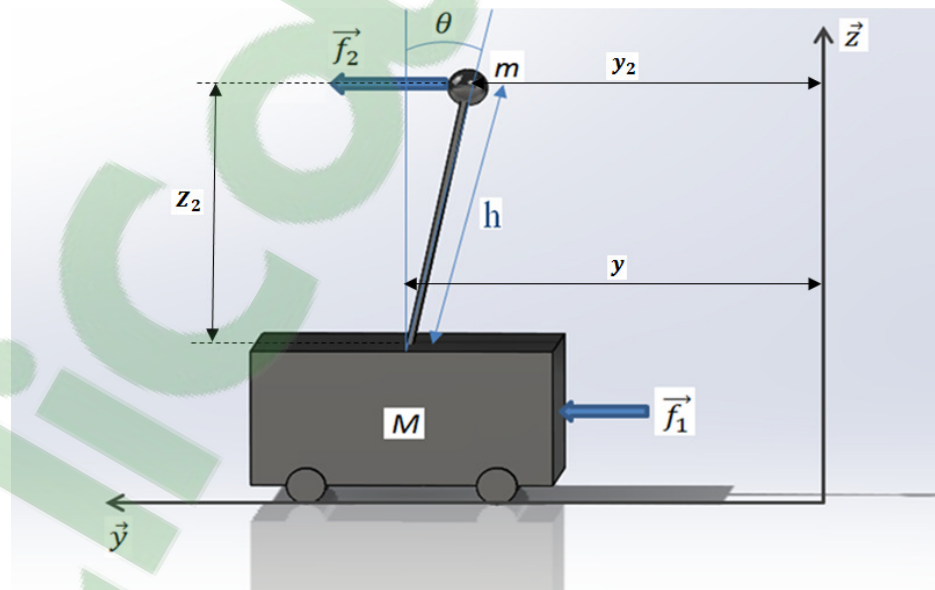


Figure 34: Modélisation mécanique de la marche

Ainsi, il est possible d'exprimer les équations suivantes provenant de ce modèle :

- l'énergie cinétique du chariot: $T_1 = \frac{1}{2} M \dot{y}^2$; (3)

- l'énergie cinétique de la sphère : $T_2 = \frac{1}{2} m (\dot{y}_2^2 + \dot{z}_2^2)$ et (4)

➤ l'énergie cinétique de tout le système : $T = T_1 + T_2$. (5)

Ensuite, sachant que :

➤ $y_2 = y - h \sin \theta$ (6) $\longrightarrow \dot{y}_2 = \dot{y} - h \dot{\theta} \cos \theta$ et (8)

➤ $z_2 = h \cos \theta$ (7) $\longrightarrow \dot{z}_2 = -h \dot{\theta} \sin \theta$, (9)

alors : $T = \frac{1}{2} M \dot{y}^2 + \frac{1}{2} m \left[(\dot{y} - h \dot{\theta} \cos \theta)^2 + (h \dot{\theta} \sin \theta)^2 \right]$ et (10)

$\longrightarrow T = \frac{1}{2} M \dot{y}^2 + \frac{1}{2} m \left[\dot{y}^2 - 2 h \dot{y} \cos \theta \dot{\theta} + (h \dot{\theta})^2 \right]$. (11)

De plus, l'énergie potentielle de la sphère est sous la forme suivante :

$$v = mgz_2 = mgh \cos \theta. \quad (12)$$

Ainsi, le lagrangien sera déterminé comme suit :

$$L = T - V = \frac{1}{2} (M + m) \dot{y}^2 - mh \dot{\theta} \cos \theta \dot{y} + \frac{1}{2} m (h \dot{\theta})^2 - mgh \cos \theta \quad (13)$$

$$\longrightarrow \begin{cases} \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{y}} \right) - \frac{\partial L}{\partial y} = f_1 & (14) \\ \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta} = -f_2 h & (15) \end{cases}$$

Supposant que : $-0.069813 \text{ rad} < \theta < 0.2419219 \text{ rad}$, alors on obtient :

$$\begin{cases} \cos \theta = 1 - \frac{\theta^2}{4} + \frac{\theta^4}{24} + \frac{\theta^6}{720} - \dots \longrightarrow \cos \theta = 1 ; \text{ Avec } \text{erreur}_{\cos} < 3 \% \\ \sin \theta = \theta - \frac{\theta^3}{6} + \frac{\theta^5}{120} + \frac{\theta^7}{5040} - \dots \longrightarrow \sin \theta = \theta ; \text{ Avec } \text{erreur}_{\sin} < 1 \% \end{cases}$$

Donc, nous pouvons déduire les équations suivantes :

(14) $\longrightarrow (M + m) \ddot{y} + m h \ddot{\theta} = f_1 \quad (16)$

(15) $\longrightarrow -mh \ddot{y} + mh^2 \ddot{\theta} - mgh \theta = -f_2 h \quad (17)$

(16)+(17) $\longrightarrow M \ddot{y} - mg \theta = f_1 - f_2 \quad (18)$

$$\longrightarrow \ddot{y} = \frac{f_1 - f_2}{M} + \frac{mg}{M} \theta \quad (19)$$

$$(17) \longrightarrow \ddot{\theta} = \frac{1}{h} \left(-\frac{f_2}{m} + g\theta + \ddot{y} \right) \quad (20)$$

$$\longrightarrow \ddot{\theta} = \frac{1}{h} \left(-\frac{f_2}{m} + g\theta + \frac{f_1 - f_2}{M} + \frac{mg}{M} \theta \right) \quad (21)$$

$$\longrightarrow \ddot{\theta} = \left[\frac{g}{h} \left(\frac{M+m}{M} \right) \right] \theta - \left[\frac{1}{h} \left(\frac{M+m}{mM} \right) \right] f_2 + \left[\frac{1}{h.M} \right] f_1 \quad (22)$$

Nous posons par la suite que : $a = \frac{1}{h.M}$, $b = -\frac{1}{h} \left(\frac{M+m}{mM} \right)$ et $d = \frac{g}{h} \left(\frac{M+m}{M} \right)$

$$(22) \longrightarrow \ddot{\theta} = af_1 + bf_2 + d\theta \quad (23)$$

Nous posons maintenant que : $X_1 = \theta$; $X_2 = \dot{X}_1 = \dot{\theta}$ et $\dot{X}_2 = \ddot{X}_1 = \ddot{\theta}$.

Alors, nous construisons notre équation d'état sous la forme : $\dot{X} = A.X + B.U$, comme suit :

$$\begin{pmatrix} \dot{X}_1 \\ \dot{X}_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & 1 \\ d & 0 \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} X_1 \\ X_2 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} 0 & 0 \\ a & b \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} f_1 \\ f_2 \end{pmatrix} \quad (24)$$

À partir de cette dernière équation, nous pouvons déterminer notre résolvant, comme cité ci-dessous :

$$\begin{aligned} \phi(s) &= (sI - A)^{-1} = \left[s \times \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} 0 & 1 \\ d & 0 \end{pmatrix} \right]^{-1} \\ &= \begin{pmatrix} s & -1 \\ -d & s \end{pmatrix}^{-1} \end{aligned} \quad (25)$$

$$\longrightarrow \phi(s) = \frac{1}{s^2 - d} \begin{pmatrix} s & 1 \\ d & s \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{s}{s^2 - d} & \frac{1}{s^2 - d} \\ \frac{d}{s^2 - d} & \frac{s}{s^2 - d} \end{pmatrix} \quad (26)$$

Puis, nous calculons la fonction de transfert du système à l'aide de la matrice d'observation C et la matrice de contrôle B, comme montré par la formule suivante :

$$C \Phi(s) B = (1 \ 0) \times \begin{pmatrix} \frac{s}{s^2-d} & \frac{1}{s^2-d} \\ \frac{d}{s^2-d} & \frac{s}{s^2-d} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} 0 & 0 \\ a & b \end{pmatrix} \quad (27)$$

$$\longrightarrow C \Phi(s) B = \begin{pmatrix} \frac{a}{s^2-d} & \frac{b}{s^2-d} \end{pmatrix} \quad (28)$$

$$\longrightarrow \theta(s) = C. \Phi(s). B. U = \begin{pmatrix} \frac{a}{s^2-d} & \frac{b}{s^2-d} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} f_1 \\ f_2 \end{pmatrix} \quad (29)$$

$$\longrightarrow \theta(s) = \frac{a}{s^2-d} f_1 + \frac{b}{s^2-d} f_2 \quad (30)$$

Il est à noter que lors des différentes expériences réalisées, nous avons supposé que la montée et la descente de la charge sont à vitesse constante (accélération nulle due à une friction constante). D'autre part, nous avons considéré que la corde est inextensible et de masse négligeable. De plus, les masses de ces dernières sont supposées négligeables. De ce fait, la tension de la corde sera égale au poids de la charge, comme montré par cette équation :

$$f_2 = m_{ch}g \quad (31)$$

avec m_{ch} est la masse de la charge

Finalement, après avoir déterminé l'équation du notre système mécanique, nous passons à définir le processus neurologique responsable de la génération des réactions d'équilibration du corps.

4.1.3 Modélisation des ajustements posturaux

Le système nerveux central reçoit les informations sensorielles, ils les interprètent, puis il envoie la réponse motrice au système neuromusculaire pour entraîner le mouvement du corps. Ce mécanisme est associé à un retard de quelques millisecondes entraîné par la conduction des influx nerveux. De cette idée, nous avons conçu le modèle illustré dans la figure 35, dans lequel les fonctions de transfert ont été choisies selon une revue de littérature :

- La fonction de transfert du système neuromusculaire est généralement du deuxième degré [83, 89] :

$$H_{\text{neur}} = \frac{w_n^2}{s^2 + 2\zeta w_n + w_n^2} \quad (32)$$

Les valeurs choisies de la pulsation propre et le coefficient d'amortissement sont semblables à celles d'un pilote d'avion [90]:

$$w_n = 23 \frac{\text{rad}}{\text{s}}; \zeta = 0.7$$

- La fonction de transfert des systèmes sensoriels correspond à celle du système vestibulaire d'un pilote d'un avion provenant d'une autre application [85]:

$$H_{\text{sensorielles}} = A s \quad (33)$$

Nous avons ajouté une constante A , puisque notre système réagit, non seulement par le système vestibulaire, mais aussi par la vision et la proprioception. Ce gain ajoute de la dynamique afin de réduire le temps de réaction.

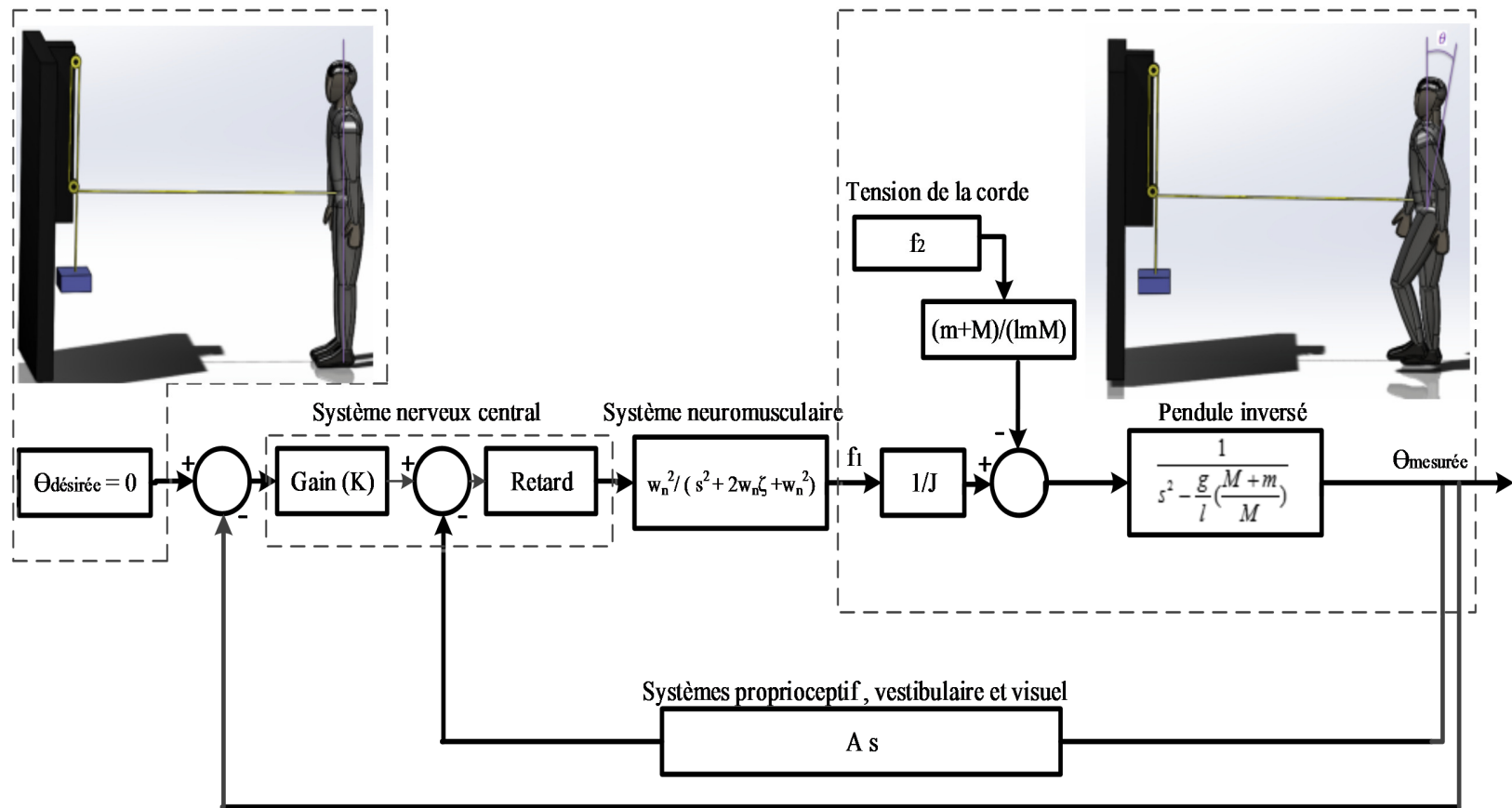


Figure 35: Modélisation dynamique et biomécanique de la marche

D'un autre côté, afin de calculer le retard provenant de la transmission de l'influx nerveux, nous avons considéré que la vitesse moyenne de sa conduction est égale à 49,7 m/sec [91]. De plus, nous avons considéré que la valeur moyenne de son déplacement vers la moelle épinière est égale à la distance entre la moitié de la cuisse et le milieu du tronc. Pour notre participant, cette distance est égale à 0.7445 m.

Ainsi, nous aurons :

$$t_{\text{retard2}} = \frac{d}{v} = \frac{0.7445}{49,7} = 15 \text{ ms} \quad (34)$$

Ensuite, afin d'avoir une identification paramétrique des proportions du corps, nous nous sommes basés sur quelques travaux antérieurs, comme montrés dans la suite de cette section. Ainsi, nous avons supposé que le corps humain est constitué des paramètres proposés dans la figure suivante :

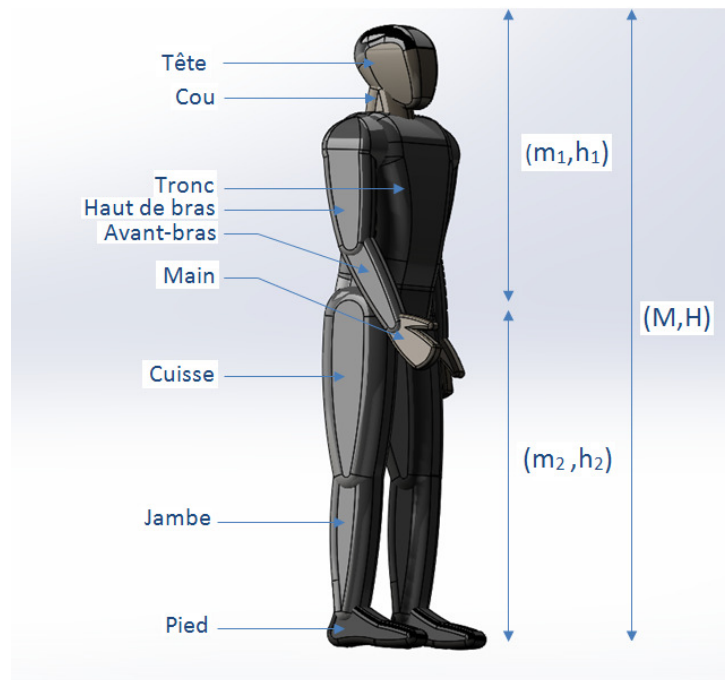


Figure 36: Représentation corporelle du corps

dont les significations des variables sont :

- m_1 : la masse de la partie supérieure du corps ;
- h_1 : la longueur de la partie supérieure du corps ;
- m_2 : la masse de la partie inférieure du corps ;
- h_2 : la longueur de la partie inférieure du corps ;
- M : la masse totale du corps et,
- H : la longueur totale du corps.

Ainsi, d'après cette dernière représentation, nous pouvons déterminer les équations suivantes :

$$m_1 = m_{\text{Tête et cou}} + m_{\text{Tronc}} + 2 (m_{\text{Haut de bras}} + m_{\text{Avant-bras}} + m_{\text{Main}}) \quad (35)$$

$$m_2 = 2 (m_{\text{cuisse}} + m_{\text{jambe}} + m_{\text{pied}}) \quad (36)$$

Les masses des différents membres du corps sont proportionnelles à la masse totale de la personne. Ainsi, d'après l'étude de De Leva [92], les masses m_1 et m_2 peuvent être déterminées comme suit :

$$m_1 = [6,94 + 43,46 + 2 (2,71 + 1,62 + 0,61)] \cdot 0,816 = 49,189 \text{ kg}$$

$$m_2 = [2 \cdot (14,16 + 4,33 + 1,37)] \cdot 0,816 = 32,411 \text{ kg}$$

Ensuite, nous avons calculé les longueurs de la partie inférieure et supérieure, comme montrés ci-dessous :

$$\text{➤ } h_2 = 0,53 \cdot H \text{ [93]} \quad (37) \quad \longrightarrow \quad h_2 = 0,943 \text{ m}$$

$$\text{➤ } z_2 = h \cos \theta \quad (38) \quad \longrightarrow \quad z_2 = 0,837 \text{ m}$$

D'autre part, nous nous sommes basés sur les travaux de Plas, et al. [94] pour estimer la position du centre de masse du corps COM. Cela a été effectué par cette équation :

$$\text{➤ } \text{COM} = 0,55 H \quad (39) \quad \longrightarrow \quad \text{COM} = 0,979 \text{ m}$$

De plus, pour calculer le moment d'inertie du corps lors de la position debout, nous nous sommes appuyés sur la formule suivante [95] :

$$\text{➤ } J = \frac{4}{3} M COM^2 \quad (40) \quad \longrightarrow \quad J = 104,017 \text{ kg/m}^2$$

Finalement, afin d'étudier la réponse de notre modèle, la perturbation f_2 a été appliquée sur une période de 2,5 secondes. Cette dernière représente la durée moyenne de la marche dans les douze expérimentations avant le relâchement de la tension dans la corde. De plus, nous avons changé les valeurs de K (Gain de la boucle) et A en utilisant la technique ad hoc afin d'obtenir la même allure des courbes expérimentales. En d'autres mots, nous nous sommes intéressées à la partie de la réponse du modèle où nous avons relâché la tension de la corde. Ainsi, pour une valeur de K et A respectivement égales à 1010 et 164, nous avons obtenu la réponse suivante :

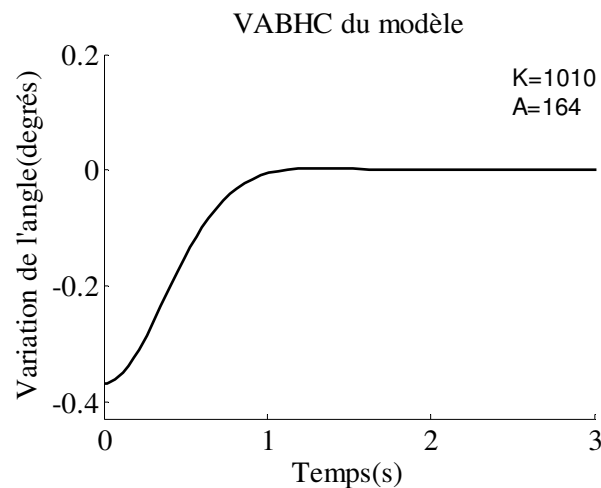


Figure 37: La variation de l'angle du balancement de la partie haute du corps suite au relâchement de la corde et lors de la marche (K=1010 et A=164)

D'après cette dernière courbe, nous remarquons que les réactions compensatoires du corps correspondent à la même allure que celles de notre système. De plus, nous constatons que la valeur initiale de la VABHC est égale à -0,315 degré et le temps de stabilisation est d'environ 0,74 seconde. Néanmoins, ces deux paramètres doivent être modifiés selon les différentes contraintes mises en jeu. En effet, nous avons supposé que la perturbation est une force constante. Cependant, pendant le balancement de la partie haute du corps, la charge est en ascension à vitesse variable. D'autre part, la corde n'est pas totalement inextensible, elle passe sur les deux poulies avec un frottement (en fonction de la vitesse) et elle n'est pas parfaitement perpendiculaire au corps du participant lors de la marche.

Ainsi, en réalité, la tension de la corde diffère d'une expérience à une autre. À cet égard, la prise en considération de cette contrainte s'avère une étape cruciale pour pouvoir identifier le modèle biomécanique.

4.1.4 Résultats initiaux

Afin de différencier chaque expérimentation, nous avons multiplié la perturbation f_2 par un coefficient α . Ce dernier représente un indice sur les différentes contraintes mécaniques à laquelle la personne est soumise pendant la marche. Ainsi, nous avons utilisé la méthode ad hoc en variant les valeurs de A, K et α de façon à obtenir la plus petite valeur de l'erreur quadratique moyenne RMSE³ entre la réponse

³ En statistique, l'erreur quadratique moyenne RMSE « *Root-Mean-Square Error* » est un indice numérique de précision permettant de mesurer la variation entre deux ensembles des points (y_{exp}) et (y_{the}) par la formule suivante : $RMSE = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (y_{exp} - y_{the})^2}$, avec n est le nombre de points à comparer.

du modèle (théorique) et celle qui a été mesurée lors des douze expérimentations. Nous rappelons à cette étape que plus le RMSE est faible plus le modèle est fiable et plus les résultats de la simulation sont près de la mesure expérimentale. En addition, nous avons calculé la variance de la différence entre les mesures théoriques et expérimentales « $\text{Var}_{\text{the-exp}}$ » pour valider le modèle choisi.

Ainsi, nous avons utilisé l'outil *MATLAB* afin de déterminer les résultats figurés dans le tableau 1. Ce dernier est organisé selon l'ordre chronologique de la réalisation des douze expérimentations.

Tableau 1: Les paramètres utilisés pour l'identification du modèle et les valeurs calculées de $\text{Var}_{\text{the-exp}}$ et de RMSE le cas de la marche

Expériences	F_2	K	A	RMSE	$\text{Var}_{\text{the-exp}}$
1	2.3	915	133	0,2617	0.0584
2	2	1350	160	0,0813	0.007
3	2.3	906	130	0,3168	0.0991
4	1.4	980	155	0,0945	0.0061
5	2.3	926	135	0,3523	0.066
6	1.8	1090	140	0,077	0.0056
7	2.1	960	142	0,262	0.0393
8	2.4	960	143	0,1456	0.0214
9	2.4	920	134	0,5486	0.3102
10	1.8	1105	138	0,1241	0.0157
11	2.2	945	145	0,271	0.0634
12	2.1	1070	175	0,1171	0.0144

Généralement, l'expérience peut avoir un effet d'apprentissage sur la réponse du système étudié. De ce fait, nous avons déterminé la variation de l'erreur quadratique moyenne RMSE en fonction des expériences réalisées comme illustré à la figure 38.

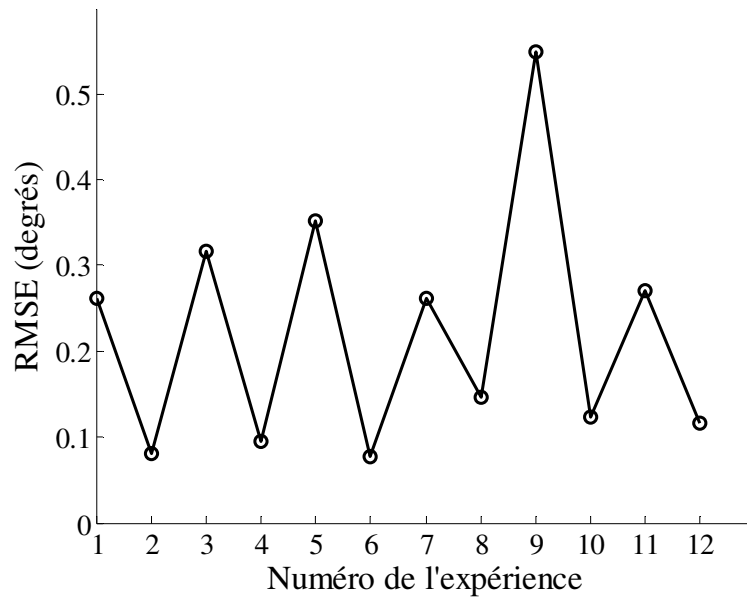


Figure 38: La variation de RMSE en fonction des expériences réalisées (cas de la marche)

D'après cette figure, nous constatons que la courbe n'a pas de tendance. Ainsi, nous pouvons conclure que les réponses motrices anticipatoires dues à un apprentissage n'ont pas été générées lors du contrôle postural du participant.

De plus, d'après le tableau 1, nous remarquons que les valeurs de RMSE et de $Var_{ther-exp}$ sont toujours petites. En outre, la valeur minimale de l'erreur quadratique moyenne correspond à l'expérience numéro six. De même, nous constatons que la valeur la plus minimale de la variance correspond au même essai. De ce fait, ce résultat est jugé statistiquement significatif.

En conclusion, cette dernière simulation est la plus appropriée et la plus adaptée à la réalité. Ainsi, nous avons identifié notre modèle par ses valeurs de A et K, comme illustré sur la figure 39.

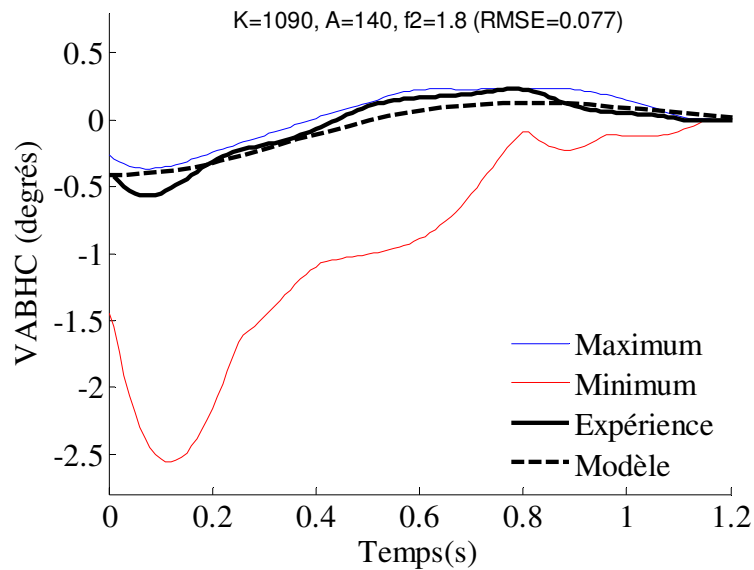


Figure 39: Identification du modèle de la marche

Nous cherchons désormais à concevoir un modèle biomécanique complet qui contient également l'étude de la position debout. Bien entendu, le modèle dynamique doit être similaire à l'exception de la modélisation mécanique du pendule inverse. La prochaine section présente donc la conception de ce modèle à partir de données expérimentales.

4.2 Posture orthostatique

Cette section se propose de concevoir un modèle biomécanique lié à la posture orthostatique, décrivant les ajustements compensatoires du corps face à une perturbation inattendue.

4.2.1 Protocole expérimental

Afin d'étudier l'équilibre postural lors de cette posture, nous nous sommes basés sur le protocole expérimental « *Tether-release* ». Ainsi, nous avons utilisé un système constitué d'une corde et une seule poulie comme le montre la figure 40.

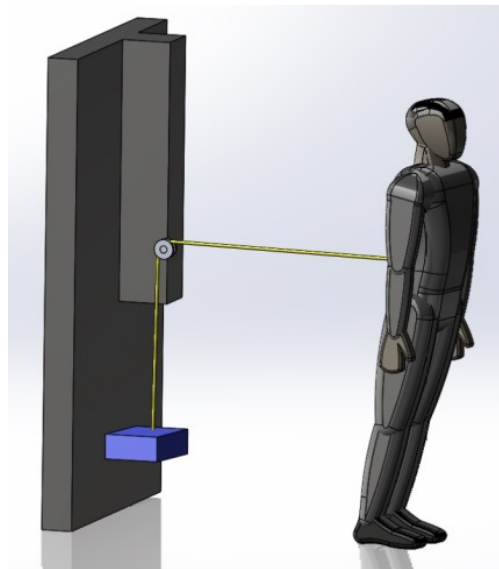


Figure 40: Le protocole expérimental utilisé dans le cas la position debout

Tout d'abord, nous avons demandé au participant de se tenir en posture debout sur un sol rigide. Par la suite, nous avons fixé un téléphone à l'arrière de sa cuisse droite.

Puis, une autre personne lance l'application Android, le temps que le sujet commence à pivoter son corps vers l'avant. À un moment imprévisible, le chercheur relâche la tension dans la corde et il enregistre le temps nécessaire pour que le sujet revienne à sa position initiale.

Il est à noter que cette expérience a été exécutée douze fois sur le même participant, avec la même charge et en utilisant la même application Android que

l'expérimentation lors de la marche. Ce protocole expérimental nous a permis de déterminer la variation de l'angle du balancement du corps (VABC) lors des différents essais. Les résultats mesurés sont compris entre deux enveloppes (maximum et minimum), comme cela est figuré ci-dessous :

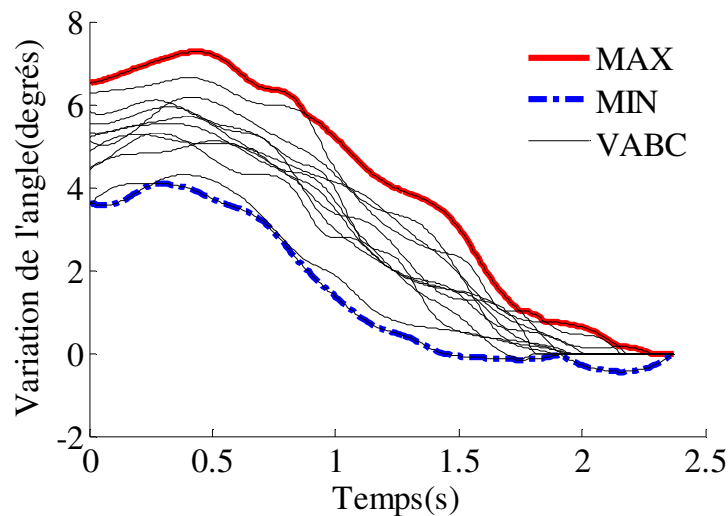


Figure 41: La variation d'angle du balancement du corps en fonction du temps lors de la position debout (déterminée expérimentalement)

Ainsi, nous passons à la conception du modèle associé à ces résultats expérimentaux afin de fournir un système biomécanique décrivant l'équilibre et la réponse compensatoire du corps lors d'une perturbation inattendue.

4.2.2 Modélisation biomécanique

Dans ce cas, nous avons représenté la personne par sa cheville et le reste du corps comme une masse ponctuelle située au-dessus d'une tige rigide. Cette dernière fait une petite déviation par rapport à la verticale. De ce fait, le comportement de la personne sera semblable à celui d'un pendule inversé, comme le montre la figure 42.

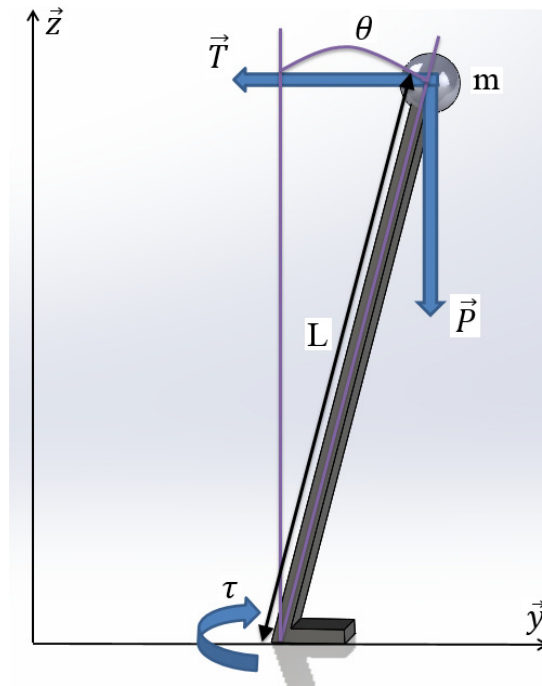


Figure 42: Modélisation mécanique de la position debout

Sur la figure 42, les paramètres sont :

- θ = l'angle de pivotement de corps vers l'avant ou l'arrière ;
- $\vec{T}$ = la tension de la corde ;
- $\vec{P}$ = le poids de la personne ;
- m = la masse du participant ;
- τ = le torque provoqué au niveau des chevilles et,
- L = la distance entre les chevilles et le centre de masse du corps.

Ainsi, l'équation du mouvement du système est la suivante :

$$J\ddot{\theta} = \tau + mgL \sin\theta - TL \cos\theta \quad (41)$$

Avec J est le moment d'inertie du pendule.

En supposant que $0.069813 \text{ rad} < \theta < 0.2419219 \text{ rad}$, nous obtenons $\sin\theta = \theta$ et

$\cos\theta = 1$.

Ainsi, l'équation (41) sera sous la forme suivante :

$$J\ddot{\theta} = \tau + mgL \theta - l P_r - TL \quad (42)$$

$$\longrightarrow J\theta(s)s^2 = \tau(s) + mgL\theta(s) - TL \quad (43)$$

$$\longrightarrow \theta(s) = \frac{\tau(s)}{(Js^2 - mgL)} - \frac{TL}{(Js^2 - mgL)} \quad (44)$$

Par la suite, nous supposons que :

$$H(s) = \frac{1}{(Js^2 - mgL)} \quad (45)$$

$$(44) \text{ et } (45) \quad \longrightarrow \theta(s) = \tau H(s) - TL H(s) \quad (46)$$

$$\longrightarrow \theta(s) = H(s) (\tau - TL) \quad (47)$$

$$\longrightarrow \begin{matrix} \theta(s) = H(s) \tau_{Totale}(s) \\ ; \text{ avec } \tau_{Totale}(s) = (\tau - TL - l P_r) \end{matrix} \quad (48)$$

$$(48) \quad \longrightarrow H(s) = \frac{\theta(s)}{\tau_{Totale}(s)} = \frac{1}{(Js^2 - mgL)} \quad (49)$$

$$\longrightarrow \tau_{Totale}(s) = \theta(s)(Js^2 - mgL) \quad (50)$$

Pour $\dot{\theta}_1 = \theta_2$ et $\dot{\theta}_2 = \theta_3$, nous obtenons :

$$\theta_3 = \frac{1}{J} \tau_{Totale}(t) + \frac{mgL}{J} \theta(t) \quad (51)$$

$$\longrightarrow \theta_3 = \frac{1}{J} (\tau - TL) + \frac{mgL}{J} \theta(t) \quad (52)$$

Ainsi, le digramme d'état correspondant à cette dernière formule sera illustré par la figure 43.

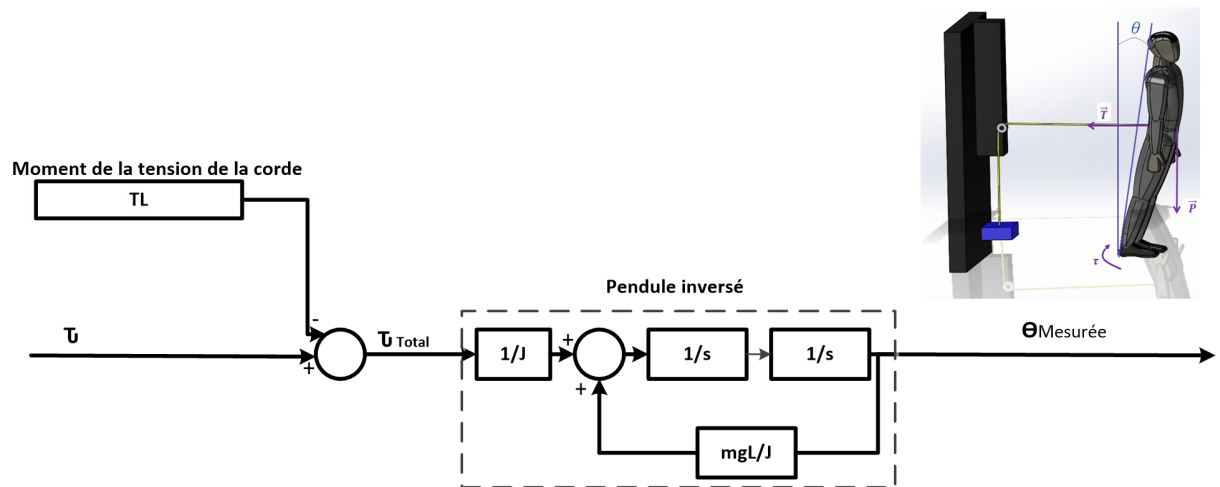


Figure 43: Représentation d'état (position debout)

Puis, en nous basant sur cette dernière représentation et les mêmes travaux déjà étudiés dans la section 4.1.3, nous avons conçu notre modèle biomécanique comme illustré dans la figure 44. En fait, nous avons conservé les mêmes fonctions de transfert que celles du cas de la marche. Cependant, nous avons considéré que l'influx nerveux se propage entre la cheville et le milieu du tronc. De plus, les valeurs de A et K sont différentes que celles identifiées sur la figure 39.

Pour la simulation de ce modèle, nous nous sommes basés sur l'outil *Simulink* de *Matlab*. Pour ce faire, nous avons fixé la valeur initiale de l'angle mesuré lors des douze expérimentations au niveau du deuxième intégrateur. En addition, nous avons considéré une vitesse de pivotement initialement à zéro est c'est ainsi que nous n'avons pas agi sur le premier intégrateur.

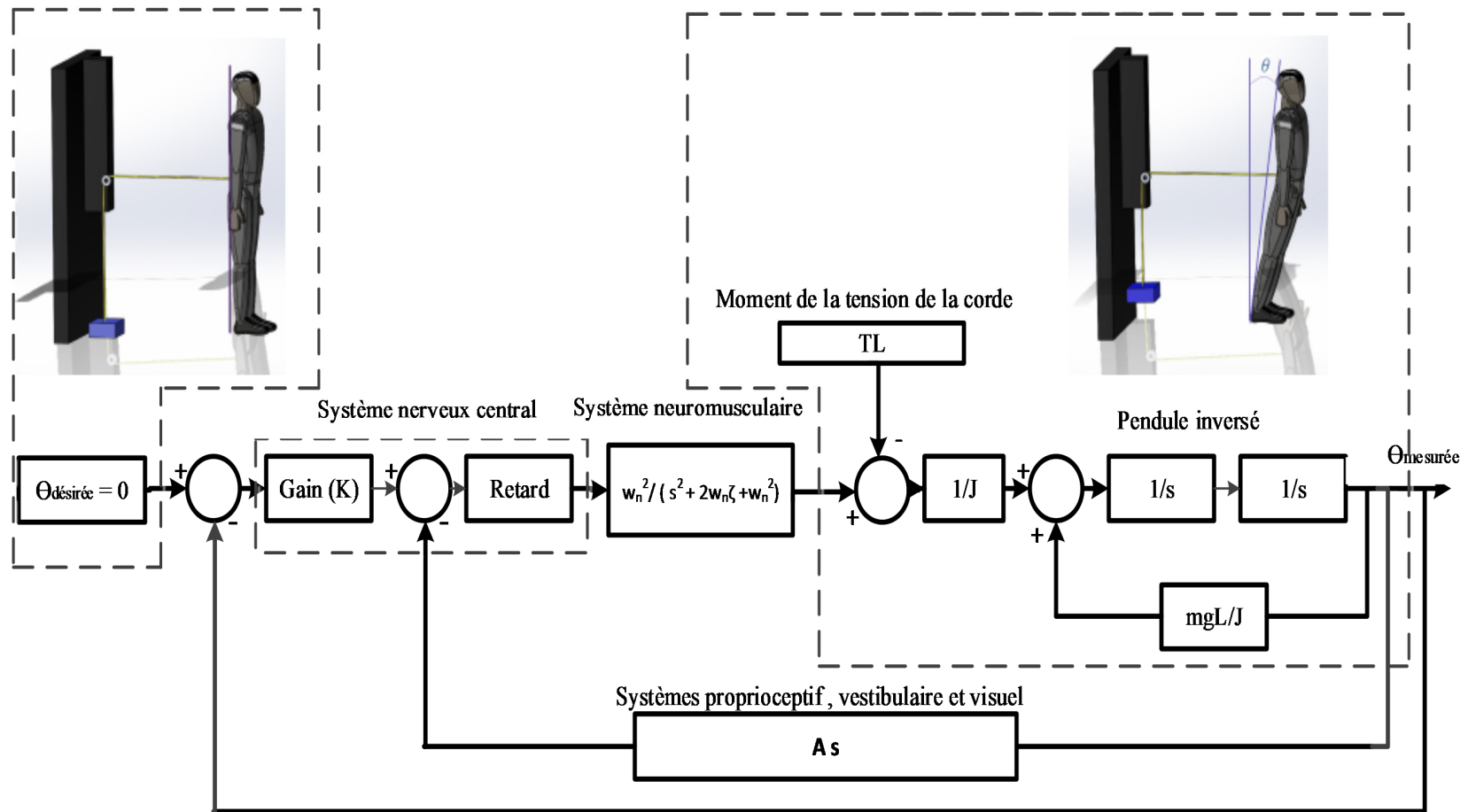


Figure 44: Modélisation biomécanique de la position debout

Tous les paramètres utilisés dans le modèle précédent se résument dans le tableau 2 suivant :

Tableau 2: Les paramètres utilisés dans la conception du modèle biomécanique de la position debout

Fonction	Paramètres utilisés
Retard provenant de la transmission de l'influx nerveux	$t_{\text{retard1}} = d_1/v \quad (53)$ • $v : 49,7 \text{ m/sec}$: la vitesse d'influx nerveux d_1 : la distance entre la cheville et le milieu du tronc
Fonction de transfert de système neuromusculaire	$H = \frac{w_n^2}{s^2 + 2\zeta w_n + w_n^2} \quad (54)$ avec $w_n = 23 \text{ rad/s}$; $\zeta = 0,7$
Systèmes vestibulaire, visuel et proprioceptif	$As \quad (55)$ (A est une constante qui n'a pas la même valeur que le cas de la marche)
Gain de boucle	$K \quad (56)$ (K est une constante qui n'a pas la même valeur que cas de la marche)

Il est à noter ici que nous pouvons utiliser d'autres méthodes pour la mesure de la vitesse de la conduction de l'influx nerveux, dont l'électromyographie ou l'utilisation d'une semelle instrumentée lors d'un test plus simple (consulter la section Travaux futurs du chapitre 5).

Finalement, nous passons à l'identification paramétrique du modèle afin de prévoir la réponse théorique la plus conforme à la réalité.

4.2.3 Résultats

L'identification de notre système est basée sur l'utilisation de la technique ad hoc qui consiste à faire varier les paramètres A et K afin d'obtenir la plus petite valeur possible de RMSE entre les valeurs expérimentales de la VABC et la réponse du modèle. De plus, nous avons utilisé une deuxième méthode qui consiste à calculer les valeurs de $Var_{the-exp}$ pour l'évaluation des différentes simulations réalisées. Les résultats suite à cette analyse des données expérimentales sont donnés dans le tableau 3. Ce dernier est organisé selon l'ordre chronologique de la réalisation des douze expérimentations.

Tableau 3: Les paramètres utilisés pour l'identification du modèle et les valeurs calculées de $Var_{the-exp}$ et de RMSE pour le cas de la position debout

Expériences	K	A	RMSE	$Var_{the-exp}$
1	1080	280	0.7518	0.4721
2	1200	330	0.4211	0.1226
3	1080	350	0.7	0.3818
4	1110	320	0.4058	0.1214
5	1100	300	0.1967	0.0375
6	1120	330	0.4258	0.1304
7	1160	340	1.003	0.6517
8	1130	330	0.9606	0.7132
9	1080	300	0.5965	0.7251
10	1060	1700	0.5795	0.2561
11	1190	350	0.7296	0.3058
12	1040	330	0.5266	0.2303

D'après ce tableau, nous pouvons conclure que le modèle le plus fiable est associé à l'expérience numéro cinq. En effet, cette dernière correspond à la plus petite valeur de RMSE et $Var_{the-exp}$ par rapport aux autres expériences. Ainsi, nous pouvons identifier notre modèle par les différents paramètres associés à cette simulation (K=1100 et A=300) comme montrée par la figure ci-dessous :

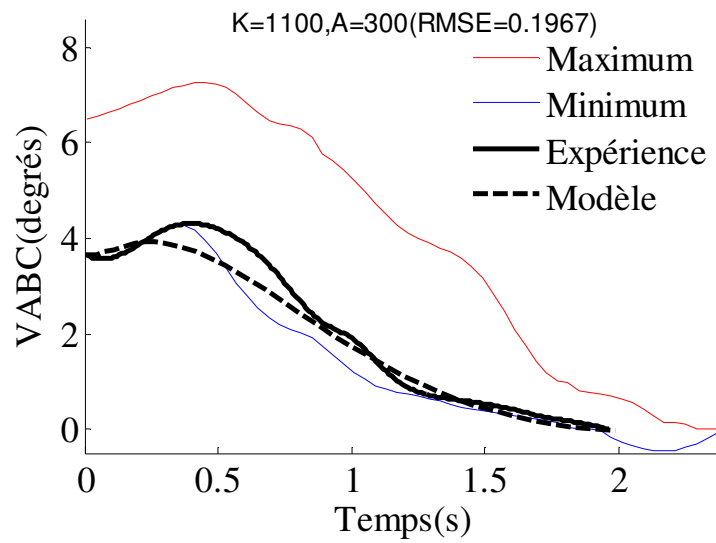


Figure 45; Identification du modèle de la position orthostatique

De plus, afin d'identifier les comportements posturaux anticipateurs dus à un apprentissage, nous avons dessiné l'évolution du RMSE dans la figure 46 suivante :

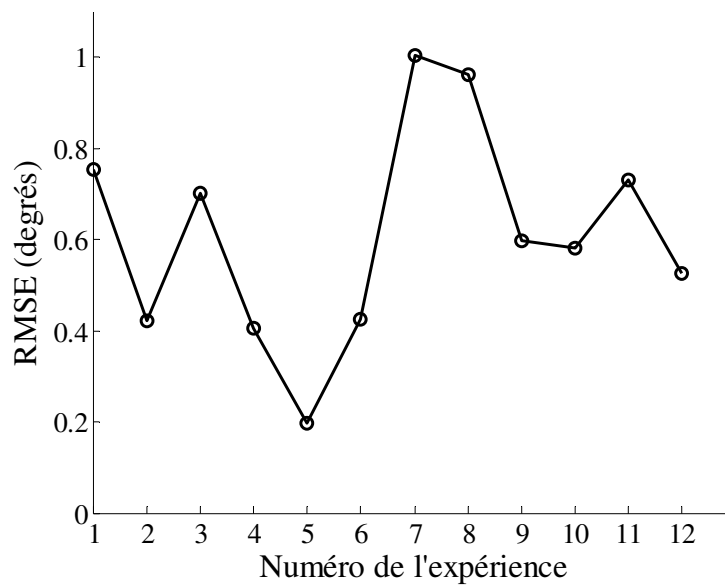


Figure 46: La variation de RMSE en fonction des expériences réalisées (cas de la position orthostatique)

D'après cette dernière figure, nous ne pouvons remarquer un effet d'apprentissage. En effet, les valeurs de RMSE ne sont pas constantes lors de la réalisation de ces expérimentations.

En conclusion, en nous basant sur cette étude et le travail réalisé dans la section précédente, nous pouvons construire un modèle biomécanique complet combinant la marche et la position orthostatique (figure 49). En sus, ce résultat pourra être utile pour l'évaluation de la capacité de l'humain à maintenir son équilibre lors d'un test clinique comme il sera décrit dans la prochaine section.

4.3 Évaluation d'un risque de chute

Dans cette section, nous nous sommes intéressés à évaluer un risque de chute en utilisant tout d'abord le modèle décrit précédemment en utilisant la semelle instrumentée qui a été conçue au laboratoire LAIMI de l'UQAC. Les données utilisées sont celles provenant d'une base de données disponible au LAIMI dont les participants étaient des jeunes en bonne santé, des personnes âgées en bonne santé et des PAMP.

4.3.1 Simulation du modèle

Après avoir identifié le modèle de la position debout, nous l'avons simulé en effectuant le test « *OLST* » sur le béton. Ainsi, pour tenir compte de la perturbation du sol, le terme TL dans l'équation (42) a été remplacé par le moment de la réaction du sol

m_{pr} .

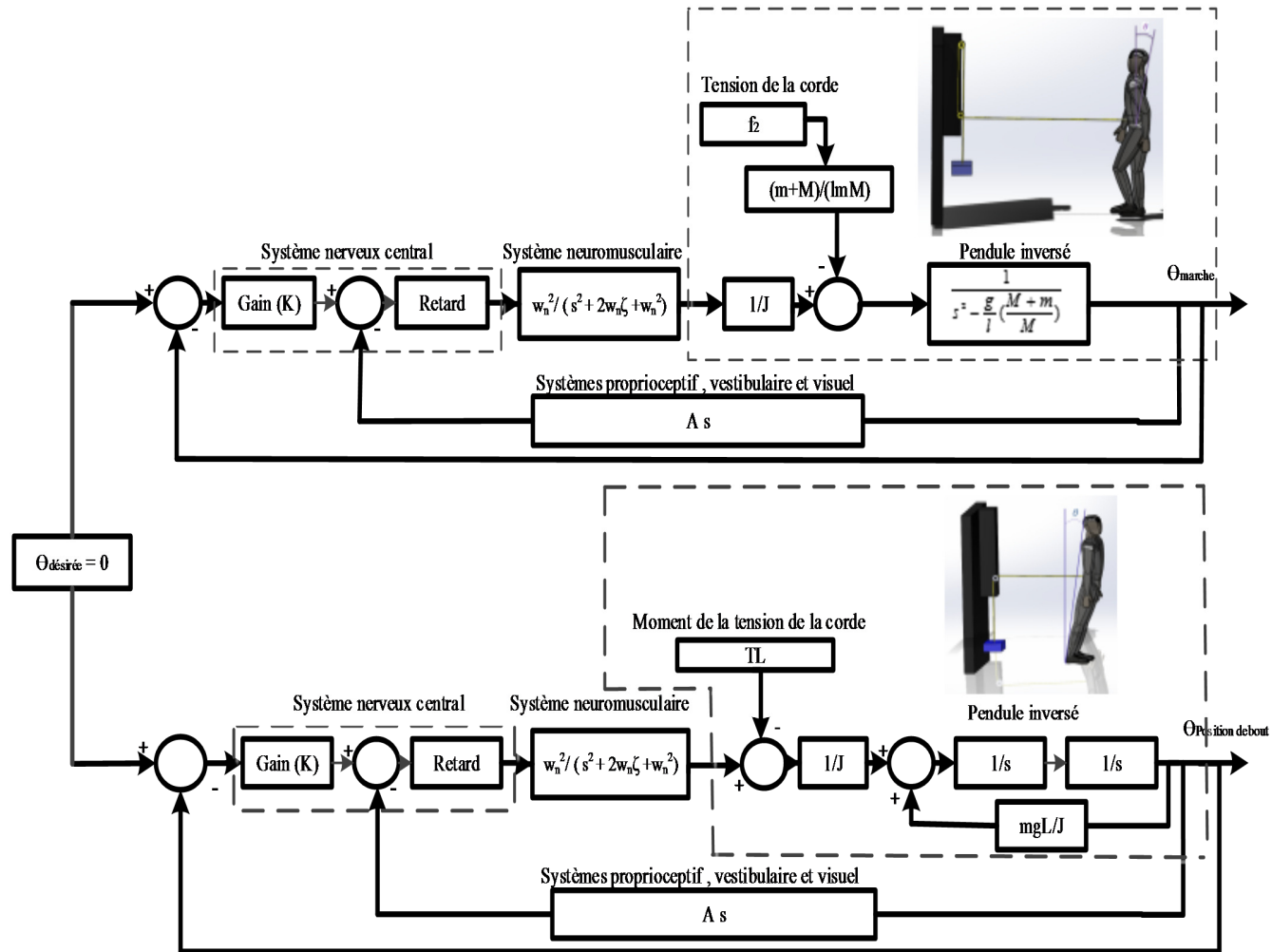


Figure 47: Le modèle biomécanique et dynamique complet en boucle fermée

Ce dernier terme est représenté par l'équation (57).

$$m_{pr} = F_r l, \quad (57)$$

Tel que : F_r est la force de réaction du sol et l est le terme qui correspond à la distance entre le talon et le point d'application de la force F_r .

Il est à noter que la force de la réaction du sol est égale au poids de la personne lorsqu'il est parfaitement immobile dans une posture debout. Cependant, cette locomotion correspond toujours à un petit mouvement du centre de masse du participant et c'est ainsi que la force de la réaction du sol sera comprise entre 80 et 120 % de son poids corporel [96]. De cette idée, nous avons supposé également que la valeur de F_r peut être exprimée comme suit :

$$F_r = (A/B) mg \quad (58)$$

avec $A = (F_{td}) + (F_{tg})$ et $B = (F_{od}) + (F_{og})$, tel que

- F_{td} et F_{tg} : sont respectivement la pression exercée sur les deux capteurs de force droite et gauche de la semelle situés au niveau du talon et
- F_{od} et F_{og} sont respectivement la pression exercée sur les deux capteurs de force droite et gauche de la semelle situés au niveau des orteils.

Puis, et à partir du modèle conçu, nous avons déterminé la variation de l'angle du balancement du corps des vingt-et-un participants dont, sept âgées, sept parkinsoniens et sept personnes jeunes en bonne santé, qui ont effectué le test « *OLST* » décrit dans [37].

Le calcul de cet angle est basé sur la modification des valeurs du coefficient d'amortissement du système neuromusculaire ζ comme il a été indiqué dans la littérature [97-99]. De plus, nous avons changé la valeur du retard de la transmission de l'influx nerveux pour les différents groupes étudiés. En effet, les faiblesses musculaires s'accroissent inexorablement avec l'avancée en âge et de ce fait la vitesse de la conduction nerveuse NCV⁴ diminue. De plus, les participants parkinsoniens sont tous à la phase ON⁵ de la maladie. Ainsi, nous avons considéré que la vitesse de la conduction d'influx nerveux sera la même pour les personnes âgées et les personnes parkinsoniennes. Ainsi, nous avons supposé que la valeur du NCV est égale à 44,2 mètres par seconde [59] pour les deux groupes précédemment indiqués et de 49,7 mètres par seconde [91] pour les personnes jeunes et en bonne santé. Pour résumer, toutes ces valeurs sont illustrées dans le tableau suivant :

Tableau 4: Les paramètres (ζ , NCV) utilisés pour la simulation du modèle

	Jeunes	Âgées	Parkinsoniens
ζ	0.7	0.53	0.18
NCV (m/s)	49.7	44.2	44.2

Il est à noter que toutes les simulations du modèle (pour tous les groupes) ont été faites avec une fréquence propre w_n de vingt-trois radians par seconde comme suggérée dans [90]. De plus, les autres paramètres sont identifiés à partir des caractéristiques physiques de chaque participant.

⁴ La mesure de la vitesse de la conduction nerveuse (NCV « *Nerve Conduction Velocity* ») est une mesure de la vitesse de la transmission d'une impulsion électrique dans un nerf. Ce test est réalisé à l'aide d'électrodes placées sur la peau.

⁵ La phase ON est la période où le patient ne présente pratiquement aucun symptôme moteur de la maladie de Parkinson. Dans cet intervalle de temps, la perte de dopamine est compensée par la prise des médicaments tels que la Lévodopa et les agonistes dopaminergiques.

Finalement et afin de déterminer un pointage lié au risque de chute, nous avons déterminé la variation du centre de gravité (*COG*) en fonction du temps par la relation suivante [100]:

$$COG = L \theta \quad (59)$$

4.3.2 Pointage proposé

Pour évaluer un pointage lié au risque de chute, nous nous sommes basées sur l'écart type (σ) de la variation du « *COG* » pour chaque participant. Selon la valeur de cette variable, nous avons défini un facteur de correction nommé C_f . De plus, la capacité de la personne à maintenir son équilibre a été définie par le coefficient E_f . Tous ces paramètres sont illustrés dans le tableau 5.

Tableau 5: Les paramètres utilisés dans le calcul du score d'équilibre

σ	E_f	C_f
$X < 0.002$	4	3
$0.002 \leq X < 0.005$	3	2.5
$0.005 \leq X < 0.01$	2	2
$X \geq 0.01$	1	1.5

Il est à noter que cette méthode est semblable à celle qui a été étudiée dans [35] pour tester l'équilibre lors du test « *BBS* ». Ainsi, nous avons calculé la valeur moyenne de la variation du centre de gravité nommé A_r ainsi que les différents paramètres précédemment indiqués afin de déterminer le pointage à calculer. L'équation de cet indice est montrée ci-dessous :

$$S_{mod} = (A_r / \sigma) (E_f C_f) \quad (60)$$

4.4 Résultats et discussion

Afin d'évaluer l'équilibre lors du test « *OLST* », nous avons calculé un pointage moyen pour chacune des populations étudiées. Par la suite, afin d'estimer l'efficacité de nos travaux, nous avons comparé les résultats obtenus avec un autre travail antérieur [37] basé sur l'utilisation d'une application informatique pour le calcul d'un pointage lié au risque de chute. Afin d'y arriver, notre hypothèse nulle stipule l'existence d'une similitude entre la variation d'angle du modèle et celle de l'expérience. Tout cela est montré par la figure 48.

Il est à noter que ces derniers résultats ont été soumis, acceptés et publiés dans le journal « *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* » avec un facteur d'impact de 3.19 [101].

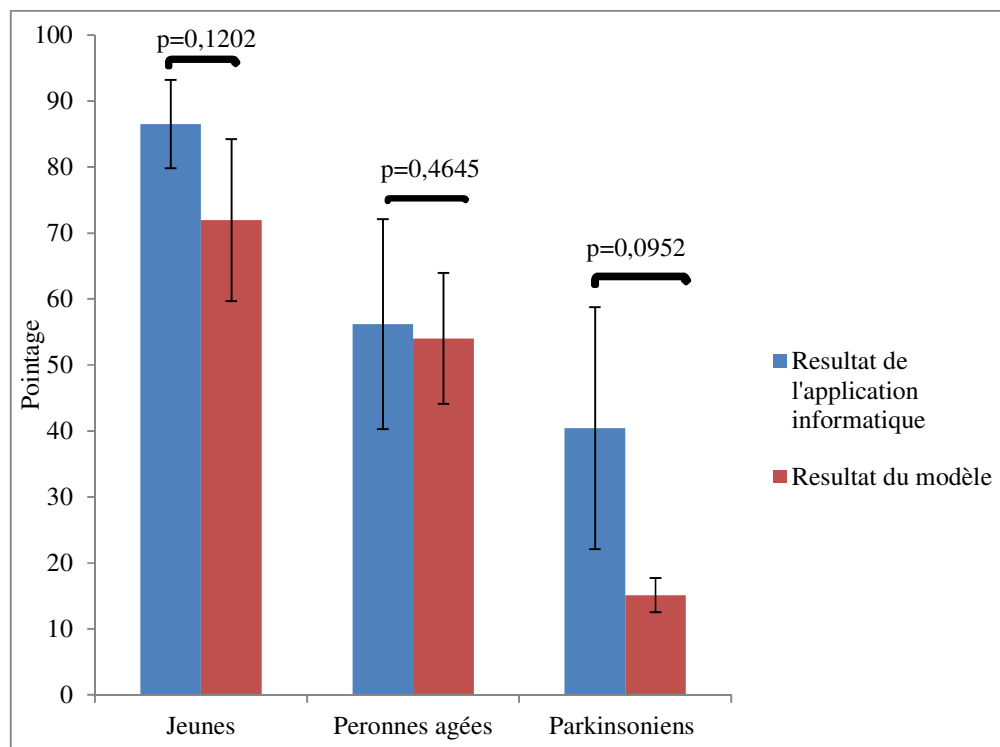


Figure 48: Le score calculé par le logiciel d'Ayena, et al. [37] et par notre modèle pour tous les participants

Ainsi, en premier lieu nous pouvons constater qu'il n'y a pas une différence significative entre les résultats des deux travaux. En effet, les valeurs de p sur la figure 48 sont toujours supérieures à 0.05. En deuxième lieu, nous pouvons conclure que notre pointage est inversement proportionnel au risque de chute. En fait, nous avons remarqué que les participants parkinsoniens se tiennent en équilibre sur une seule jambe moins longtemps que les personnes âgées, elles-mêmes se tenant en équilibre moins longtemps que les jeunes en bonne santé. Cela est aussi confirmé par les travaux d'Ayena, et al. [37].

En conclusion, notre modèle conçu pour la position orthostatique, qui utilise les données fournies par les capteurs de force de la semelle instrumentée, peut être un outil efficace pour le diagnostic de l'état de l'équilibre d'une personne lors du test clinique « *OLST* ».

4.5 Conclusion

Ce chapitre nous a permis de définir un modèle lié à l'équilibre. Dans un premier temps, le modèle a été élaboré à partir des données acquises lors de la marche et par la suite lors d'une posture orthostatique. Cela ne permet cependant pas d'évaluer un risque de chute. Pour cette raison, nous avons mis à l'épreuve notre modèle en le soumettant au test OLST à partir de données déjà connues. Les résultats sont très concluants et nous permettra éventuellement de compléter un micro-logiciel pour un microcontrôleur.

Nous avons cependant quelques travaux futurs à proposer. Pour cette raison, le prochain et dernier chapitre de ce mémoire présente la conclusion générale du notre projet de recherche et les perspectives que nous souhaitons donner à notre travail.

CHAPITRE 5

CONCLUSION

Le maintien de l'équilibre postural est une action motrice primordiale pour garantir la qualité de vie d'une personne en perte d'autonomie et lui préserver l'autonomie et l'indépendance lors de la réalisation de ses différentes tâches quotidiennes. Le processus de contrôle postural sélectionne des synergies musculaires robustes, des patrons moteurs structurés et une intégration sensorielle adéquate pour être en mesure de générer des ajustements posturaux adaptés à l'environnement et à diverses perturbations inattendues. Ainsi, les travaux de recherche présentés dans ce mémoire se proposaient d'étudier un modèle biomécanique afin de calculer un risque de chute dans deux situations avec des perturbations. Ces deux études ont permis d'améliorer les connaissances relatives à l'évaluation d'un risque de chute impliqué dans le contrôle de l'équilibre et dans la génération des réactions compensatoires du corps suite à une perturbation imprévisible. De plus, l'un des objectifs spécifiques est de développer un outil d'aide au diagnostic et d'analyse du comportement postural.

Pour aborder notre travail, il nous paraît judicieux, tout d'abord, d'introduire le cadre général du notre projet de recherche à savoir la problématique, les objectifs et la méthodologie à adopter. En fait, nous avons cherché dans ce mémoire à étudier un système qui vise à réduire les chutes chez les personnes âgées et atteintes de la maladie de Parkinsons. Fin de bien cadrer notre recherche, nous avons cité, d'une façon générale, les moyens technologiques en mesure de détecter le risque de chute lors de la marche ou lors d'une position orthostatique. Cependant, l'inconvénient majeur de toutes ces technologies réside dans le fait qu'ils sont limités aux tests

cliniques et ils ne permettent pas de décrire les mécanismes neurophysiologiques de l'humain. Ainsi, il nous paraît nécessaire à cette étape, d'apprécier l'objectivité et la pertinence d'utiliser une approche mathématique (modélisation en boucle ouverte et fermée) pour l'évaluation de l'équilibre et de la posture. Cette modélisation est particulièrement intéressante dans l'étude des mécanismes de l'équilibre. Il nécessite cependant une calibration individuelle pour chaque sous-système du modèle.

Par la suite, le deuxième volet de ce mémoire s'est intéressé, dans une première étape, à une description succincte du patron moteur de la marche et plus particulièrement les données susceptibles d'être utilisées lors d'une étude cinématique de l'équilibre. L'analyse de ces données représente un réel potentiel pour déterminer les troubles de la marche chez les personnes en pertes d'autonomie ou jugées vulnérables. Néanmoins, cette étape doit passer par des technologiques hautement sensibles aux variations paramétriques du patron moteur de la marche et adéquates pour une évaluation du risque de chute. Ainsi, nous nous sommes intéressés à étudier les différents instruments d'acquisition mesurant les paramètres liés à l'équilibre à savoir les semelles instrumentées et d'autres dispositifs pouvant être fixés sur le corps de l'humain. De plus, afin de choisir le protocole expérimental le plus adéquat à notre étude, nous avons effectué une revue de littérature complémentaire liée aux différents types de perturbations mécaniques, correspondants à des situations réelles de la vie quotidienne. En effet, la translation ou la rotation d'une plateforme, initialement immobile et située au-dessous d'un participant lors d'une position orthostatique, pourra être un mouvement représentatif de ce que l'on peut rencontrer dans les transports en commun (un choc imprévu, un freinage inattendu, le démarrage ou le

changement de la direction du déplacement). De même, l'introduction directe d'une contrainte imprévue sur le corps du participant peut représenter d'autres situations de risque de chute à domicile ou dans un environnement non contrôlé (la montée sur une pente, une collision légère ou une poussée soudaine). En particulier, nous avons décrit la méthode de « *Tether-release* » qui porte plusieurs avantages liés à la simplicité de sa pratique et son adaptabilité d'utilisation dans notre étude. Bien entendu, les travaux de recherche portent sur la conception d'un système pouvant être utilisé au domicile. Le choix des méthodes de calibration du modèle devient donc important puisqu'il serait souhaitable d'obtenir un produit facile à calibrer au domicile.

Ainsi, le troisième volet a été consacré à l'étude de certains modèles mécaniques et biomécaniques qui peuvent être utilisés dans notre recherche. Cela est dans le but de concevoir un système complet décrivant l'équilibre lors de la marche et lors d'une position orthostatique. En effet, à notre connaissance, la modélisation de l'équilibre est liée toujours à un seul mode de locomotion. De plus, il n'existe pas actuellement un modèle biomécanique, impliquant les propriétés intrinsèques de l'individu et leurs interactions avec l'environnement lors de la marche.

À cet égard, le quatrième volet de ce mémoire porte sur la conception d'un modèle biomécanique complet. En particulier, nous avons utilisé la modélisation dynamique via Laplace pour résoudre la complexité de divers processus intervenants dans le contrôle et l'exécution des actions motrices. De plus, nous nous sommes basés sur quelques travaux antérieurs afin de définir la boucle de rétroaction impliquant les mécanismes neurologiques responsables du mouvement du corps. En outre, la méthode de « *Tether-release* » a été mise en œuvre dans l'étude de la réponse

compensatoire du corps en dépit d'une perturbation imprévisible. Cette technique nous a permis de compléter une identification paramétrique du modèle en nous basant sur la plus petite valeur de l'erreur quadratique moyenne entre la réponse de ce système et celle qui a été déterminée lors des expériences. De même, le calcul de la variance de la différence entre les mesures théoriques et expérimentales « $V_{\text{arthe-exp}}$ » a été employé dans notre étude pour la confirmation de la fiabilité du modèle suggéré. Le choix des méthodes de calibration du modèle porte des problèmes sur la boucle de rétroaction dans le modèle. Puisque nous utilisons un modèle mécanique naturellement instable, la boucle ouverte externe pourrait être envisagée lors d'une perturbation lors de la marche ; cependant la boucle interne devra toujours demeurer en boucle fermée.

Généralement, il existe plusieurs modèles mathématiques pour la modélisation de l'équilibre et de la posture. En particulier, la simulation d'un avatar virtuel a suscité beaucoup d'intérêt dans le domaine du cinéma et des jeux. Ces modèles ont par la suite été utilisés pour commander les humanoïdes (robots bipèdes). Ces modèles complexes sont davantage associés à la cinématique du mouvement et non à la dynamique liée aux chutes. Cependant, le but était de concevoir un modèle biomécanique adapté au calcul du risque de chute et qui permettra de prédire la perte d'équilibre de l'humain à partir d'une certaine condition limite (habituellement décrite par un cône de friction). Ainsi, la dernière partie du troisième volet de ce mémoire a été consacrée au calcul d'un pointage lié au risque de chute en utilisant le modèle de la position debout et la semelle instrumentée qui a été conçue au laboratoire LAIMI de l'UQAC. Cela a été établi par une formule mathématique en

fonction des paramètres statistiques liés à la variation du centre de gravité (*COG*) lors du test « *OLST* ». Ce dernier test a été effectué par des participants jeunes, âgés et parkinsoniens afin d'évaluer leurs capacités à se maintenir en équilibre sur une seule jambe. Par la suite, nous avons comparé nos résultats avec un autre travail antérieur. Cette étape du projet a permis de confirmer que notre pointage calculé est inversement proportionnel au risque de chute.

Dans le cadre de ce mémoire, nous nous sommes basés sur le modèle mécanique du pendule inversé. En particulier, pour le cas de la position orthostatique, nous avons supposé que la régulation de l'équilibre est assurée par la rotation du corps autour de l'axe tibio-astragalien. Cette stratégie, nommée « stratégie de cheville », est la plus utilisée pour la représentation du mouvement du corps à un seul degré de liberté. En revanche, dans le cas des ajustements posturaux réactionnels, on peut évoquer également la stratégie de la hanche. Cette dernière a été étudiée, dans notre travail, pour l'évaluation du balancement de la partie haute du corps lors de la marche. En effet, elle est liée davantage à une perturbation importante et plus rapide que la stratégie de la cheville. Ainsi, il pourrait être requis, dans un travail futur, d'étudier la stratégie de la hanche suite à une perturbation imprévue de l'équilibre grâce à un autre capteur de position angulaire fixé à la jambe d'un participant debout. Cela nécessite, sans aucun doute, une modélisation du corps par le système mécanique du pendule double à deux degrés de liberté en plus de représenter des capteurs supplémentaires qui seraient difficile à introduire dans un contexte réel.

D'un autre côté, nous avons utilisé une technique ad hoc dans le but d'identifier les gains boucles de nos modèles biomécaniques suggérés et de

déterminer les fonctions de transfert des systèmes proprioceptive, visuelle et vestibulaire. Cette méthode pourra être comparée à d'autres algorithmes d'automatique comme l'ARMAX ou N4SID afin de choisir la méthode d'identification la plus robuste. De plus, nous pourrions étudier, dans d'autres travaux ultérieurs, d'autres indicateurs de performances, dont la marge de stabilité qui est directement liée à l'équilibre dans la théorie des systèmes asservis. Cela pourra être réalisé grâce aux critères de Nyquist, de Routh-Hurwitz de Lyapunov ou tout simplement par l'étude du diagramme de Bode.

Travaux futurs

Afin de concevoir notre modèle biomécanique, nous avons identifié les mécanismes d'équilibration et de contrôle postural possibles. En particulier, nous avons estimé la valeur du retard provenant de la transmission de l'influx nerveux. Cependant, ce paramètre peut être déterminé directement en utilisant d'autres techniques de mesure comme l'électromyographie. De même, un autre test plus simple peut être réalisé en utilisant la semelle instrumentée qui a été conçue au laboratoire LAIMI de l'UQAC, comme décrit ci-dessous :

1. Nous appliquons une vibration sous le pied à un temps t_1 avec les actionneurs vibrotactils qui se trouvent dans la semelle instrumentée,
 2. lorsque la personne ressent la vibration, elle applique une force avec son pied,
 3. lorsque la force dépasse un seuil, on enregistre t_2 :
- La valeur de ce seuil peut être déterminée expérimentalement,

- Ce seuil est mesuré grâce aux capteurs de forces qui sont intégrés dans la semelle.
4. La mesure du temps de propagation est $t_2 - t_1$,
 5. Nous reprenons la mesure douze fois,
 6. Nous calculons la moyenne de ces dernières mesures.

Le déclenchement de la vibration sous la plante du pied et la mesure des temps t_1 et t_2 sera effectué grâce à une application Android enregistrée dans un téléphone intelligent et qui interagit en temps réel avec la semelle instrumentée.

D'un autre côté, il est à noter que le pointage calculé pourra tenter de répondre aux problèmes liés à la détection des pertes d'équilibre à domicile et aider les physiothérapeutes à faire une évaluation quantitative et immédiate des troubles du contrôle moteur et du mouvement chez les personnes âgées et les personnes atteintes de la maladie de parkinson. En effet, l'implémentation du notre modèle dans un microcontrôleur mis en œuvre dans la semelle instrumentée peut représenter un outil technologique innovateur permettant de détecter le risque de chute en temps réel et d'évaluer la capacité d'une personne à maintenir son équilibre lors de la réalisation de ses différentes activités quotidiennes. Nous pouvons également étudier l'effet de la stimulation vibrotactile appliquée à la plante de pied sur le maintien de l'équilibre en ajoutant une boucle de rétroaction au modèle conçu comme étudiée par Ersal and Sienko [67]. De cette façon, nous pouvons concevoir un système complet permettant de détecter un déséquilibre postural et de fournir une aide sensorimotrice en temps réel afin d'éviter tout risque de chute éventuel. Enfin, notons que notre système peut

être utilisé afin de quantifier l'effet d'un médicament et de sa dose en analysant l'évolution du risque de chute. Dans cet ordre d'idées, il serait aussi possible de suivre l'évolution d'une maladie dégénérative, sur plusieurs mois, comme l'Ataxie, le Parkinson ou la dystrophie musculaire.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] D. A. Ganz, Y. Bao, P. G. Shekelle, and L. Z. Rubenstein, "Will my patient fall?," *Journal of the American Medical Association*, vol. 297, pp. 77-86, 2007.
- [2] S. Rochat, C. J. Büla, E. Martin, L. Seematter-Bagnoud, A. Karmaniola, K. Aminian, *et al.*, "What is the relationship between fear of falling and gait in well-functioning older persons aged 65 to 70 years?," *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 91, pp. 879-884, 2010.
- [3] I. McMillan and G. Carin-Levy, *Tyldesley and Grieve's Muscles, Nerves and Movement in Human Occupation*: John Wiley & Sons, 2012.
- [4] L. K. Allison, J. A. Painter, A. Emory, P. Whitehurst, and A. Raby, "Participation restriction, not fear of falling, predicts actual balance and mobility abilities in rural community-dwelling older adults," *Journal of geriatric physical therapy*, vol. 36, pp. 13-23, 2013.
- [5] A. Elbaz and F. Moisan, "Parkinson's disease: Is there a strong environmental contribution?," *Revue neurologique*, vol. 166, pp. 757-763, 2010.
- [6] L. Defebvre and M. Vérin, *La maladie de Parkinson*: Elsevier Masson, 2011.
- [7] P. Healthcare, "A wearable system to assist walking of parkinsons disease patients," *Methods Inf Med*, vol. 49, pp. 88-95, 2010.
- [8] Health Canada in collaboration with the Interdepartmental Committee on Aging and Seniors Issues, "Canada's Aging Population," ed. Canada: Minister of Public Works and Government Services Canada, 2002.
- [9] C. L. Hsu, L. S. Nagamatsu, J. C. Davis, and T. Liu-Ambrose, "Examining the relationship between specific cognitive processes and falls risk in older adults: a systematic review," *Osteoporos Int*, vol. 23, 2012.
- [10] D. Hamacher, N. Singh, J. Van Dieen, M. Heller, and W. Taylor, "Kinematic measures for assessing gait stability in elderly individuals: a systematic review," *Journal of The Royal Society Interface*, vol. 8, pp. 1682-1698, 2011.
- [11] Agence de la santé publique du Canada, "Chutes chez les aînés au Canada: deuxième Rapport," ed, 2014.
- [12] M. Mancini and F. B. Horak, "The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits," *European journal of physical and rehabilitation medicine*, vol. 46, p. 239, 2010.
- [13] M. Yamada, T. Aoyama, K. Okamoto, K. Nagai, B. Tanaka, and T. Takemura, "Using a Smartphone while walking: a measure of dual-tasking ability as a falls risk assessment tool," *Age and Ageing*, vol. 40, pp. 516 -519, 2011.
- [14] S. Downs, "The Berg Balance Scale," *Journal of Physiotherapy*, vol. 61, p. 46, 2015.
- [15] S. Downs, J. Marquez, and P. Chiarelli, "Normative scores on the Berg Balance Scale decline after age 70 years in healthy community-dwelling people: a systematic review," *Journal of Physiotherapy*, vol. 60, pp. 85-89, 2014.

- [16] T. Michikawa, Y. Nishiwaki, T. Takebayashi, and Y. Toyama, "One-leg standing test for elderly populations," *Journal of Orthopaedic Science*, vol. 14, pp. 675-685, 2009.
- [17] A. Weiss, I. Shimkin, N. Giladi, and J. M. Hausdorff, "Automated detection of near falls: algorithm development and preliminary results," *BMC Res Notes*, vol. 3, p. 62, 2010.
- [18] A. M. Galica, H. G. Kang, A. A. Priplata, S. E. D'Andrea, O. V. Starobinets, F. A. Sorond, *et al.*, "Subsensory vibrations to the feet reduce gait variability in elderly fallers," *Gait Posture*, vol. 30, 2009.
- [19] J. H. Hollman, E. M. McDade, and R. C. Petersen, "Normative spatiotemporal gait parameters in older adults," *Gait & Posture*, vol. 34, pp. 111-118, 2011.
- [20] A. Godfrey, S. Del Din, G. Barry, J. C. Mathers, and L. Rochester, "Instrumenting gait with an accelerometer: A system and algorithm examination," *Medical Engineering & Physics*, vol. 37, pp. 400-407, 2015.
- [21] S. Din, A. Godfrey, and L. Rochester, "Validation of an accelerometer to quantify a comprehensive battery of gait characteristics in healthy older adults and Parkinson's disease: toward clinical and at home use," *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 2015.
- [22] C. Wall, 3rd, D. M. Wrisley, and K. D. Statler, "Vibrotactile tilt feedback improves dynamic gait index: a fall risk indicator in older adults," *Gait Posture*, vol. 30, pp. 16-21, 2009.
- [23] D. Basta, M. Rossi-Izquierdo, A. Soto-Varela, M. E. Greters, R. S. Bittar, E. Steinhagen-Thiessen, *et al.*, "Efficacy of a vibrotactile neurofeedback training in stance and gait conditions for the treatment of balance deficits: a double-blind, placebo-controlled multicenter study," *Otology & Neurotology*, vol. 32, pp. 1492-1499, 2011.
- [24] E. Zheng, B. Chen, X. Wang, Y. Huang, and Q. Wang, "On the Design of a Wearable Multi-sensor System for Recognizing Motion Modes and Sit-to-stand Transition," *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 2014.
- [25] G. Baldewijns, G. Verheyden, B. Vanrumste, and T. Croonenborghs, "Validation of the kinect for gait analysis using the GAITRite walkway," in *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2014, pp. 5920-5923.
- [26] D. Basta, M. Rossi-Izquierdo, M. E. Greters, R. S. Bittar, k. Steinhagen-Thiessen, k. E. Tatsuhiko Harada, *et al.*, "Efficacy of a Vibrotactile Neurofeedback Training in Stance and Gait Conditions for the Treatment of Balance Deficits: A Double-Blind, Placebo-Controlled Multicenter Study," *Otology & Neurotology*, vol. 32, pp. 1492-1499, 2011.
- [27] S. Haggerty, L.-T. Jiang, A. Galecki, and K. H. Sienko, "Effects of biofeedback on secondary-task response time and postural stability in older adults," *Gait & Posture*, vol. 35, pp. 523-528, 2012.
- [28] S. L. Delp, F. C. Anderson, A. S. Arnold, P. Loan, A. Habib, C. T. John, *et al.*, "OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 54, pp. 1940-1950, 2007.
- [29] D. Gagnon, B.-A. J. Menelas, and M. J.-D. Otis, "Qualitative Risk of Falling Assessment Based on Gait Abnormalities," in *IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC)*, , 2013, pp. 3966-3971.

- [30] M. Ben Brahem, J. C. Ayena, M. J.-D. Otis, and B.-A. J. Ménélas, "Risk of falling assessment on different types of ground using the instrumented TUG," in *Systems, Man, and Cybernetics (SMC), IEEE International Conference on*, Hong Kong, accepted, 2015, pp. 1-6.
- [31] L. M. Nashner, "Vestibular postural control model," *Kybernetik*, vol. 10, pp. 106-110, 1972.
- [32] E. S. Krendel and D. T. McRuer, "A servomechanisms approach to skill development," *Journal of the Franklin Institute*, vol. 269, pp. 24-42, 1960.
- [33] H. van der Kooij, R. Jacobs, B. Koopman, and H. Grootenboer, "A multisensory integration model of human stance control," *Biological Cybernetics*, vol. 80, pp. 299-308, 1999.
- [34] A. Ishida, T. Masuda, H. Inaoka, and Y. Fukuoka, "Stability of the human upright stance depending on the frequency of external disturbances," *Medical & biological engineering & computing*, vol. 46, pp. 213-221, 2008.
- [35] S. Brassard, M. J.-D. Otis, A. Poirier, and B.-A. J. Menelas, "Towards an automatic version of the Berg balance scale test through a serious game," presented at the Proceedings of the Second ACM Workshop on Mobile Systems, Applications, and Services for HealthCare, Toronto, Ontario, Canada, 2012.
- [36] B.-A. J. Menelas and M. J. Otis, "Toward an Automatic System for Training Balance Control Over Different Types of Soil," in *Virtual, Augmented Reality and Serious Games for Healthcare I*, ed: Springer, 2014, pp. 391-408.
- [37] J. C. Ayena, L. D. Chapwouo T, M. J. D. Otis, and B. A. J. Menelas, "An efficient home-based risk of falling assessment test based on Smartphone and instrumented insole," in *IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications 2015*, pp. 416-421.
- [38] E. Viel, G. Asencio, and J.-M. Casillas, *La marche humaine , la course et le saut. Biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnements*. France: Elsevier Masson, 2000.
- [39] T. Hu, Z. Lin, M. F. Abel, and P. E. Allaire, "Human gait modeling: dealing with holonomic constraints," in *American Control Conference*, 2004, pp. 2296-2301.
- [40] A. L. Hof, "The 'extrapolated center of mass' concept suggests a simple control of balance in walking," *Hum Mov Sci*, vol. 27, pp. 112-25, 2008.
- [41] J. L. Hicks, M. H. Schwartz, A. S. Arnold, and S. L. Delp, "Crouched postures reduce the capacity of muscles to extend the hip and knee during the single-limb stance phase of gait," *Journal of Biomechanics*, vol. 41, pp. 960-967, 2008.
- [42] S. Leteneur, C. Gillet, H. Sadeghi, P. Allard, and F. Barbier, "Effect of trunk inclination on lower limb joint and lumbar moments in able men during the stance phase of gait," *Clinical Biomechanics*, vol. 24, pp. 190-195, 2009.
- [43] V. Racic, A. Pavic, and J. Brownjohn, "Experimental identification and analytical modelling of human walking forces: Literature review," *Journal of Sound and Vibration*, vol. 326, pp. 1-49, 2009.
- [44] C. Tudor-Locke, T. L. Hart, and T. L. Washington, "Expected values for pedometer-determined physical activity in older populations," *Int J Behav Nutr Phys Act*, vol. 6, p. 59, 2009.

- [45] R. M. Telford¹., R. D. Telford., R. B. Cunningham., T. Cochrane., R. Davey., and a. G. Waddington., "Longitudinal patterns of physical in children aged 8 to 12 years : The look study," *International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity*, vol. 10, p. 81, 2013.
- [46] M. L. Callisaya, L. Blizzard, M. D. Schmidt, K. L. Martin, J. L. McGinley, L. M. Sanders, *et al.*, "Gait, gait variability and the risk of multiple incident falls in older people: a population-based study," *Age Ageing*, vol. 40, 2011.
- [47] J. Verghese, R. Holtzer, R. B. Lipton, and C. Wang, "Quantitative Gait Markers and Incident Fall Risk in Older Adults," *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, vol. 64A, pp. 896-901, 2009.
- [48] Y. Asai, S. Tateyama, and T. Nomura, "Learning an Intermittent Control Strategy for Postural Balancing Using an EMG-Based Human-Computer Interface," *PLoS ONE*, vol. 8, 2013.
- [49] (2013). *Myo*. Available: <https://www.myo.com/>
- [50] traceparts. Available: <http://www.traceparts.com/news-and-events/2014-press-releases/pr01102014/>
- [51] K. L. Troy and M. D. Grabiner, "Recovery responses to surrogate slipping tasks differ from responses to actual slips," *Gait & posture*, vol. 24, pp. 441-447, 2006.
- [52] N. Yazdi, F. Ayazi, and K. Najafi, "Micromachined inertial sensors," *Proceedings of the IEEE*, vol. 86, pp. 1640-1659, 1998.
- [53] Z.-M. Ge and H.-H. Chen, "Bifurcations and chaos in a rate gyro with harmonic excitation," *Journal of Sound and Vibration*, vol. 194, pp. 107-117, 1996.
- [54] M. Lombardi, R. Vezzani, and R. Cucchiara, "Detection of Human Movements with Pressure Floor Sensors," in *Image Analysis and Processing — ICIAP 2015*. vol. 9280, V. Murino and E. Puppo, Eds., ed: Springer International Publishing, 2015, pp. 620-630.
- [55] S. M. M. De Rossi, T. Lenzi, N. Vitiello, and M. Donati, "Development of an in-shoe pressure-sensitive device for gait analysis," presented at the Engineering in Medicine and Biology Society, Boston, 2011.
- [56] S. Lin, H. Tao, W. Yangyong, L. Qiao, D. D. Feng, and T. Xiaoming, "In-Shoe Plantar Pressure Measurement and Analysis System Based on Fabric Pressure Sensing Array," *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 14, pp. 767-775, 2010.
- [57] S. J. M. Bamberg, A. Y. Benbasat, D. M. Scarborough, and D. E. Krebs, "Gait Analysis Using a Shoe-Integrated Wireless Sensor System," *IEEE TRANSACTIONS ON INFORMATION TECHNOLOGY IN BIOMEDICINE*, vol. 12, pp. 413 - 423, 2008.
- [58] J. Bae and M. Tomizuka, "A tele-monitoring system for gait rehabilitation with an inertial measurement unit and a shoe-type ground reaction force sensor," *Mechatronics*, vol. 23, pp. 646-651, 2013.
- [59] C. Hodapp, S. R. Edgar, G. Fulk, and E. Sazonov, "Real-time Posture and Activity Recognition by SmartShoe," presented at the International Conference on Environment and Engineering, California, 2012.

- [60] M. J.-D. Otis and B.-A. Menelas, "Toward an augmented shoe for preventing falls related to physical conditions of the soil," presented at the IEEE International Conference on Systems, 2012.
- [61] T. Imbeault-Nepton and M. J.-D. Otis, "Synchronized walking cadence for TUG in perturbed environments: Using Earcon or Tacton cues?," in *2014 IEEE International Symposium on Haptic, Audio and Visual Environments and Games (HAVE)*, , 2014, pp. 41-46.
- [62] P. M. Kennedy and J. T. Inglis, "Distribution and behaviour of glabrous cutaneous receptors in the human foot sole," *Journal of Physiologie*, vol. 538, pp. 995-1002, 2002.
- [63] D. G. Stephen, B. J. Wilcox, J. B. Niemi, J. R. Franz, D. Kerrigan, and S. E. D'Andrea, "Baseline-dependent effect of noise-enhanced insoles on gait variability in healthy elderly walkers," *Gait Posture*, vol. 36, pp. 537-40, 2012.
- [64] M. J.-D. Otis and B.-A. J. Menelas, "Design of a serious game for learning vibrotactile messages," *Haptic Audio Visual Environments and Games (HAVE)*, pp. 124 - 129, 2012.
- [65] D. P. Stephen, R. Alison, E. M. William, R. F. Geoff, and E. M. Brian, "Efficacy and Effectiveness of a Balance-Enhancing Insole," *Journal of Gerontology: MEDICAL SCIENCES*, vol. 63A, pp. 595–602, 2008.
- [66] M. E. Jenkins, Q. J. Almeida, S. J. Spaulding, R. B. van Oostveen, J. D. Holmes, A. M. Johnson, *et al.*, "Plantar cutaneous sensory stimulation improves single-limb support time, and EMG activation patterns among individuals with Parkinson's disease," *Parkinsonism Relat Disord*, vol. 15, pp. 697-702, 2009.
- [67] T. Ersal and K. Sienko, "A mathematical model for incorporating biofeedback into human postural control," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 10, p. 14, 2013.
- [68] H. van der Kooij, R. Jacobs, B. Koopman, and H. Grootenboer, "A multisensory integration model of human stance control," *Biol Cybern*, vol. 80, pp. 299 - 308, 1999.
- [69] A. Goodworth, C. Wall, and R. Peterka, "Influence of feedback parameters on performance of a vibrotactile balance prosthesis," *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, vol. 17, pp. 397 - 408, 2009.
- [70] S. Wood, F. Black, H. MacDougall, and S. Moore, "Electrotactile feedback of sway position improves postural performance during galvanic vestibular stimulation," *Basic Clin Aspects Vertigo Dizziness*, vol. 1164, pp. 492 - 498, 2009.
- [71] B. E. Maki, K. M. Sibley, S. B. Jaglal, M. Bayley, D. Brooks, G. R. Fernie, *et al.*, "Reducing fall risk by improving balance control: development, evaluation and knowledge-translation of new approaches," *Journal of safety research*, vol. 42, pp. 473-485, 2011.
- [72] S. Mohapatra, V. Krishnan, and A. S. Aruin, "The effect of decreased visual acuity on control of posture," *Clinical Neurophysiology*, vol. 123, pp. 173-182, 2012.

- [73] S. Mohapatra, V. Krishnan, and A. S. Aruin, "Postural control in response to an external perturbation: effect of altered proprioceptive information," *Experimental brain research*, vol. 217, pp. 197-208, 2012.
- [74] S. Mohapatra, K. K. Kukkar, and A. S. Aruin, "Support surface related changes in feedforward and feedback control of standing posture," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 24, pp. 144-152, 2014.
- [75] A. D. Wright, G. A. Heckman, W. E. McIlroy, and A. C. Laing, "Novel safety floors do not influence early compensatory balance reactions in older adults," *Gait & posture*, vol. 40, pp. 160-165, 2014.
- [76] K. B. Cheng, Y.-C. Huang, and S.-Y. Kuo, "Effect of arm swing on single-step balance recovery," *Human movement science*, vol. 38, pp. 173-184, 2014.
- [77] T. McGeer, "Passive Dynamic Walking," *The International Journal of Robotics Research*, vol. 9, pp. 62-82, 1990.
- [78] M. Wisse, A. L. Schwab, and F. C. T. van der Helm, "Passive dynamic walking model with upper body," *Robotica*, vol. 22, pp. 681-688, 2004.
- [79] K. Trifonov and S. Hashimoto, "Design and Development of a Knee Mechanism for a Passive-Dynamic Walker," *Journal of Advanced Mechanical Design, Systems, and Manufacturing*, vol. 3, pp. 76-84, 2009.
- [80] H. Tingshu, L. Zongli, M. F. Abel, and P. E. Allaire, "Human gait modeling: dealing with holonomic constraints," in *Proceedings of the American Control Conference*, 2004, pp. 2296-2301.
- [81] P. van Zutven, D. Kostic, and H. Nijmeijer, "Foot placement for planar bipeds with point feet," in *International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, 2012, pp. 983-988.
- [82] V. T. Inman and H. D. Eberhart, "The major determinants in normal and pathological gait," *The journal of bone & joint surgery*, vol. 35, pp. 543-558, 1953.
- [83] D. Pool, M. Van Paassen, and M. Mulder, "Modeling human dynamics in combined ramp-following and disturbance-rejection tasks," in *AIAA Modeling and Simulation Technologies Conference*, 2010.
- [84] R. Happee, H. J. Damveld, D. A. Abbink, M. M. v. Paassen, and M. Mulder2, "Driver and Pilot Identification and Model Parameter Estimation; Modelling the Visual, Vestibular, and Neuromuscular Control Loops Describing Driver and Pilot Behaviour " in *Proceedings of Measuring Behavior* 2012.
- [85] R. A. Hess, T. Alsbury, and A. Tencio, "Flight simulator fidelity assessment in a rotorcraft lateral translation maneuver," *Journal of Guidance, Control, and Dynamics*, vol. 16, pp. 79-85, 1993.
- [86] R. J. Peterka, "Postural control model interpretation of stabilogram diffusion analysis," *Biological Cybernetics*, vol. 82, pp. 335-343, 2000.
- [87] A. L. Hof, M. G. Gazendam, and W. E. Sinke, "The condition for dynamic stability," *J Biomech*, vol. 38, pp. 1-8, 2005.
- [88] A. Mahboobin, P. J. Loughlin, M. S. Redfern, S. O. Anderson, C. G. Atkeson, and J. K. Hodgins, "Sensory adaptation in human balance control: lessons for biomimetic robotic bipeds," *Neural Networks*, vol. 21, pp. 621-627, 2008.
- [89] D. Pool, H. Damveld, M. Van Paassen, and M. Mulder, "Tuning Models of Pilot Tracking Behavior for a Specific Simulator Motion Cueing Setting," in

- AIAA Modeling and Simulation Technologies Conference 2011*, 2011, pp. 219-234.
- [90] C. A. Malpica and J. A. Lusardi, "Analysis of Handling Qualities Design Criteria for Active Inceptor Force-Feel Characteristics," DTIC Document 2013.
 - [91] R. E. Lovelace, S. J. Myers, and L. Zablow, "Sensory conduction in peroneal and posterior tibial nerves using averaging techniques," *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry* vol. 36, pp. 942-950, 1973.
 - [92] P. De Leva, "Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters," *Journal of Biomechanics*, vol. 29, pp. 1223-1230, 1996.
 - [93] R. C. Fromuth and M. B. Parkinson, "Predicting 5th and 95th percentile anthropometric segment lengths from population stature," in *ASME 2008 International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference*, 2008, pp. 581-588.
 - [94] F. Plas, É. Viel, and Y. Blanc, *La marche humaine: kinésiologie dynamique, biomécanique et pathomécanique*: Masson, 1989.
 - [95] P. G. Morasso, G. Spada, and R. Capra, "Computing the COM from the COP in postural sway movements," *Human Movement Science*, vol. 18, pp. 759-767, 1999.
 - [96] T. Marasovic, M. Cecic, and V. Zanchi, "Analysis and interpretation of ground reaction forces in normal gait," *WTOS*, vol. 8, pp. 1105-1114, 2009.
 - [97] M. Cenciarini, P. J. Loughlin, P. J. Sparto, and M. S. Redfern, "Stiffness and damping in postural control increase with age," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 57, pp. 267-275, 2010.
 - [98] A. Eusebio, A. Pogosyan, S. Wang, B. Averbeck, L. D. Gaynor, S. Cantiniaux, *et al.*, "Resonance in subthalamo-cortical circuits in Parkinson's disease," *Brain*, p. 079, 2009.
 - [99] M. Campbell, A. McComas, and F. Petit, "Physiological changes in ageing muscles," *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, vol. 36, pp. 174-182, 1973.
 - [100] P. G. Morasso and V. Sanguineti, "Ankle muscle stiffness alone cannot stabilize balance during quiet standing," *Journal of Neurophysiology*, vol. 88, pp. 2157-2162, 2002.
 - [101] J. Ayena, H. Zaibi, M. Otis, and B.-A. Menelas, "Home-based risk of falling assessment test using a closed-loop balance model," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 2015.

ANNEXE : APPROBATION ÉTHIQUE

Ci-dessous l'approbation éthique accordée par le Comité d'éthique de la recherche de l'Université du Québec à Chicoutimi (UQAC) :



UQAC
Comité d'éthique de la recherche
Université du Québec à Chicoutimi

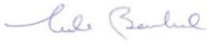
APPROBATION ÉTHIQUE

Dans le cadre de l'Énoncé de politique des trois conseils : éthique de la recherche avec des êtres humains 2 (2014) et conformément au mandat qui lui a été confié par la résolution CAD-7163 du Conseil d'administration de l'Université du Québec à Chicoutimi, approuvant la *Politique d'éthique de la recherche avec des êtres humains* de l'UQAC, le Comité d'éthique de la recherche avec des êtres humains de l'Université du Québec à Chicoutimi, à l'unanimité, délivre la présente approbation éthique puisque le projet de recherche mentionné ci-dessous rencontre les exigences en matière éthique et remplit les conditions d'approbation dudit Comité.

Responsable(s) du projet de recherche :	<i>Monsieur Cosson Johannes Ayena, Étudiant Doctorat en ingénierie Monsieur Mahmoud Ben Brabem, Étudiant Maîtrise en ingénierie</i>
Direction de recherche :	<i>Monsieur Martin Otis, Professeur Département des sciences appliquées</i>
Codirection de recherche :	<i>Monsieur Bob-Antoine-Jerry Ménelas, Professeur Département d'informatique et de mathématique</i>
Cochercheur(s) :	<i>Madame Swzy Ngomo, Professeure Département des sciences de la santé Monsieur Louis Tremblay, Professeur retraité Département des sciences de la santé Monsieur Helmi Zaibi, Étudiant Maîtrise en ingénierie</i>
Projet de recherche intitulé :	<i>Analyse prospective des facteurs influençant la marche humaine et correction de la trajectoire du pied à l'aide d'une stimulation rythmique dans un environnement réaliste.</i>
No référence :	<i>602.434.01</i>

*La présente est valide jusqu'au 31 décembre 2016.
Rapport de statut attendu pour le 30 novembre 2016 (rapport final).
N.B. le rapport de statut est disponible à partir du lien suivant : <http://recherche.uqac.ca/rapport-de-statut/>*

Date d'émission initiale de l'approbation :	<i>13 mai 2014</i>
Date(s) de renouvellement de l'approbation :	<i>26 novembre 2015</i>



Nicole Bouchard,
Professeure et présidente

Université du Québec à Chicoutimi • 555, boulevard de l'Université • Chicoutimi (Québec) G7H 2B1 CANADA

uqac.ca


Figure 49: L'approbation éthique accordée par le Comité d'éthique de la recherche de l'Université du Québec à Chicoutimi (UQAC)