UQAC
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC
À CHICOUTIMI

THÈSE

PRÉSENTÉE À

L'UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À CHICOUTIMI

COMME EXIGENCE PARTIELLE

DU DOCTORAT EN INGÉNIÉRIE

PAR

JOHANNES C. AYENA

CONCEPTION, RÉALISATION ET ÉVALUATION D'UN SYSTÈME INTERACTIF DÉDIÉ À LA RÉDUCTION DES RISQUES DE CHUTES POUR LES PERSONNES ATTEINTES DE LA MALADIE DE PARKINSON

24 MAI 2017

Résumé

Nos activités quotidiennes impliquent des déplacements sur différents types de sol. Pour des personnes souffrant d'un trouble d'équilibre ou de perte d'autonomie, marcher sur certains sols pourrait s'avérer difficile. Il est d'ailleurs connu que 44% des chutes surviennent en trébuchant ou en glissant sur une surface. Ainsi, en raison du risque de chute que représenteraient certains sols, le premier facteur de risque qui devrait être étudié serait le type de sol. Dans cette thèse, nous présentons l'utilisation d'une chaussure interactive pour la différenciation automatique de six types de sol qui possèdent des propriétés physiques différentes. L'analyse de leur vibration lors du coup de talon a permis de les différencier. En effet, un coup de talon au sol donne une approximation de la réponse impulsionnelle du sol, qui peut être analysée aussi bien dans le domaine temporel que fréquentiel. À partir de ces analyses, un indice permettant la différenciation a été calculé.

À l'aide d'un second prototype amélioré et adapté aux tailles des pieds, des personnes atteintes de la maladie de Parkinson (PAMP) ; des personnes âgées sans cette maladie et des jeunes adultes en bonne santé ont effectué deux tests cliniques sur différents types de sol. Un indice du risque de chute en fonction des paramètres d'équilibre est également calculé. De cette deuxième expérience, nous avons conclu que le type de sol affecte grandement l'équilibre humain, les paramètres de la marche et donc le niveau du risque de chute.

Dans l'objectif de normaliser les paramètres de la marche, plusieurs recherches ont démontré les effets positifs d'une stimulation auditive et/ou visuelle sur les troubles d'équilibre en particulier chez les PAMP. Cependant, dans ces travaux, peu d'études ont évalué l'effet de la stimulation vibrotactile sous la plante du pied tout en la comparant aux autres types de stimulation. Ainsi, dans une troisième partie de notre thèse, nous avons utilisé et comparé trois types de stimulation (auditive, visuelle et vibrotactile). La fréquence de la stimulation a été fixée à 10% au-dessus de la cadence calculée sur le sol ayant le plus faible risque de chute. En fonction de la cadence obtenue, le second prototype (une semelle interactive) peut activer une stimulation vibrotactile visant à améliorer la marche et le contrôle de l'équilibre. Afin d'évaluer l'effet des stimulations utilisées sur le niveau du risque de chute sur un sol, nous avons comparé ces derniers résultats (avec stimulation) avec ceux obtenus dans la deuxième expérimentation (sans stimulation). Nos résultats suggèrent qu'une stimulation appropriée pourrait contribuer à la réduction d'un niveau du risque de chute sur un sol. Nous avons trouvé une différence significative et une diminution des risques de chutes calculés pour la plupart des types de sol en particulier pour les sols déformables qui peuvent faire chuter une personne présentant un trouble de la marche ou en perte d'autonomie.

Abstract

Our daily activities imply displacements on different types of soil. For people with a balance disorder or losing functional autonomy, walking on some types of soil could be difficult. It is known that 44% of falls occur by stumbling or sliding on a surface. Thus, due to the risk of falling of some soils, the first risk factor that should be studied would be the type of soil. In this thesis, we present the use of an interactive shoe for the automatic differentiation of six types of soil with different physical properties. The analysis of their vibration during the heel strike allows differentiating them. Indeed, a heel strike on the soil gives an approximation of the impulse response of the soil, which can be analyzed both in the temporal and frequency domain. From these analyzes, an index allowing differentiation was computed.

Using a second improved prototype adapted to the size of the feet, people with Parkinson's disease (PD); the elderly without this disease and healthy young people carried out two clinical tests on different types of soil. An index of the risk of falling as a function of the gait parameters is also computed. From this second experiment, we concluded that the types of soil greatly affect the human balance, the walking parameters and therefore the level of risk of falling.

To regulate walking and balance parameters, several studies have demonstrated the positive effects of auditory and/or visual stimulation on balance disorders, particularly in PD participants. However, in these works, few studies have evaluated the effect of vibrotactile stimulation under the sole of the foot while comparing it with other types of stimulation. Thus, in a third part of our thesis, we used and compared three types of stimulation (auditory, visual and vibrotactile). The frequency of stimulation was set at 10% above the cadence evaluated on the soil with the lowest risk of falling. Based on this cadence, the second prototype (an interactive insole) could activate a vibrotactile stimulation to improve walking and balance control. To evaluate the effect of the stimulations on the level of risk of falling over the soil, we compared these results (with stimulation) with those obtained in the second experiment (without stimulation). Our results suggest that an appropriate stimulation may contribute to reducing the risk of falling on soil. We found a significant difference and reduction in the risk of falls computed for most types of soil, particularly for deformable soils that can lead a person with a walking disorder or losing functional autonomy to fall.

Dédicace

À mon père Édouard

Remerciements

Cette thèse est l'aboutissement de trois années de recherche au sein du laboratoire d'automatisme et d'interactions 3D multimodales et intelligentes (LAIMI).

Je remercie, particulièrement le professeur Martin Otis, de m'avoir accueilli au sein de ce laboratoire, et d'avoir dirigé cette thèse avec justesse et détermination. Je le remercie aussi pour son écoute patiente, sa grande disponibilité et ses conseils précieux. Ainsi à travers ce document, je lui témoigne ma sincère reconnaissance.

Je remercie également le professeur Bob-Antoine Ménélas pour avoir accepté de codiriger ce travail. Je le remercie pour ses conseils éclairés, son aide, sa gentillesse et ses précieuses observations.

Je remercie aussi le professeur Louis Tremblay, pour m'avoir fait profiter de son expérience. Je le remercie pour sa grande disponibilité (disponibilité plurielle si je peux l'écrire ainsi), sans qui je n'aurais certainement pas pu faire mes expérimentations et certaines de mes analyses statistiques. J'ai eu réellement du plaisir à travailler avec lui.

Je remercie aussi les membres du laboratoire, Ramy Meziane, Landry Chapwouo, Helmi Zaibi, Mahmoud Ben Brahem, Collins Segning, David Gagnon, pour leur amitié et leur soutien indéfectible.

Je témoigne également toute mon affection à mes amis en particulier, Franck, Najib, Sr. Martine et P. Matteo pour leur écoute et leur présence à mes côtés y compris dans les moments difficiles.

Je ne saurais finir sans remercier tous ceux qui nous ont supportés financièrement et tous les participants ayant pris le temps de répondre à nos différents appels. Je me souviendrai toujours de vous.

Table des matières

RESUME ..... **I**
ABSTRACT ..... **II**
DEDICACE ..... **III**
REMERCIEMENTS ..... **IV**
TABLE DES MATIERES ..... **V**
LISTE DES TABLEAUX ..... **IX**
LISTE DES FIGURES ..... **X**
ACRONYMES ..... **XII**
CHAPITRE 1 ..... **1**
INTRODUCTION GENERALE **1**
1.1 Mise en contexte 1
1.2 Définitions 2
1.2.1 Chute 2
1.2.2 Notion de risque 3
1.3 Problématique 4
1.3.1 Les conséquences des chutes 4
1.3.2 La maladie de Parkinson 5
1.3.3 Fréquences des chutes chez les PAMP 6
1.4 Facteurs liés aux chutes 7
1.4.1 Les symptômes moteurs de la maladie 7
1.4.2 Autres facteurs du risque de chute 9
1.4.2.1 Facteurs liés au vieillissement 9
1.4.2.2 Facteurs extrinsèques du risque de chute 10
1.5 Conclusion et structure de la thèse 11
CHAPITRE 2 ..... **14**
REVUE DE LA LITTERATURE **14**
2.1 Les systèmes impliqués dans l'équilibre 15
2.1.1 La vision 15
2.1.2 Le vestibule 16
2.1.3 Le système proprioceptif 17
2.1.4 Le système somato-sensoriel 18
2.1.5 Les informations cutanées plantaires 18
2.1.5.1 Les mécanorécepteurs cutanés 18
2.1.5.2 Caractéristiques des mécanorécepteurs cutanés 19
2.1.6 Intégration des informations sensorielles 21
2.2 Méthodes de prévention des chutes 23
2.2.1 Méthodes de détection des risques de chutes 24
2.2.2 Méthode instrumentale 27

2.2.3 Analyse des méthodes de détection du risque 35
2.2.4 Méthodes de réduction des risques de chutes 37
2.3 Conclusion de la revue de la littérature 42
CHAPITRE 3 45
ÉVALUATION DU RISQUE DE CHUTE A DOMICILE EN UTILISANT UN TELEPHONE INTELLIGENT ET UNE SEMELLE INSTRUMENTEE 45
3.1 Introduction 46
3.2 Système proposé 47
3.3 Évaluation du risque de chute 49
3.3.1 Calcul des positions du centre de pression 49
3.3.2 Le score proposé pour le test clinique sur une seule jambe 50
3.4 Méthodologie proposée pour évaluer le dispositif interactif 52
3.4.1 Procédure expérimentale 53
3.4.2 Validation et utilisation du score 53
3.5 Résultats 54
3.6 Discussion 57
3.7 Conclusion 58
CHAPITRE 4 59
CONCEPTION D'UN MODELE D'EQUILIBRE EN BOUCLE FERMEE POUR EVALUER UN RISQUE DE CHUTE 59
4.1 Introduction 60
4.2 État de l'art sur les modèles d'équilibre existants 61
4.3 Conception du modèle d'équilibre proposé 65
4.4 Méthodologie expérimentale 69
4.4.1 Matériels utilisés 69
4.4.2 Évaluation du système proposé 70
4.5 Calcul du risque de chute 71
4.5.1 Le score proposé pour le modèle 71
4.5.1.1 Identification du modèle d'équilibre 71
4.5.1.2 Simulation du modèle 72
4.5.1.3 Le risque calculé par le modèle 74
4.5.2 Estimation du risque de chute lors du test sur une seule jambe 74
4.5.3 Perception humaine du niveau du risque de chute 74
4.6 Résultats 75
4.7 Discussion 78
4.8 Conclusion 79
CHAPITRE 5 80
UTILISATION D'UN DISPOSITIF INTERACTIF POUR DIFFERENCIER AUTOMATIQUEMENT PLUSIEURS TYPES DE SOL 80
5.1 Introduction 81
5.2 Méthodologie 83
5.2.1 Différenciation automatique des types de sol à l'aide de la chaussure interactive 83
5.2.1.1 Conditions expérimentales 83

5.2.1.2 Les données mesurées par la chaussure interactive et discussion des résultats 84
5.2.2 Évaluation du risque de chute en utilisant un prototype amélioré (semelle interactive) 87
5.2.2.1 Participants 87
5.2.2.2 Procédure expérimentale 89
5.2.2.3 Calcul du risque de chute 91
5.2.2.4 La perception humaine sur le risque de chute 92
5.2.2.5 Analyse statistique 93
5.3 Résultats et discussion 93
5.3.1 Discussion sur la différenciation des types de sol 96
5.3.2 Discussion sur le risque de chute calculé 96
5.3.3 Les limites de cette étude 98
5.4 Conclusion et perspectives 99
CHAPITRE 6 101
COMPARAISON DES PERFORMANCES DES STIMULATIONS AUDITIVE, VISUELLE ET VIBROTACTILE CHEZ LES PERSONNES ATTEINTES DE LA MALADIE DE PARKINSON DANS UN TEST TUG POUR REDUIRE LE RISQUE DE CHUTE SUR DIFFERENTS TYPES DE SOL 101
6.1 Introduction 102
6.2 Méthodologie 103
6.2.1 Participants 104
6.2.2 Procédure expérimentale 105
6.2.3 Analyse statistique 106
6.3 Résultats 107
6.3.1 iTUG sans stimulation 107
6.3.2 Utilisation de stimulation lors du test iTUG 110
6.3.2.1 Effets des 10% sur le sol de référence 110
6.3.2.2 Effets de la stimulation sur le risque de chute sur les sols déformables 112
6.4 Discussion 112
6.4.1 Effet de « sans stimulation » sur le risque de chute 112
6.4.2 Effet de la stimulation auditive et visuelle sur le niveau du risque de chute 113
6.4.3 Effet de la stimulation vibrotactile 114
6.5 Conclusion : implications cliniques et limitations 115
CHAPITRE 7 117
ESTIMATION DU RISQUE DE CHUTE CHEZ LES PERSONNES AGEES DANS UN TUG INSTRUMENTE EN UTILISANT UN RESEAU DE NEURONES ARTIFICIELS 117
7.1 Introduction 118
7.2 Méthodologie 120
7.2.1 Algorithme de segmentation du signal TUG 121
7.2.2 Les paramètres STATISTIQUES DE L'ÉQUILIBRE : ENTRÉES DU RÉSEAU 124
7.2.3 Description de l'algorithme 124
7.2.4 Calcul d'un risque de chute et autres paramètres de sorties 126
7.2.5 Analyse statistique des données 127
7.3 Résultats 127
7.4 Discussion 129

7.5 Conclusion 131
CHAPITRE 8 132
CONCLUSION GENERALE 132
8.1 Introduction 133
8.2 Contributions scientifiques 134
8.3 Recommandations et travaux futurs 136
8.4 Conclusion 139
ANNEXES 140
RÉFÉRENCES 155

Liste des tableaux

Tableau 1.1: Les autres facteurs intrinsèques liés au vieillissement 10

Tableau 2.1: Les différentes propriétés des mécanorécepteurs cutanés 19

Tableau 3.1. Valeurs normales (en secondes) pour le test sur une seule jambe en yeux ouverts ... 48

Tableau 3.2. Caractéristiques des participants inclus dans le test sur une seule jambe 52

Tableau 3.3. Échelle de Likert 55

Tableau 3.4: Les valeurs de p : comparaisons des trois types de sol avec le béton 55

Tableau 4.1: Caractéristiques des participants inclus dans cette étude 70

Tableau 4.2: Paramètres utilisés pour l'identification du modèle : valeurs RMSE calculées et la variation de l'erreur (l'erreur étant la différence entre la valeur de l'angle donné par le modèle et la valeur issue de l'expérimentation) 71

Tableau 4.3: Paramètres (ζ, w, v) utilisés pour tous les participants 73

Tableau 4.4: Facteurs utilisés pour le calcul du score du modèle 74

Tableau 4.5: Valeurs de p : les trois types de sol comparés entre eux 77

Tableau 5.1: Caractéristiques démographiques et cliniques des participants 88

Tableau 5.2: La moyenne ± écart-type du risque de chute dans différents environnements de marche 94

Tableau 7.1. Valeurs pour les autres sorties du réseau du neurone artificiel: type de sol et type d'activité 127

Tableau 7.2. Coefficient de corrélation entre les données en sortie du réseau de neurone artificiel et celles désirées 127

Liste des figures

Figure 1.1: Déformations posturales dans le plan sagittal (A: camptocormie, B: antecollis) et le plan coronal (C : syndrome de Pisa, D: scoliose) [26] 8

Figure 1.2: Résumé de la problématique 11

Figure 2.1: Le système vestibulaire [44] 16

Figure 2.2: Les fibres musculaires et la localisation des mécanorécepteurs profonds 17

Figure 2.3: Localisation des mécanorécepteurs de la plante du pied [55] 20

Figure 2.4: Récapitulatif du processus d'intégration des informations sensorielles 22

Figure 2.5: Équilibre humain assimilé à un pendule inversé [61] 23

Figure 2.6: Quelques chaussures et semelles instrumentées utilisées dans la littérature : 30

Figure 2.7: Usage du téléphone pour la mesure des paramètres de la marche (a-[67]) et l'évaluation d'un niveau du risque de chute par un score (b-[104]) 31

Figure 2.8: Prototype de la semelle interactive [104-106] 32

Figure 2.9: Prototype de la chaussure interactive [106] 33

Figure 2.10: L'emplacement des capteurs et de l'actionneur. (a) la semelle de la chaussure interactive. (b) la semelle interactive [106] 34

Figure 2.11: Matériel électronique des deux dispositifs interactifs [106] 35

Figure 2.12: Illustration de l'Exactitude-Précision-Résolution [113] 36

Figure 3.1: Application Android pour le test OLS 49

Figure 3.2: Localisation P_i du centre de pression sur la semelle interactive dans les deux directions (antéropostérieur et médial) 50

Figure 3.3: Score obtenus suite au test sur une seule jambe sur quatre types de sol avec les jeunes adultes en bonne santé 55

Figure 3.4: La moyenne du score calculé par l'application OSL test : tous les participants sur le béton (les barres verticales au-dessus sont des barres d'erreurs : la déviation standard) 56

Figure 3.5: Niveau du risque de chute provenant des questionnaires en utilisant l'échelle de Likert 56

Figure 4.1: Le modèle utilisé par Peterka [149] 61

Figure 4.2. Modèle de van der Kooij et coll. [152] 63

Figure 4.3: Modèle de Ersal et Sienko [64] 63

Figure 4.4: Modèle de Mahboobin et coll. [153] 63

Figure 4.5: Setup de Mohapatra et coll. [9] 64

Figure 4.6: Le système de libération d'attache de Cheng et coll. [155] 64

Figure 4.7: Système de « libération d'attache » de Wright et coll. [157] sur différents types de surfaces 65

Figure 4.8: Le modèle d'équilibre proposé [158] 68

Figure 4.9: L'analyse Anova du coefficient de variation du score OLST obtenus chez les jeunes participants sur quatre types de sol ($p = 0,0025 < 0,05$) 76

Figure 4.10: Comparaison entre le score calculé par le logiciel OLST et le modèle d'équilibre 77

Figure 4.11: Résultats issus des questionnaires exprimant : 1) le niveau du risque de chute ; 2) la difficulté et le déséquilibre sur chaque type de sol 77

Figure 5.1: Robot de Weiss et coll. [175] 82

Figure 5.2: Robot marcheurs (à pattes) de Kisung et coll. [176] 82

Figure 5.3: Représentation des données de l'accélération à partir des treize coups de talon [106] 85

Figure 5.4. Valeur absolue de la FFT des treize mesures d'accélération [106] 87

Figure 5.5: Indice de différenciation des types de sol [106] 87

Figure 5.6: Le cadre expérimental du laboratoire LAIMI 90

Figure 5.7: Le temps du test TUG (moyenne ± écart-type) exprimé en secondes chez les PABS et les PAMP sur différents types de sol (sans stimulation) 94

Figure 5.8: Le risque de chute (moyenne ± écart-type) sur chaque type de sol dans une condition de « sans stimulation ». (a) risque calculé à partir des paramètres de la marche. (b) résultats du questionnaire : pourcentage de participants qui ont perçu un risque de chute 95

Figure 5.9: Le risque de chute (moyenne ± écart-type) à partir des paramètres de la marche sur chaque type de sol dans une condition de « stimulation vibrotactile » (7 PAMP et 8 PABS) 95

Figure 6.1: Les valeurs relatives de la durée du test TUG et l'indice du risque de chute dans le cas de « sans stimulation » sur différents types de sol chez les (a) PABS/PA et les (b) PAMP 108

Figure 6.2: Effets de 10% sur le béton 110

Figure 6.3: Les valeurs relatives du risque de chute dans les conditions suivantes : sans stimulation, auditive, visuelle et vibrotactile 111

Figure 7.1: Segmentation du signal TUG 121

Figure 7.2. Vu schématique du réseau de neurones artificiels utilisé 125

Figure 7.3: Diagramme du calcul du risque de chute des activités incluses dans le test TUG 126

Figure 7.4. Risque de chute correspondant à des activités sur chaque type de sol : étude de cas d'un participant PAMP (la sortie des données testées) 128

Figure 7.5. Moyenne du risque de chute correspondant à certaines activités sur chaque type de sol (la sortie du RNA des données testées) 129

Acronymes

Noms	Description	Page
ANOVA	Analyse of variance (Analyse de la variance)	54
CdM	Centre de masse	26
CdP	Centre de pression	26
FSR	Force sensor resistive (capteur de force)	32
H & Y	Hoehn and Yahr	104
JABS	Jeune adulte en bonne santé	47
MDC	Minimum detectable change (seuil clinique)	101
MP	Maladie de Parkinson	5
OLST	One-leg standing test (test sur une seule jambe)	24
PABS/PA	Personne âgée en bonne santé (ou Proche aidant)	12
PAMP	Personne atteinte de la maladie de Parkinson	4
PDQ	Parkinson's disease questionnaire (Questionnaire sur la qualité de vie de la PAMP)	89
RNA	Réseau de neurones artificiels	120
SPSS	Statistical package for the social sciences (Programme statistique pour les sciences sociales)	106
iTUG	instrumented Timed up and go test (Test de la chaise chronométré instrumenté)	101
UPDRS	Unified Parkinson's disease rating scale (Échelle d'évaluation de la maladie de Parkinson)	89

Chapitre 1

Introduction générale

1.1 Mise en contexte

Au cours d'une assemblée mondiale sur le vieillissement (Espagne, 2002), l'Organisation des Nations Unies (ONU) a conclu que d'ici 2050, le pourcentage des personnes de 60 ans et plus, devrait doubler, passant de 10% à 21%, alors que celui des personnes de moins de 15 ans devrait diminuer d'un tiers environ, revenant de 30% à 21% [1]. Présentement, selon les statistiques, le nombre de personnes de plus de 60 ans est estimé à 630 millions à peu près dans le monde (soit 8.48% de la population mondiale). Ce nombre atteindra deux milliards vers 2050. La progression est particulièrement rapide et marquée dans les pays développés. Par exemple au Canada, depuis 2011, il est prédit que les personnes de 65 ans et plus devraient atteindre 25,5% de la population nationale d'ici 2061 et ce pourcentage ne cessera de croître au fil des années [2]. Dans les régions en développement, les plus de 60 ans représentent actuellement 8% de la population, mais ils atteindront près de 20% en 2050 [3]. Ainsi, le professeur Jean-Claude Dauverchain pouvait affirmer que le vieillissement est un phénomène naturel et il ne peut, au même titre que la croissance, être empêché. Cependant, nous pouvons retarder ou diminuer les conséquences des dysfonctionnements des organes sensoriels qui en résultent.

S'il est connu du public que la perte de vue (un dysfonctionnement sensoriel) peut perturber la marche d'une personne et entraîner des conséquences comme une chute, les actions permettant de réduire l'incidence des dysfonctionnements, quant à elles, lui sont majoritairement inconnues. De ce fait, nous pensons qu'une croissance aussi rapide du vieillissement de la population mondiale exigera de la plupart des chercheurs des actions de grande portée et des idées novatrices.

L'objectif majeur de notre projet de recherche est d'étudier les moyens à mettre en œuvre afin de réduire les chutes observées dans la population vieillissante. Alors, il convient tout naturellement avant d'aller plus loin, d'appréhender en premier lieu les différentes causes de ces chutes.

Dans ce chapitre introductif, nous commençons par clarifier certains termes comme *personne âgée*, *chute*, *risque*, en les définissants selon un contexte donné. Par la suite, nous présentons les conséquences des chutes et leurs fréquences qui constituent la problématique générale de cette thèse. Bien qu'il existe de multiples facteurs liés aux chutes, nous tenterons de les énumérons dans une liste non exhaustive.

1.2 Définitions

Pour établir l'appartenance d'une personne au groupe « personnes âgées », la littérature scientifique utilise fréquemment un minimum d'âge de 65 ans en accord avec le seuil défini par l'Organisation Mondiale de la Santé. Cependant, la notion de personne âgée varie en fonction du contexte et de la population. Ainsi, d'autres utilisent un seuil de 55 ans, un âge où il y a cessation d'activité professionnelle, ce qui revient à entrer dans la vieillesse [4]. Toutefois, il est à remarquer que les troubles liés au vieillissement (comme la perte d'autonomie) limitant les activités quotidiennes sont rares à ce seuil d'âge (55 ans). Cependant, ils peuvent apparaître à partir de 70 ans en entraînant des chutes à répétition.

1.2.1 Chute

Selon plusieurs études, dont celles présentées dans [5-7], le mot « *chute* » possède une variété de définitions. L'Agence de la Santé Publique du Canada (ASPC) le définit comme étant un changement soudain et involontaire de la position d'une personne à un niveau plus bas, tel que sur un objet, sur le sol ou sur un plancher avec ou sans blessures [8]. Malgré la diversité de ces

définitions, elles ont un point commun : se retrouver par inadvertance dans une position de niveau inférieur par rapport à sa position initiale.

Notons que certaines situations ou habitudes humaines peuvent augmenter le risque de chuter. Par exemple, il pourrait être connu du public que les interactions médicamenteuses accroissent les effets secondaires indésirables comme le vertige ou le delirium. Dès lors, le risque de chute peut augmenter du fait de la variété de médicaments consommés. Avant d'aborder les différentes situations qui augmentent un tel risque, nous définissons dans la section suivante ce que nous entendons par « *risque* ».

1.2.2 Notion de risque

Généralement, un risque est défini comme étant une éventualité peu probable, ce qui le différencie par rapport au danger. On parle en effet de danger lorsque la probabilité d'occurrence et les conséquences sont importantes, tandis que le risque existe dès que sa probabilité d'occurrence n'est pas nulle. Dans l'échelle de Turin, on parle de risque normal dès le niveau 1, et d'objet dangereux à partir du niveau 5 [9]. La définition du risque implique donc la connaissance d'une probabilité d'occurrence et d'une gravité des effets ou conséquences. L'appréciation de ces différents critères est hautement subjective, ce qui peut justifier que dans les domaines scientifiques et techniques une définition quantifiable et rigoureuse du risque est souhaitable. Selon, Christian Huygens (1657), le risque est l'espérance mathématique d'une fonction de probabilité d'événements. Il peut donc s'exprimer par une combinaison linéaire des multiplications entre probabilité d'occurrence et amplitude de la gravité. Il s'agit en effet de la valeur moyenne des conséquences d'événements affectés de leur probabilité. Ainsi, si un événement e_1 a une probabilité d'occurrence p_1 avec une conséquence probable C_1; de même un événement e_n ayant une probabilité p_n et une conséquence C_n , alors le risque vaudra [1]:

[1] https://fr.wikipedia.org/wiki/Risque

$$R = \sum_{i=1}^{n} p_i C_i \quad (1)$$

Le produit $p_i C_i$ est appelé valeur de l'aléa *i.*

Dans notre projet de recherche, nous nous intéresserons au risque lié à une chute lors d'une position debout unipodal (se tenir sur une seule jambe) ou une activité dynamique (la marche). Nous recensons dans la suite du chapitre introductif les facteurs qui augmentent le risque de chute (c'est-à-dire qui augmentent la probabilité d'occurrence) en les divisant en deux grandes catégories : les facteurs intrinsèques et les facteurs extrinsèques.

Les facteurs intrinsèques sont essentiellement liés à l'état physique de la personne tandis que les facteurs extrinsèques sont liés à son environnement et lui sont donc extérieurs. Nous discutons ces deux facteurs dans la section 1.4. La section 1.3 relate les conséquences des chutes et leurs fréquences.

1.3 Problématique

Dans cette section, nous abordons la problématique générale de notre recherche à savoir les conséquences des chutes et une problématique spécifique qui concerne la fréquence des chutes chez les personnes atteintes de la maladie de Parkinson (PAMP).

1.3.1 Les conséquences des chutes

Les chutes chez les personnes âgées constituent une préoccupation majeure dans le domaine de la santé publique en raison de leur impact sur l'état physique et physiologique de l'humain. En effet, les chutes représentent la troisième cause d'invalidité chronique dans le monde [10] et causent environ 81-98% de blessures physiques et parfois la mort de l'individu [11]. Plus d'un tiers (37%) des blessures subies concernaient la fracture de la hanche, le genou et/ou la partie inférieure de la jambe [6]. En 2009, le coût total d'hospitalisation était compris entre 0,85 et 1,5% du

total des dépenses de santé au Québec, aux États-Unis, en Australie et dans l'Union Européenne [11]. En plus des dommages physiques et leur coût élevé, les chutes laissent un impact psychologique à cause de la peur de retomber et un manque de confiance en soi pour garder l'équilibre lors des situations inattendues. Ces diverses conséquences s'intensifient chez les personnes atteintes de la maladie de Parkinson (PAMP).

1.3.2 La maladie de Parkinson

La maladie de Parkinson est particulièrement caractérisée par la perte progressive des neurones produisant la dopamine, un messager neurochimique qui permet de planifier, d'exécuter et de contrôler les gestes moteurs appris ou les gestes moteurs automatiques comme la marche, la mastication, lancer ou attraper une balle, etc. Cette maladie est au deuxième rang des maladies neurodégénératives après la maladie d'Alzheimer. Elle touche environ 1.9% des personnes âgées et en France par exemple on compte environ 200 000 personnes atteintes [12]. Selon les données de l'Organisation Mondiale de la Santé (2016), à l'échelle mondiale, on estime que 6.5 millions de personnes seraient atteintes et la maladie est diagnostiquée chez plus de 300 000 personnes chaque année. Au Canada, environ 100 000 personnes seraient atteintes, dont 25 000 au Québec [13].

La maladie de Parkinson débute en général dans la sixième décennie mais peut survenir à tout âge (moins de 5% ont moins de 50 ans) [14]. On estime qu'à 65 ans, une personne sur 100 serait atteinte, et deux personnes sur 100 seraient atteintes à 70 ans et plus. Le nombre de personnes atteintes de la maladie de Parkinson augmente donc avec les années et avec l'accélération du vieillissement de la population mondiale.

S'il est connu, comme annoncé précédemment, que la perte de vue peut augmenter le risque de chute, la maladie de Parkinson (MP) est également un facteur important qui peut l'augmenter encore plus. De façon générale, la perte de la substance dopaminergique dans le mésencéphale menace l'autonomie fonctionnelle et la qualité de vie de l'humain. Cette absence de

substance rend très vulnérable les PAMP qui chutent jusqu'à neuf fois plus que les personnes du même âge non-atteintes [15].

1.3.3 Fréquences des chutes chez les PAMP

Plusieurs études ont montré que le taux de chute est relativement élevé chez les personnes atteintes de la maladie de Parkinson (PAMP) [16-19]. Ces auteurs ont rapporté le nombre de chutes au moyen d'une entrevue ou par des appels téléphoniques effectués de façon hebdomadaire ou mensuelle. Wood et coll. [18] ont montré que 68% des participants ont déclaré au moins une chute dans les mois précédents l'étude (entre 3 et 12 mois). Pickering et coll. [20] ont analysé un échantillon de grande taille (473 PAMP) pour une période de trois mois dans le but de déterminer le nombre réel de chutes pendant une courte période d'étude. Leurs résultats soulignent que la fréquence de chute est élevée chez la PAMP même pendant une période relativement brève. Le taux de chute était respectivement de 46% et 21 % chez les participants avec ou sans chutes antérieures. Une autre étude a déterminé la fréquence des chutes dans un groupe de 350 PAMP [17]. Ils ont rapporté 626 chutes survenues dans l'année précédente chez 161 PAMP. Parmi 115 PAMP, 32.9% ont signalé des chutes récurrentes (2 ou plus) et 46 PAMP (13.1%) ont déclaré avoir chuté une seule fois pendant l'année précédente. Des études récentes effectuées respectivement en 2011 et 2012 corroborent la fréquence élevée des chutes dans cette population. Contreras et coll. [21] en 2011 ont montré, sur un échantillon de 160 PAMP, que 62 PAMP (38.75%) ont déclaré avoir effectué au moins une chute depuis le début de la maladie, et 42 d'entre eux avaient effectué des chutes récurrentes (soit 68% des PAMP « chuteurs»[2]). La moyenne des chutes chez les chuteurs récurrents (68%) au cours des années précédentes était la suivante : une ou plusieurs chutes par jour (4.8%) ; une chute par semaine (9.7%) ; une chute par mois (25.8%) ; une chute tous les six mois (59,7%). Ces chutes ont causé en autre des fractures chez 20 PAMP (32.2% des chuteurs) ; des ecchymoses, des lacérations de la peau, et d'autres blessures à 16 autres PAMP (25.8% de chuteurs). Voss et coll. [22] en 2012 rapportent que sur 413 PAMP en début de maladie, 23% avaient chuté et 11% étaient des chutes habituelles.

[2] Un participant est classé comme « chuteur » s'il déclare deux ou plusieurs chutes dans une période de suivi.

À la vue de ces chutes habituelles et récidives chez les PAMP, la section ci-dessous tente d'appréhender les différentes causes de ces chutes.

1.4 Facteurs liés aux chutes

La perte de la dopamine dans le mésencéphale où siège les noyaux gris centraux, entraîne plusieurs symptômes moteurs (tremblements, rigidité, problèmes de la marche, de posture, d'équilibre, etc.) et non moteurs (anxiété, dépression, problème de pression orthostatique, etc.) [23]. Dans notre projet de recherche, nous nous sommes intéressés principalement aux symptômes moteurs et ce sont ces derniers qui seront abordés dans la suite.

1.4.1 Les symptômes moteurs de la maladie

Le syndrome parkinsonien est caractérisé par de multiples symptômes en début comme en stade avancé de la maladie. Les principaux symptômes moteurs observés chez la PAMP sont la bradykinésie, l'instabilité posturale, la rigidité musculaire, et le tremblement [24].

Le tremblement est le symptôme le plus connu en début de la maladie. Il est particulièrement marqué au repos et s'aggrave en situation de fatigue et d'émotion. Il consiste en une agitation d'un membre ou de tout le corps et commence souvent par un relâchement musculaire et une extension rythmée des doigts, de la main ou du pied, ou par une supination rythmée de l'avant-bras [12]. Ce symptôme n'est pas le plus invalidant car 23% des PAMP ne présentent pas de tremblements [25].

La rigidité musculaire ou l'hypertonie extrapyramidale est la résistance au mouvement. Elle débute souvent dans la jambe et le cou, et touche la plupart des personnes atteintes. Les muscles deviennent tendus et contractés. Certaines personnes peuvent ressentir une douleur ou une raideur.

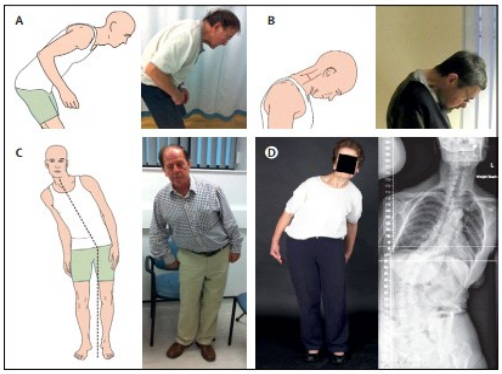


Figure 1.1: Déformations posturales dans le plan sagittal (A: camptocormie, B: antecollis) et le plan coronal (C : syndrome de Pisa, D: scoliose) [26]

La rigidité s'aggrave à mesure que la maladie évolue, ce qui rend les mouvements graduellement plus difficiles. Elle est responsable de l'instabilité posturale comme des problèmes de posture (voir figure 1.1) tels que le buste penché vers l'avant, le dos voûté, le regard dirigé vers les pieds, les bras collés au corps et les genoux fléchis [12]. Toutefois, ce sont des caractéristiques qui se manifestent plus tardivement selon l'évolution de la maladie.

Dans la maladie de Parkinson, les chutes sont liées principalement à l'instabilité posturale et à la rigidité musculaire [27]. Cependant, la caractéristique la plus invalidante est la bradykinésie (lenteur des mouvements) ou l'akinésie (absence de mouvements). Ce sont des troubles de la marche qui apparaissent dans les stades avancés de la maladie et rarement en début. En présence de ces troubles, la personne atteinte peut involontairement se pencher en avant ou en arrière au-delà du point d'équilibre de non-retour et chuter, ce qui entraîne souvent des blessures. Au fil du temps, le corps de la personne atteinte peut s'incliner de plus en plus vers l'avant. Il peut avoir l'impression de courir après son centre de gravité en accélérant le pas quand il marche. Dans les cas extrêmes, la PAMP peut involontairement se retrouver entraîné vers l'avant en marchant de plus en plus vite, mais toujours à petits pas (phénomène de festination) [12].

Les personnes atteintes de la maladie de Parkinson ont également des difficultés à débuter la marche et ces difficultés augmentent lorsqu'il s'agit d'effectuer un demi-tour, franchir des

espaces étroits tels qu'une porte ou en approchant une cible. Il se produit donc le phénomène que l'on appelle enrayage cinétique (blocage moteur[3], pieds « collants » ou piétinement) [12]. L'enrayage cinétique est un épisode transitoire d'une durée inférieure à une minute au cours duquel le pied de la personne atteinte reste « coller » au sol. Ce phénomène peut durer plusieurs secondes lors de perturbations attentionnelles comme un obstacle imprévu, trop de gens, fin de dose de médication, etc. Dans ces situations, la PAMP peut être déséquilibrée vers l'avant ou vers l'arrière et chuter.

En plus des troubles de l'équilibre et de la marche responsables des chutes récurrentes chez les PAMP, les informations sensorielles peuvent aussi être diminuées chez la personne atteinte en raison du vieillissement. Des facteurs autres que la maladie interviennent également dans les chutes et augmentent considérablement le risque. En effet, il est connu que 60% des chutes se produisent à domicile et sont généralement dues aux conditions climatiques, aux types de sol, à l'état de santé, aux prises de médicaments, etc. Ces différents facteurs jouent un rôle non négligeable non seulement dans la réduction de la mobilité d'une personne âgée mais aussi dans l'augmentation de la fréquence des chutes. La sous-section suivante présente quelques-uns de ces facteurs.

1.4.2 Autres facteurs du risque de chute

Nous avons évoqué précédemment la tranche d'âge qui est généralement affectée par la maladie de Parkinson. À cet âge s'observent également divers maux qui augmentent le risque de chute.

1.4.2.1 Facteurs liés au vieillissement

Des études comme celle présentée dans [28] ont démontré que certains facteurs peuvent également affecter le risque de chute. Nous présentons ceux-ci dans un tableau (voir tableau 1.1).

[3] Nous utiliserons l'un ou l'autre de ces termes pour désigner le même phénomène : enrayage cinétique ou blocage moteur.

À ces facteurs s'ajoutent également ceux provenant de l'environnement, soit du monde extérieur de la personne.

1.4.2.2 Facteurs extrinsèques du risque de chute

Dans une liste non exhaustive, nous citons quelques facteurs extrinsèques comme par exemple : les obstacles sur lesquels on trébuche dans les maisons (seuils de portes, tapis, câbles, etc.) ; un désordre dans la maison ; les surfaces irrégulières ou glissantes (types de sol) ; un mauvais éclairage ; les passages étroits ou encombrés ; les chaussures inappropriées ; les trottoirs accidentés ou fissures dans les trottoirs ; les escaliers sans main courante ; la présence d'obstacles non signalés ; la neige ou glace sur les escaliers ou les allées ; l'utilisation d'échelles, etc.

Tableau 1.1: Les autres facteurs intrinsèques liés au vieillissement

Troubles neurologiques et pathologies spécifiques	Accident vasculaire-cérébral; Hématome sous-dural Crise convulsive Incontinence, notamment urinaire Diabète Arthrose Démence
Affections cardio-vasculaires	Troubles du rythme (Supra ventriculaire) Infarctus du myocarde Valvulopathie Hypotension orthostatique Syncope vaso-vagale Maladie thromboembolique
Troubles métaboliques	Hypoglycémie Dyskaliémie Hypercalcémies
Caractéristiques sensorielles	Vision du relief réduite Erreurs visuelles de perception
Locomoteur et neuromusculaire	Manque d'exercice physique (Vie sédentaire) Surestimation de sa propre condition physique Diminution de la densité osseuse
Autres	Effets collatéraux des médicaments (antidépresseurs, tranquillisants, somnifères, hypotenseurs, diurétiques, etc.) Manque de calcium et de vitamine D Perte de conscience transitoire avec sensations de vertige, malaise, Coup de sommeil brusque

1.5 Conclusion et structure de la thèse

Les chutes constituent un problème de santé majeur chez les personnes âgées en particulier les personnes atteintes de la maladie de Parkinson (PAMP). Différents facteurs, comme nous l'avons vu précédemment et résumé sur la figure 1.2, augmentent la recrudescence des limitations fonctionnelles. Pour remédier le mieux possible à la situation, divers moyens (incluant l'utilisation des dispositifs issus des réalisations technologiques) sont proposés dans des travaux de recherche récents [29-34].

La première partie de ce document sera tout d'abord consacrée à une revue de la littérature (chapitre 2). *Primo*, nous abordons les principales théories qui permettent d'appréhender les mécanismes du vieillissement en énumérant les différents systèmes impliqués dans l'équilibre. *Secundo*, nous présentons les méthodes employées pour identifier et réduire les risques de chutes.

La seconde partie propose une amélioration des méthodes utilisées pour évaluer un risque de chute chez les personnes âgées. Pour ce faire, nous proposons une version automatique du test clinique sur une seule jambe où un niveau du risque de chute est calculé à l'aide d'une semelle interactive (chapitre 3).

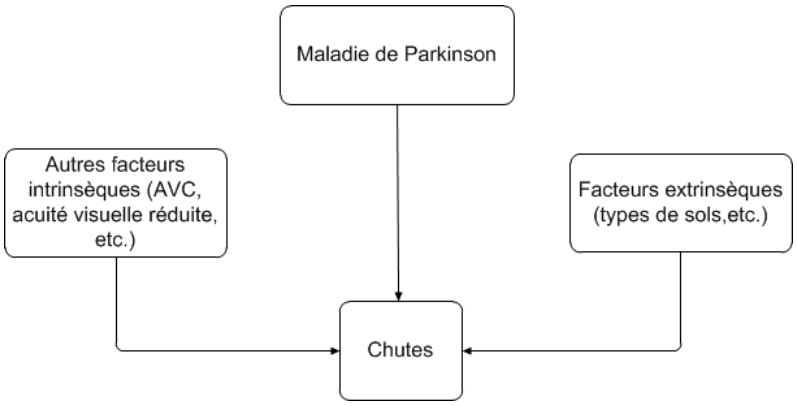


Figure 1.2: Résumé de la problématique

Afin d'améliorer l'efficacité du calcul du risque de chute en temps réel et dans la vie quotidienne, un modèle d'équilibre a été proposé et comparé au test clinique sur une seule jambe (chapitre 4). Ce modèle d'équilibre permettra d'étudier la réponse posturale d'une personne ayant une perturbation imprévisible. Notre contribution suggère que le risque de chute lors de ce test clinique pourrait être prédit à l'aide d'un modèle dynamique. Pour le suivi à long terme à domicile, tout ce système pourrait être inclus dans un dossier médical électronique et pourrait être utile comme outil d'aide au diagnostic dans un contexte de télémédecine.

Dans le chapitre 5, nous présentons l'utilisation d'une chaussure interactive où un indice sera calculé pour différencier automatiquement plusieurs types de sol. Par la suite, un calcul du risque de chute pourra être effectué pour chaque sol. Nous présentons également dans ce chapitre l'utilisation de la stimulation vibrotactile sous la plante du pied pour réduire le niveau du risque de chute sur différents sols.

Plusieurs recherches ont étudié des méthodes de stimulation pour réduire le risque de chute chez les personnes atteintes de la maladie de Parkinson. Cependant, peu d'études ont évalué le rôle que pourrait avoir une stimulation vibrotactile par rapport aux autres stimulations. Dans cette cinquième partie (chapitre 6), nous comparons trois types de stimulation (auditive, visuelle et vibrotactile) à l'aide d'un test clinique appelé le test de la chaise chronométré (TUG) qui sera décrit dans le chapitre 2.

En utilisant le facteur « durée » de ce test TUG comme suggéré dans la littérature, la capacité à détecter un peu plus tôt une anomalie dans la démarche est difficile à faire en particulier chez les personnes âgées en bonne santé (PABS) ou des PAMP en début de maladie. Dans une sixième partie (chapitre 7), nous proposons une nouvelle méthode pour évaluer le risque de chute quotidiennement. Pour obtenir suffisamment d'informations, nous avons divisé en différentes phases le test TUG selon les activités qu'il contient. Ensuite, nous avons extrait certains

paramètres de la marche pour chaque activité incluse dans le test. Enfin, nous calculons le risque de chute de chaque activité à l'aide d'un réseau de neurones artificiels.

La dernière section (chapitre 8) conclut la thèse proposée ainsi que sa contribution principale, en énumérant un résumé des différents avancements des connaissances, ainsi que des perspectives pour des développements futurs.

Chapitre 2

Revue de la littérature

Résumé

En raison de tous les problèmes liés aux chutes, diverses méthodes sont proposées afin d'obtenir des informations plus objectives ou quantitatives des troubles de l'équilibre et de la marche pour sa meilleure prévention. De nombreux travaux de recherche, comme nous le verrons à travers cette revue de la littérature, ont mis en œuvre des stratégies et des dispositifs portables intelligents afin d'analyser certains paramètres spécifiques conduisant aux chutes. Toutefois, il serait opportun d'appréhender les différents systèmes impliqués dans l'équilibre humain. À travers cette revue, nous montrons comment un dysfonctionnement de ces systèmes amplifie le risque de chute.

2.1 Les systèmes impliqués dans l'équilibre

De nombreux chercheurs ont effectué plusieurs expériences afin de mettre en lumière les facteurs importants responsables des chutes. Bien que les facteurs qu'ils évoquent soient variés, ils concluent en adoptant diverses stratégies et expériences, que les facteurs internes comme le manque d'équilibre[4] et les problèmes de posture sont les deux facteurs importants impliqués dans les chutes [35]. L'une de leurs expériences consiste à soumettre une personne à des perturbations [36]. Ces diverses expériences ont permis de conclure que les principales structures mises en jeu dans le maintien de l'équilibre et le contrôle de la posture sont le vestibule, le système proprioceptif, le système visuel, le système somatosensoriel et les informations cutanées plantaires. Chacun de ces systèmes que nous aborderons dans les sections suivantes possèdent des récepteurs sensoriels qui reçoivent des informations provenant aussi bien du monde intérieur qu'extérieur à l'humain. D'autres organes, que nous n'aborderons pas dans cette revue, sont également impliqués dans le processus d'équilibre à savoir le tronc cérébral, le cervelet, les ganglions de la base et les hémisphères cérébraux au niveau des aires motrices [24].

2.1.1 La vision

Les études, comme celles présentées dans [37-40], ont montré que les PAMP ont une déficience visuelle liée à la maladie. Lord et coll. [41-43] ont montré dans leurs travaux qu'une privation des informations visuelles augmentait les oscillations posturales de 20% à 70%. En effet, le système visuel intervient comme un élément d'orientation et de déplacement dans l'espace. L'œil permet de fixer un point de repère essentiel : la position de l'individu par rapport aux objets qui l'entourent. Ces informations visuelles (renseignements spatiaux) sont transmises au système nerveux central (SNC) qui les exploite pour la posture et l'équilibration.

[4] Notons, cependant, que l'équilibre est indissociable de la posture, et la fonction d'équilibration doit permettre, dans son aspect statique, le maintien de la posture en dépit des forces perturbatrices, ainsi que, dans son aspect dynamique, l'adaptation permanente du rapport aux appuis afin d'assurer la poursuite du mouvement ou du déplacement.

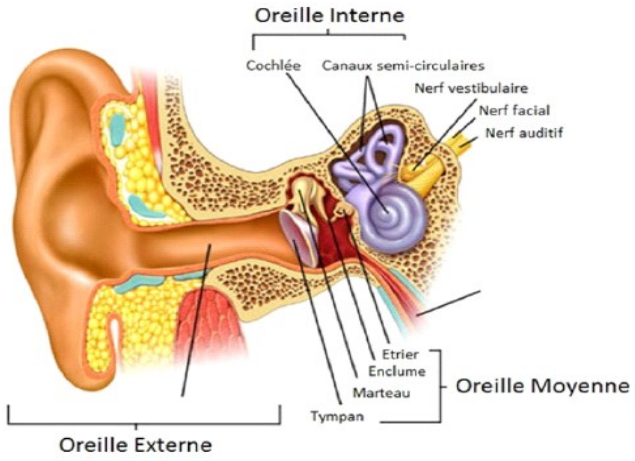


Figure 2.1: Le système vestibulaire [44]

Ainsi, les problèmes visuels liés au vieillissement tels que la baisse de l'acuité visuelle (la cataracte, la presbytie, la dégénérescence maculaire, etc.) entraînent une mauvaise vision et augmentent le risque de chutes.

2.1.2 Le vestibule

Le vestibule (figure 2.1) composant de l'oreille interne, renferme les organes sensoriels qui captent des messages sensoriels et les transforment en influx nerveux. Le vieillissement de cet organe est ce que l'on appelle « *presbyvestibulie* ». Spécialisé dans la détection des accélérations linéaires ou rotatoires de la tête dans l'espace, le vestibule participe activement au maintien de l'orientation et à la régulation de l'équilibre statique et dynamique.

Plusieurs chercheurs ont utilisé divers stimuli pour mettre en évidence le rôle du vestibule dans la stabilité posturale. La perturbation des entrées vestibulaires effectuée par une stimulation calorique ou par une stimulation galvanique au niveau des mastoïdes engendre une dégradation de la stabilité posturale [45-47]. En effet, lorsqu'on excite le labyrinthe gauche à l'aide d'une stimulation galvanique on observe une inclinaison de la tête et du corps à gauche. Lorsqu'on effectue ensuite une correction on observe que le corps dévie vers la droite [46].

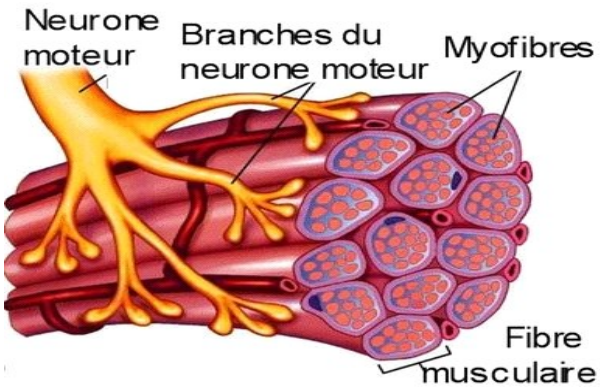


Figure 2.2: Les fibres musculaires et la localisation des mécanorécepteurs profonds[5]

En présence d'une stimulation galvanique, ces constats sont observés aussi bien chez des sujets sains que des personnes atteintes d'une neuropathie [48]. Plus la stimulation utilisée pour mettre en évidence le rôle du vestibule est forte, plus les oscillations dans le plan antéropostérieur sont importantes dans les deux populations.

2.1.3 Le système proprioceptif

Les mécanorécepteurs profonds (figure 2.2) localisés dans les muscles et tendons articulaires informent le système nerveux central sur la position et les déplacements du corps par rapport à la surface du support. Ils renseignent aussi sur l'état d'un segment par rapport à un autre ou par rapport au reste du corps.

Le système proprioceptif et les mécanorécepteurs cutanés (les mécanorécepteurs seront abordés dans la section suivante) constituent ensemble une voie d'entrée fondamentale pour l'équilibre du corps. Ainsi, un dysfonctionnement proprioceptif a non seulement un rôle majeur dans les troubles du mouvement plus explicitement dans les troubles du mouvement parkinsonien [49] mais aussi dans le système somatosensoriel [48].

[5] http://prevost.pascal.free.fr/theorie/muscle/anat_muscle.htm

2.1.4 Le système somatosensoriel

Le cortex somatosensoriel reçoit des informations provenant de la surface du corps par l'intermédiaire des neurones relais et des neurones sensitifs. Simoneau et coll. [45] ont étudié les effets du déficit du système somatosensoriel sur le contrôle de l'équilibre. Leur résultat indique que les déficits d'un tel système conduisent à une diminution marquée de l'aptitude à maintenir une position stable en station debout. En outre, leur étude démontre clairement que la fonction somatosensorielle est tout aussi importante que la vision dans le contrôle de la posture pendant une position statique et dynamique.

Les systèmes visuels et vestibulaires ne peuvent donc compenser entièrement la diminution des entrées somatosensorielles.

2.1.5 Les informations cutanées plantaires

Il s'agit des informations provenant des mécanorécepteurs cutanés de la plante du pied. Les sous-sections ci-dessous présentent les différents mécanorécepteurs intervenant dans le processus d'intégration des informations cutanées plantaires.

2.1.5.1 Les mécanorécepteurs cutanés

La peau possède une variété de récepteurs sensoriels qui répondent à différents stimuli comme le toucher, la pression, la vibration, les variations de température ou la douleur. Ces différentes stimulations sont captées par ces récepteurs et véhiculées sous forme d'influx nerveux à travers un réseau de fibres jusqu'au système nerveux central. Les récepteurs sensoriels de la peau sont classés selon le type de stimulus. On distingue donc les thermorécepteurs pour la température, les nocicepteurs pour la douleur, les chémorécepteurs pour les substances chimiques, et les mécanorécepteurs cutanés qui feront l'objet de notre étude.

Tableau 2.1: Les différentes propriétés des mécanorécepteurs cutanés

Types	Stimulus (fonctions)	Adaptation	Classe	Récepteurs par cm^2
corpuscule de Meissner	réponds à des pressions minimes de la peau, aux mouvements légers de surface des vibrations	transitoire	AR1	140
corpuscule de Ruffini	réponds aux pressions sur la peau et aux étirements de la peau	statique	AL2	49
disque de Merkel	réponds aux pressions locales sur la peau et à la discrimination des formes de texture	statique	AL1	70
corpuscule de Pacini	réponds aux vibrations en haute fréquence	transitoire	AR2	21

AR : Adaptation rapide ; AL : Adaptation lente ; type 1 (petites dimensions) ou type 2 (grandes dimensions).

Les mécanorécepteurs cutanés sont responsables de la détection et la transmission des déformations causées par les forces extérieures au système nerveux. Ils en existent cinq dont quatre principaux : deux dans l'épiderme (les corpuscules de Meissner et les disques de Merkel), un dans le derme (les corpuscules de Ruffini) et le dernier, les corpuscules de Pacini, dans l'hypoderme.

2.1.5.2 Caractéristiques des mécanorécepteurs cutanés

En fonction de la stimulation, chaque mécanorécepteur présente des caractéristiques propres qui le distinguent des autres. En se basant sur les travaux de Johnson [50, 51] et de Johnson et Valbo [52], nous pouvons résumer leurs différentes caractéristiques dans le tableau 2.1.

Les mécanorécepteurs sont classés habituellement en fonction de leur taux d'adaptation qu'il s'agisse d'une adaptation rapide (AR) ou d'une adaptation lente (AL) et que leur champ récepteur soit de type 1 (petites dimensions) ou de type 2 (grandes dimensions). Les corpuscules de Pacini (AR2 : Adaptation rapide, type 2) sont localisés au niveau de la paume, des doigts et du pied et répondent mieux aux vibrations en hautes fréquences (40-800Hz) contrairement aux corpuscules de Meissner (AR1) qui sont sensibles aux vibrations en basses fréquences [53]. Quant aux disques de Merkel (AL1), ils répondent aux indentations normales de la peau tandis que les corpuscules de Ruffini (AL2) réagissent à l'étirement latéral de la peau [54]. Les corpuscules de Pacini et les corpuscules de Ruffini permettent de détecter les grandes dimensions des objets tandis que les deux autres détectent spécialement les bordures fines de l'objet [53].

Tous les types de mécanorécepteurs que nous venons de voir sont présents dans les différentes couches de la peau aussi bien dans la paume de la main qu'au niveau de la plante du pied (figure 2.3). En effet, la plante du pied possède une riche innervation sensitive définie par une organisation de ces mécanorécepteurs qui correspondent aux zones d'appui. Le schéma ci-dessous illustre la répartition de ces différents types de récepteurs au niveau de la voûte plantaire.



Figure 2.3: Localisation des mécanorécepteurs de la plante du pied [55]

Note : les corpuscules de Pacini (AR2), les corpuscules de Meissner (AR1), les corpuscules de Ruffini (AL2), et les disques de Merkel (AL1).

Ces récepteurs tactiles plantaires sont à l'origine d'informations particulièrement pertinentes sur les oscillations du corps par rapport à la verticale. Ils permettent de percevoir les irrégularités du corps et d'adapter les réflexes d'équilibration. La peau plantaire assure la pression des différentes zones d'appui. De ce fait, elle présente donc une structure résistance du point de vue mécanique. Sa sensibilité à la pression est essentielle pour le maintien de l'équilibre [56]. Ainsi, pour reproduire partiellement la dégradation des afférences sensorielles observée avec le vieillissement ou dans certaines pathologies, trois techniques sont utilisées à savoir l'ischémie, l'anesthésie de la sole plantaire par le froid ou par iontophorèse. Par exemple, en position orthostatique, l'anesthésie par iontophorèse entraîne une diminution de l'activité du muscle soléaire et une augmentation de l'activité du tibial antérieur [46]. Notons que la réduction de la sensibilité plantaire observée avec le vieillissement altère aussi les réponses posturales dynamiques [57, 58].

2.1.6 Intégration des informations sensorielles

Les différentes informations sensorielles issues de l'ensemble des systèmes cités précédemment sont conduites au système nerveux central et permettent d'éviter une chute. D'ailleurs, le test d'organisation sensoriel (TOS) montre bien le rôle et la contribution de chacun des systèmes dans le maintien de l'équilibre. Dans ce test, le maintien de l'équilibre en position debout est observé sous diverses conditions visuelles et sur deux surfaces d'appui. En effet, pour maintenir son équilibre en position orthostatique, si le support est stable, une personne en bonne santé utilise environ 70% d'indices proprioceptifs provenant des muscles, des articulations, et des tendons; 20% d'indices vestibulaires et 10% d'indices visuels [59]. Si le support devient instable (mousse, surface mobile, etc..), sachant que les informations musculaires, articulaires, tendineuses et tactiles plantaires sont perturbées, dans ce cas, le système nerveux central fait alors plutôt confiance aux modalités vestibulaire et visuelle. Finalement, on peut ainsi en déduire que l'altération d'une ou plusieurs entrées sensorielles n'entraine pas forcément une dégradation du contrôle postural[6]. D'ailleurs comme le confirme les travaux de Peterka et coll. [60], il existe une similarité entre le

[6] Le contrôle postural est la capacité du corps à demeurer dans un alignement adéquat dans deux situations :1) en position statique debout contre la gravité, et 2) en mouvement lors des changements de position et d'orientation.

balancement du centre de gravité des participants normaux et ceux ayant subi une altération du vestibule. Il existe donc souvent une complémentarité et une compensation/substitution sensorielle entre ces divers systèmes. Le schéma ci-dessous résume le processus d'intégration des différentes informations sensorielles dans le maintien de l'équilibre (figure 2.4).

Dans le but de mieux étudier la capacité de l'humain à maintenir l'équilibre (c'est-à-dire obtenir des informations plus objectives/quantitatives des troubles de l'équilibre et de la marche), plusieurs travaux scientifiques utilisent différents modèles mathématiques avec différents niveaux de complexité pour modéliser les différents systèmes cités précédemment.

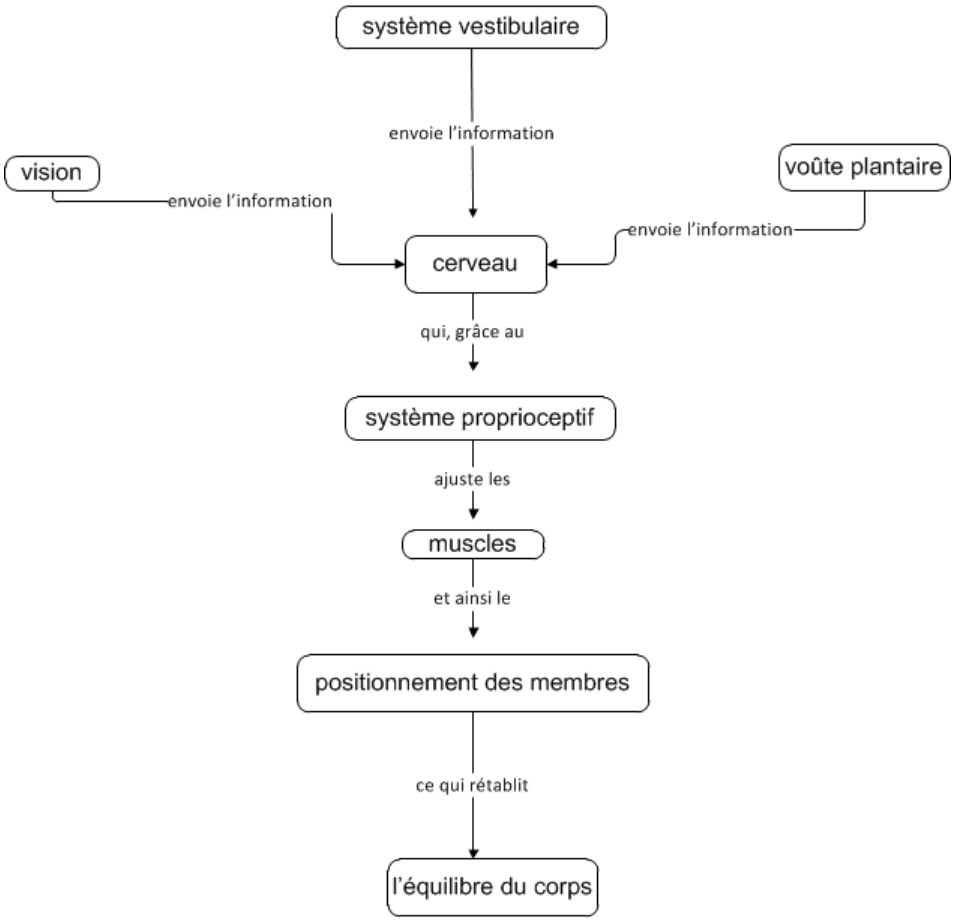


Figure 2.4: Récapitulatif du processus d'intégration des informations sensorielles[7]

[7]Cette figure a été redessinée à partir de la source suivante :
http://cursa.ihmc.us/rid=1235508055932_1969058971_146/ab_09-04%20l'%C3%A9quilibre.cmap

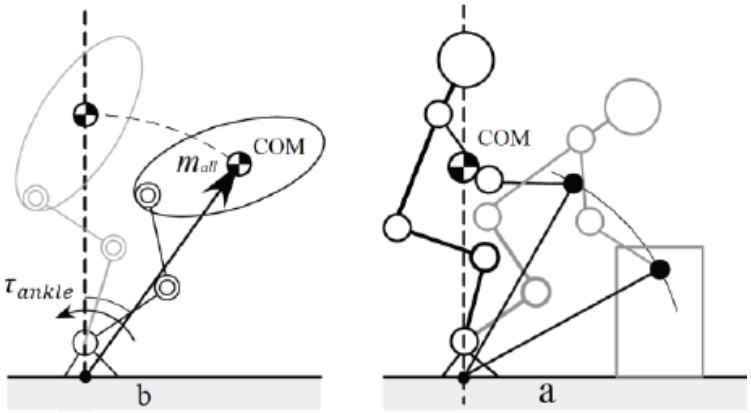


Figure 2.5: Équilibre humain assimilé à un pendule inversé [61]

Le modèle le plus simple utilisé pour décrire le contrôle postural de l'humain est un pendule inversé (figure 2.5) avec une boucle à rétroaction négative [59, 62-64]. Cet aspect de modélisation constituera l'objet du chapitre 4 où après une revue de littérature sur les modèles existants nous proposerons un nouveau modèle d'équilibre humain. Ce modèle permettra d'étudier la réponse posturale d'une personne ayant une perturbation imprévisible. Il permettra ainsi d'évaluer un problème d'équilibre. Afin d'arriver à calibrer ce modèle c'est-à-dire que la sortie représente un niveau du risque de chute, nous allons d'abord effectuer une vue globale des méthodes de prévention et de réduction des risques de chutes.

2.2 Méthodes de prévention des chutes

Les chutes ont des conséquences diverses aussi bien pour la personne que pour la société. L'accélération du vieillissement de la population mondiale implique la recherche de moyens de prévention efficaces pour limiter ses conséquences. Cette recherche de solution nécessite donc de tenir compte de tous les facteurs intrinsèques et extrinsèques liés aux chutes. Cependant, bien que ces facteurs soient variés, multiples et complexes, rappelons que selon la littérature, les facteurs intrinsèques comme les problèmes de la marche, de posture et d'équilibre constituent les facteurs majeurs à prendre en compte [35]. Par conséquent, les chercheurs distinguent

principalement deux méthodes dans la prévention d'une chute : 1) identifier une personne à risque de chute c'est-à-dire détecter une personne ayant des problèmes de la marche, de posture et d'équilibre ; 2) ensuite adopter un moyen pour réduire le risque de chute.

2.2.1 Méthodes de détection des risques de chutes

Le contrôle postural est l'un des facteurs les plus cités dans les études de prévention du risque de chute. Pour identifier une personne à risque de chute, la littérature scientifique utilise généralement un certain nombre de tests cliniques. D'autres tests, autres que ceux cités dans ce document, existent spécialement pour détecter les systèmes neuronaux qui engendrent des problèmes d'équilibre. Mais nous ne les évoquerons pas dans ce rapport. Ils sont détaillés dans la référence ci-contre [65]. Nous évoquerons dans la section suivante les principaux tests cliniques utilisés tels que le test de la chaise chronométré (TUG), le test sur une seule jambe (*OLST* ou test *OLS*) et d'autres tests cliniques aussi importants. Ces différents tests évaluent les aspects statiques (structure squelettique), cinématiques (déplacements des segments) et dynamiques (efforts articulaires) du mouvement des membres inférieurs. Par exemple, les résultats anormaux dans un test TUG permettent de mesurer les déterminants liés à une fracture comme une réduction de la force musculaire.

2.2.1.1 Test de la chaise chronométré (TUG)

Le test TUG mesure la mobilité en autre chez les personnes âgées [66] et est considéré comme un outil fiable pour quantifier non seulement la performance locomotrice, mais aussi la mobilité chez les PAMP [29, 30, 67]. Ce test consiste à se lever d'une chaise, marcher trois mètres, tourner 180 degrés autour d'un obstacle, revenir à la chaise, et se rasseoir. Dans des conditions normales, les chercheurs ont émis l'hypothèse que les adultes neurologiquement sains et indépendants, sont en mesure d'effectuer ce test en moins de 10 secondes. Les participants qui prennent plus de 14 secondes pour terminer le test présentent un risque accru de chutes dans les activités de la vie quotidienne [68].

Généralement, il est utilisé par un clinicien ou en réadaptation. Mais, actuellement, on ne sait pas avec précision quelle portion du test peut être prédictive du risque de chute. Néanmoins, les segments individuels du test ont montré un lien avec les risques de chutes. Par exemple, Dite et Temple [69] ont identifié que le temps pour tourner de 180 degrés est discriminatoire et possède une bonne sensibilité pour identifier plusieurs personnes à risque de chute dont les groupes d'adultes plus âgés avec et sans antécédents de chutes. En outre, la transition assis-debout [70, 71], et la variabilité temporelle des paramètres de la marche lors du test [72] ont été associées à des risques de chutes. Ainsi, grâce à ce test on peut déterminer un participant à risque de chute, en raison de ses petits pas ou la fréquence de ses pas. Cependant, un inconvénient de ce test est qu'il repose généralement sur une décision basée sur une mesure temporelle, ce qui ne permet pas d'évaluer la performance globale d'une séquence de tâches (se lever, marcher en avant, tourner, revenir en arrière, tourner encore, et s'asseoir). Il manque des informations spécifiques sur les composants de chaque tâche qui pourraient révéler des problèmes de mobilité plus spécifiques. Par exemple, avec une mesure temporelle, on ne peut identifier adéquatement une personne en début de la maladie de Parkinson. De ce fait, dans notre projet de recherche, aux chapitres 6 et 7, nous proposons d'améliorer la méthode d'évaluation du risque de chute lors d'un TUG.

2.2.1.2 Test clinique sur une seule jambe (OLST)

De nombreuses études cliniques ont montré que le *OLST* ou le test *OLS* est un test simple qui peut être utilisé pour déterminer des problèmes d'équilibre liés à une maladie neurologique, une faiblesse musculaire, des déficits sensori-moteurs [73, 74], etc. Ce test également appelé test unipodal, mesure le temps en secondes (un score), qui est considéré comme le niveau de stabilité de l'équilibre du participant. Les participants qui ne peuvent effectuer ce test pendant au moins cinq secondes sont à risque accru de chute. Les chercheurs ont défini qu'une durée supérieure à trente secondes montre un très faible risque de chute [74]. Cependant, l'utilisation du temps comme indice du risque de chute n'est toujours pas un facteur assez discriminant pour les décisions médicales, telles que l'adaptation de la dose de médicament, prescrire un médicament différent ou

adapter le niveau d'entraînement. Il devient nécessaire de mesurer d'autres paramètres pour évaluer le risque de chute dans ce test. En effet, au cours du test, la capacité du participant à maintenir la force et le poids répartis uniformément sous la plante du pied est essentielle pour l'évaluation de l'équilibre. Les publications scientifiques ont d'ailleurs montré que les personnes âgées qui présentent un équilibre instable ont un plus grand déplacement du centre de pression (CdP) [75]. Le CdP est défini comme étant l'emplacement du point de la réaction verticale du sol, et est souvent utilisé pour identifier un déficit d'équilibre [76]. En plus du facteur temporel qui renseigne sur la durée, les déplacements du CdP lors de ce test sont devenus des paramètres qui pourraient être pris en compte dans une évaluation du risque de chute. À cet effet, plusieurs études ont utilisé une variété de mesures du CdP à l'aide d'une plateforme de force pour prédire un risque de chute [77, 78]. Ils associent la capacité de contrôle de la posture à l'équilibre. Cette association est utilisée pour décrire la capacité de l'organisme à ajuster le CdP à proximité du centre de masse (CdM).

Dans notre projet de recherche, au chapitre 3, nous utiliserons les déplacements du CdP afin de proposer une nouvelle méthode d'évaluation du risque de chute lors du test *OLS*.

2.2.1.3 Autres tests cliniques et limites de fonctionnement

Aux deux tests précédents, nous pouvons aussi ajouter les tests cliniques tels que le test de Tinetti [79], l'échelle d'équilibre de Berg [80], le test de questionnaire relatif à l'enrayage cinétique, et autres, qui aident également à détecter les problèmes de la marche, d'équilibre et de posture.

L'utilisation de ces divers tests cliniques permet d'évaluer le risque de chute d'une personne à partir de certains critères propres à chaque test. Il est vrai que ces tests permettent de catégoriser un participant au groupe « chuteur » ou « non-chuteur », cependant ceux-ci ne regardent pas les performances dans des conditions environnementales modifiées. Cela ne signifie

aucunement que ces tests ne sont pas performants, toutefois le cadre conceptuel des expérimentations est limité, et pour cela ils ne peuvent toujours prédire le rendement réel dans des environnements plus complexes. En outre, peu d'expérimentations examinent tous les aspects du contrôle postural.

En conclusion, ces tests offrent peu d'indications sur la qualité du mouvement utilisé pour accomplir la tâche comme l'alignement des différents segments du corps en station debout ou assis. Ils ne fournissent également aucun moyen d'identifier les systèmes neuronaux ou musculosquelettiques, responsables de la baisse de performance observée chez le participant. Ainsi, grâce aux dispositifs issus de la technologie, de nouvelles méthodes récentes ont donc émergé permettant d'obtenir des paramètres autres que la durée des tests cliniques.

2.2.2 Méthode instrumentale

L'utilisation des méthodes comme la posturographie [81, 82], le système équitest [83], et le tapis instrumenté a amélioré efficacement la détection des problèmes de la marche, d'équilibre et de posture. Dans la suite, nous passons en revue les différentes technologies utilisées dans l'analyse de la marche et de l'équilibre.

2.2.2.1 Tapis instrumenté et système de caméra vidéo

Le tapis instrumenté a été développé afin de mesurer les paramètres temporels et spatiaux de la marche en utilisant une passerelle d'environ trois mètres ou plus. Des capteurs sensibles à la pression sont connectés à un ordinateur personnel [84]. Pendant que la personne marche sur le tapis instrumenté, les paramètres tels que la cadence[8], le temps et la longueur des pas, la vitesse moyenne normalisée par rapport à la longueur de chaque pas sont stockés dans un fichier informatique. Ceux-ci sont calculés automatiquement en fonction des données brutes provenant

[8] La cadence est le nombre de pas par minute. Il s'agit par exemple du nombre de pas effectué lors de l'exécution du test TUG divisé par la durée du test.

des capteurs. En milieu clinique, les systèmes à base de caméra vidéo sont également utilisés pour analyser la marche. Des marqueurs placés sur le participant permettent de mesurer son déplacement.

Ces procédures d'analyse de la démarche deviennent un système principal dans la recherche sur les troubles du mouvement chez l'humain mais elles demeurent coûteuses et non accessible à tous.

2.2.2.2 Autre technologie pour l'évaluation du risque de chute

Pour accroître l'usage des tests cliniques cités précédemment, plusieurs études ont utilisé une autre approche instrumentée, en particulier des capteurs tels que l'accéléromètre, le gyroscope et/ou les capteurs de force portés sur le corps [85, 86]. En appliquant le test TUG et l'échelle d'équilibre de Berg sur 349 personnes âgées, Greene et coll. [87] ont utilisé deux capteurs cinématiques pour évaluer les paramètres de la marche. Chaque capteur cinématique fixé sur le participant (à l'avant de chaque jambe) contenait à la fois un accéléromètre triaxial et un gyroscope à trois axes. Ils ont rapporté quarante-quatre paramètres intrinsèques dont vingt-neuf (la cadence, la vitesse angulaire, le temps pour tourner, etc.) permettaient de différencier significativement les participants chuteurs des non-chuteurs. De plus, Hamacher et coll. [11] ont montré que la variabilité linéaire des mesures temporelles comme le temps de balancement du pied et le temps du pied au sol sont les paramètres les plus importants dans la distinction des chuteurs et des non-chuteurs. Ohtaki et coll. [88], ont utilisé un dispositif également attaché à la jambe pour calculer l'angle de flexion de la cheville. L'équipement utilisé comprenait une paire d'accéléromètre et de gyroscope. Malgré l'efficacité de leur instrument de mesure, ils employaient un dispositif complexe qui ne pouvait être utilisé ou porté par les personnes âgées.

Zampieri et coll. [29] ont utilisé cinq capteurs inertiels portés sur le corps (face dorsale de chaque poignet, et à la poitrine du participant). Ils ont comparé le test TUG effectué respectivement

à domicile et au laboratoire. Leurs résultats montrent que la mesure des paramètres de la marche est possible en dehors de l'environnement clinique. Ce qui démontre d'ailleurs que l'évaluation du risque de chute peut également se faire en dehors d'un milieu clinique ou en dehors d'un laboratoire. Tout ceci aura pour conséquences une diminution des coûts élevés, de même qu'une diminution du temps nécessaire pour compléter un test de mobilité en milieu clinique ou en laboratoire. Il est connu que ce temps est estimé à 2h avec un coût d'environ 2000$US [89]. Cependant, leurs expériences ont été menées dans les maisons avec un seul type de sol et l'analyse de la marche en laboratoire a été effectuée sur un plancher de linoléum.

Dans le but de ramener les tests cliniques à domicile tout en diminuant les facteurs temps et coût, plusieurs types de chaussures ou de semelle (comme l'ont résumé Magaa et coll. [90] et récemment en 2016, Hedge et coll. [91]) ont été développés. Elles comportent l'acquisition de données et/ou de transmission de vibration grâce aux capteurs (l'accéléromètre, le gyroscope et les capteurs de force). Par exemple, des instruments portés aux pieds comme ceux utilisés dans [92-95] et dont quelques-uns sont présentés ci-dessous, permettent également l'analyse de la démarche (figure 2.6).

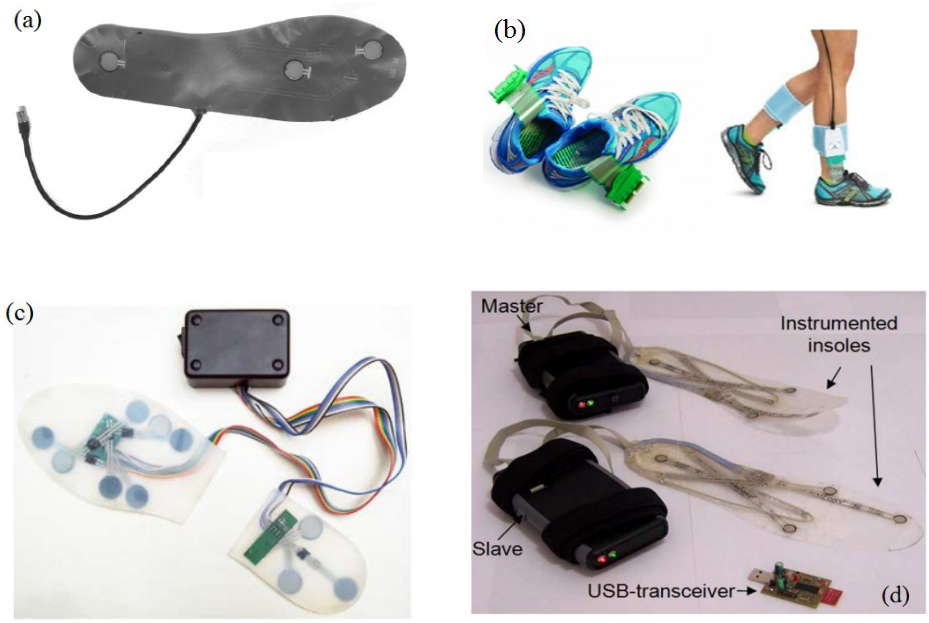




Figure 2.6: Quelques chaussures et semelles instrumentées utilisées dans la littérature :

a) [96], b) [97], c) [98], d) [99], e) [93], f) [100], g) [101]

Ces dispositifs, généralement avec des capacités sans fil [91, 102], démontrent aussi la possibilité de calculer des paramètres de la marche tels que l'orientation et la position du pied [93]. Les auteurs ont conclu qu'à partir des paramètres statistiques (l'énergie, l'entropie, la variance, la moyenne quadratique, le maximum et le minimum, ainsi que la fréquence des pas), leur outil a été capable d'identifier les PAMP en début de maladie ; et de caractériser les déficits dans la marche.

Contrairement aux études précédentes où des paramètres de la marche sont affichés et comparés pour reconnaître une personne à risque, un modèle formel d'évaluation du risque de chute est proposé par Noshadi et coll. [103]. Ils ont analysé certains paramètres de la marche et calculé un indice du risque de chute avec huit paramètres tels que la corrélation entre la force de pression du pas précèdent et du pas suivant, le temps du pas, la cadence de la marche, le ratio entre le temps du balancement du pied et le temps du pied au sol, etc.

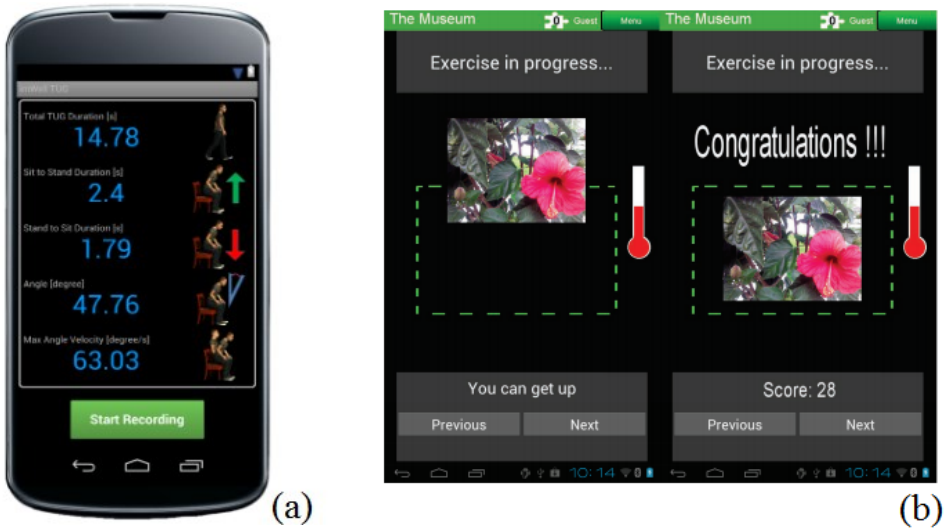


Figure 2.7: Usage du téléphone pour la mesure des paramètres de la marche (a-[67]) et l'évaluation d'un niveau du risque de chute par un score (b-[104])

En sus de ceci, dans l'objectif d'exploiter au mieux la technologie, récemment, le smartphone[9] ou le téléphone intelligent a démontré sa capacité à afficher également les paramètres de la marche [67] ou à évaluer un indice du risque de chute [104] pour une utilisation à domicile (voir figure 2.7).

Dans cette dernière étude [104], une application sur un téléphone intelligent évaluait un niveau du risque de chute chez des jeunes adultes en bonne santé. Elle a été combinée avec une chaussure/semelle interactive à faible coût contrairement aux autres. Nous présentons dans les lignes qui suivent la chaussure et la semelle interactive utilisées.

2.2.2.3 Chaussure et semelle interactive du laboratoire laimi

Le prototype de la semelle interactive est présenté ci-dessous (voir figure 2.8). Ce dispositif est un système intelligent nommé *ACHILE* (*ACtive Human-Computer Interface for Locomotion*

[9] Smartphone : emprunt de l'anglais. Son synonyme en français est : téléphone intelligent (recommandation de l'OQLF, en usage au Québec). Wiktionnaire. Son synonyme sera utilisé dans le reste du document.

Enhancement). Il a été mis au point au laboratoire LAIMI de l'université du Québec à Chicoutimi. Cette semelle vise à prévenir les chutes accidentelles liées aux conditions physiques de l'environnement (sol glissant, pente raide, etc.), ou des anomalies de la démarche (festination, enrayage cinétique, etc.). Elle comporte un ensemble de capteurs tels que l'accéléromètre 3-D (localisé dans le boitier électronique), un capteur de flexion (à l'intérieur de la semelle), les capteurs de force, et un actionneur (moteur vibrant). Ces différents capteurs sont utilisés pour créer un système instrumenté capable de détecter de nombreux paramètres qui caractérisent à la fois la marche et l'équilibre. Pour évaluer la répartition de la force sous le pied, les capteurs de force résistifs (connus sous son nom en anglais *Force Sensitive Resistor* : *FSR*) ont été placés sur la semelle à des positions de pression bien précises. Deux *FSR* ont été placés au niveau du talon, l'un à droite (F_{td}) et le second à gauche (F_{tg}). Deux autres FSR ont été placés au niveau des orteils, l'un à gauche (F_{og}) et le deuxième à droite (F_{od}). En résumé, ce dispositif mesure les forces appliquées en quatre points sous le pied et permet le calcul du centre de pression (CdP).

Les dispositifs présentés ci-dessous (les deux semelles interactives) ont été utilisés tout au long de nos expérimentations. Le choix de la semelle était en fonction de la taille du pied du participant.

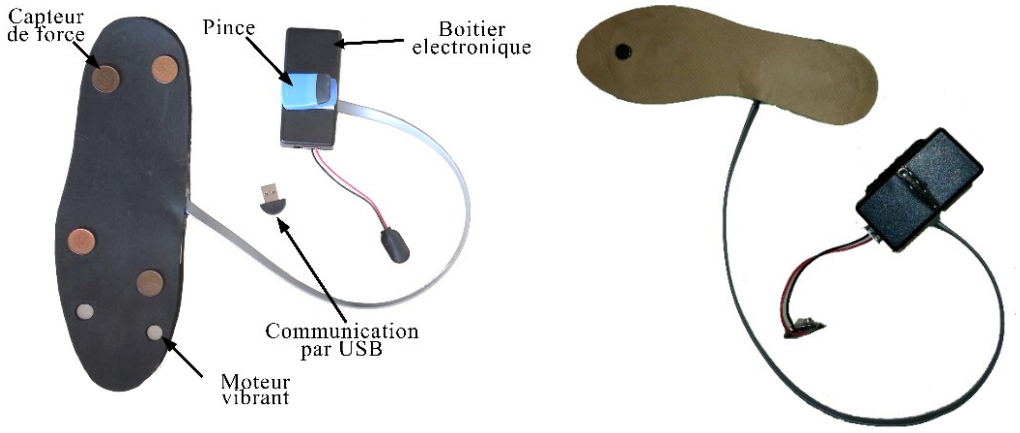


Figure 2.8: Prototype de la semelle interactive [104-106]

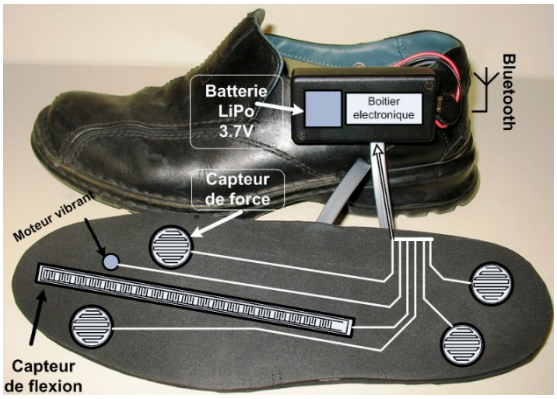


Figure 2.9: Prototype de la chaussure interactive [106]

La chaussure interactive (figure 2.9), employée également dans ce projet, contient aussi plusieurs capteurs tels qu'un accéléromètre à trois axes, des capteurs de force *FSR* et une résistance variable en flexion. Le capteur de flexion mesure la déformation de la semelle, afin d'acquérir plus de paramètres lors de la phase de propulsion de la marche. Tous ces capteurs sont principalement utilisés pour évaluer un risque de chute conduisant à une activation (stimulation biofeedback) des actionneurs vibrotactile (moteur vibrant). En effet, l'actionneur vibrotactile est activé en suivant un rythme de manière à induire une cadence de la marche au même rythmique que la vibration. Aussi, l'actionneur est activé lorsque le risque augmente au-dessus d'une référence telle qu'une marche normale sur le béton ou tout autre sol similaire pouvant reproduire la meilleure situation.

Afin de prendre en compte les facteurs extrinsèques comme par exemple le type sol (cela revient à caractériser les propriétés physiques de l'environnement), l'accéléromètre et les capteurs de force sont exploités pour mesurer les vibrations du sol lors d'un coup de talon. Contrairement à la classification du terrain obtenu par un robot mobile, où l'accéléromètre est situé sur le châssis du robot tel que présenté dans [59], l'accéléromètre de cette chaussure interactive est situé directement entre la force appliquée par l'ensemble du corps et le sol (voir figure 2.10-a). La figure 2.10-b présente également une vue schématique de la semelle interactive précédente (figure 2.8).

La portée de cette étude est donc limitée à l'analyse des coups de talon. Toutes les autres interactions (comme le mouvement à la surface du sol) ne seront pas prises en considération dans ce travail de recherche.

Les signaux provenant des capteurs des dispositifs interactifs (chaussure/semelle interactive) sont acquis à l'aide de la carte électronique représentée sur la figure 2.11. Elle contient un convertisseur analogique-numérique (ADC) et possède des capacités Bluetooth.

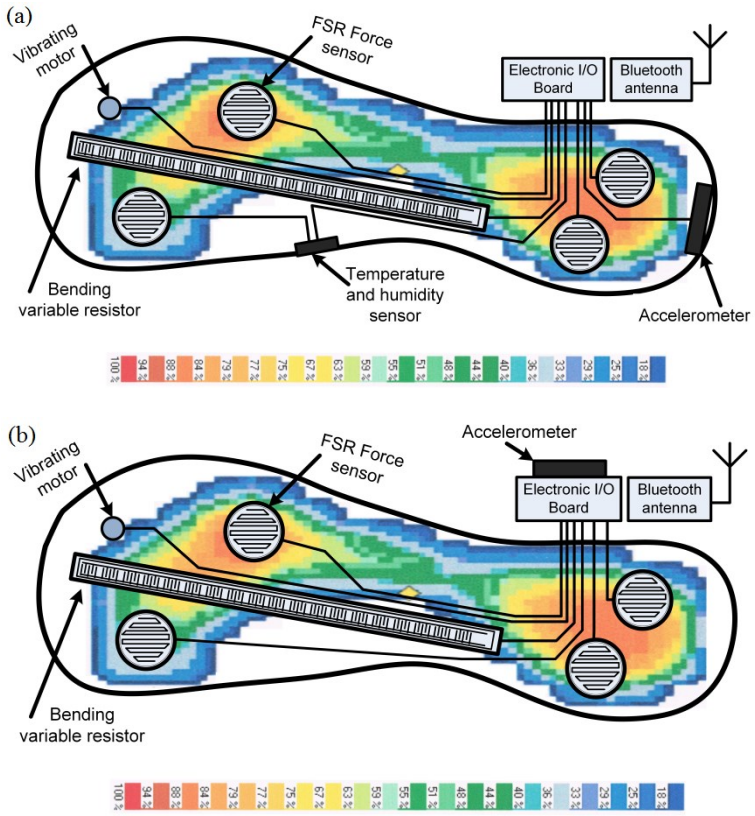


Figure 2.10: L'emplacement des capteurs et de l'actionneur. (a) la semelle de la chaussure interactive. (b) la semelle interactive [106]

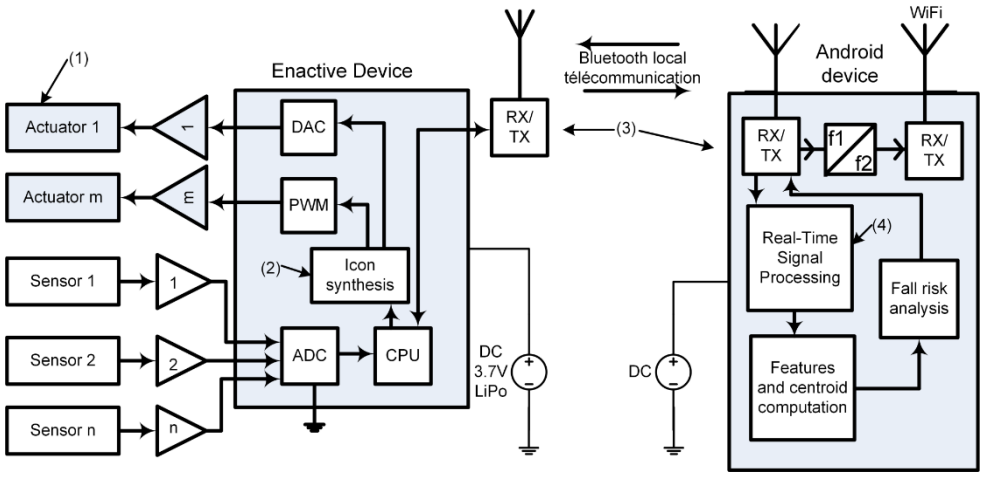


Figure 2.11: Matériel électronique des deux dispositifs interactifs [106]

Le microcontrôleur intégré dans le dispositif interactif est un PIC24 (architecture de 16 bits). Des détails supplémentaires sur le matériel et les opérations électroniques sont fournis dans le document de la référence ci-contre [34].

2.2.3 Analyse des méthodes de détection du risque

Nous pouvons remarquer comme Maki et coll. [107] que la variabilité des paramètres de la marche mesurés est un facteur important à prendre en compte dans la prévention des chutes. Cependant, dans les travaux précédents, ils comparent habituellement les paramètres de la marche pour différencier les groupes sans une évaluation formelle avec les participants aînés, ce qui rend ces études statistiquement non significatives considérant l'absence de groupe de contrôle dans certaines études. Une grande partie de ces travaux rendent l'information symbolique plutôt que la recherche d'un moyen pour corriger le problème. En plus, ces études ne prennent pas en compte l'environnement du marcheur dans leur évaluation du risque de chute. D'ailleurs, à cet effet, un lien entre la variabilité des paramètres de la marche et les propriétés physiques du sol a été démontré précédemment dans d'autres études [108-111]. De plus, certaines ont rapporté les effets

des surfaces instables telles que des rochers sur les paramètres de la marche [112]. Ainsi, parmi les facteurs extrinsèques, le type de sol devient un facteur important à prendre en compte dans l'évaluation du risque de chute.

Nous pensons que ces différentes réalisations technologiques présentées ci-dessus peuvent être utilisées afin d'aider un utilisateur comme une PAMP dans des situations qui peuvent représenter un certain risque de chute. Toutefois, tout instrument de mesure en ingénierie destiné à évaluer efficacement un risque de chute doit être non-invasif, transparent et non-intrusif. De plus, il devrait satisfaire trois principes :

1) la précision (calcul du risque répétable pour trois populations : Jeunes adultes, personnes âgées en bonne santé et PAMP) ;
2) l'exactitude (étalonnage et calibration personnalisés via un entraînement à domicile), et
3) la résolution (nombre de perturbations différentiables, nombre d'activités différentiables).

Ces trois principes sont illustrés sur la figure 2.12.

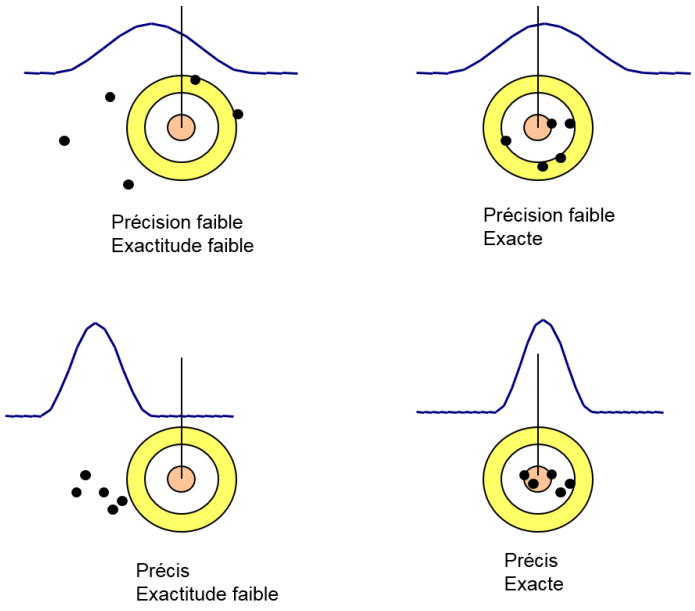


Figure 2.12: Illustration de l'Exactitude-Précision-Résolution [113]

- La précision est une conséquence des erreurs systématiques (ou mauvais étalonnage).
- L'exactitude et la précision peuvent dépendre du temps.
- La résolution définit combien la quantité de deux mesures peuvent être distinguées.

Notre objectif est donc de proposer une nouvelle méthode d'évaluation du risque de chute à domicile en utilisant des tests cliniques et éventuellement entraîner un utilisateur à améliorer son équilibre que ce soit dans un programme de réadaptation ou à titre préventif. Ainsi après la première phase qui consiste à détecter une personne à risque de chute, plusieurs méthodes sont utilisées afin de réduire un risque. Nous évoquons ci-dessous les différents moyens mis en place dans les publications scientifiques.

2.2.4 Méthodes de réduction des risques de chutes

Dans cette section, nous présentons les différentes méthodes de réduction des chutes :

2.2.4.1 Traitements actuels en médecine

Les médicaments dopaminergiques (L-dopa), les agonistes dopaminergiques (la bromocriptine, ropinirole, etc.) ; les antis cholinergiques, etc., sont utilisés pour compenser le déficit en dopamine, et ainsi atténuer les symptômes de la MP. La L-dopa est le traitement le plus utilisé car le plus actif. Ce médicament est transformé en dopamine et utilisé par l'organisme. Cependant, son effet sur d'autres neurotransmetteurs, sur le métabolisme et le transport des autres acides aminés entraîne des effets secondaires qui sont également responsables des chutes de la personne atteinte. Dans cette situation, on constate donc chez celle-ci, la dyskinésie bi-phasique ou une akinésie de fin dose [12], une akinésie matinale (ou tremblement au réveil), ou une akinésie nocturne accompagnée du phénomène d'enrayage cinétique.

Le traitement neurochirurgical de la maladie de Parkinson a été également proposé sous forme de lésions par thermo-coagulation réalisées en condition stéréotaxique au sein du thalamus

pour le contrôle du tremblement [12]. Toutefois, les thermo-lésions présentent des inconvénients tels que les troubles cognitifs, de l'équilibre et de dystonie.

La chirurgie du cerveau ou la stimulation cérébrale profonde (SCP) est également envisageable chez certaines personnes atteintes. Il s'agit d'un traitement chirurgical efficace sur les trois symptômes moteurs de la maladie (tremblements, raideur et akinésie). Malgré les avantages de cette technique par rapport à la thermo-lésion, elle a pour inconvénient majeur un coût élevé et des risques de nature hémorragique et infectieuse. De plus, le fait que le dispositif implanté traverse des parties du cerveau peut potentiellement engendrer des complications neurologiques.

Certes, ces traitements médicaux et thérapeutiques permettent d'atténuer les symptômes mais ils ne freinent pas la progression de la maladie encore moins le niveau du risque de chute. Les problèmes de la marche et de posture ne sont corrigés que partiellement par la prise de la dopamine ou par le traitement non médicamenteux (mesures diététiques, exercices physiques, stimulation magnétique transcrânienne, thérapie génique, cellules souches, etc.). En effet, il est connu que la marche est en grande partie sous le contrôle d'une région du cerveau moyen appelée région mésencéphalique locomotrice située un peu plus bas que les noyaux de la substance noire impliquée dans la maladie de Parkinson. Cette région est composée des noyaux pédonculopontins et cunéiformes logés dans la partie haute du tronc cérébral. Ces noyaux ne fonctionnement pas à la dopamine, mais plutôt à l'acétylcholine, un autre messager [23]. Actuellement, à notre connaissance, aucun médicament n'est utilisé pour agir sur cette région. Pour la posture, c'est la région du tronc cérébral qui contrôle la partie axiale du tronc.

2.2.4.2 La poly-médication

La poly-médication est définie comme la prise quotidienne de cinq médicaments ou plus pour une ou plusieurs affections [114]. Les personnes âgées souffrent habituellement de plusieurs pathologies qui constituent des facteurs de risque de chute. Elles bénéficient souvent d'une prise en charge à 100% [115, 116]. Il est donc fréquent qu'elles aient plusieurs prescriptions, émanant

éventuellement de différents médecins, auxquelles s'ajoute parfois de l'automédication, dans le but de réduire leurs chutes [115]. Cependant, la prise de plusieurs médicaments augmente le risque de chute [114, 117].

En effet, les multiples prescriptions peuvent par exemple entraîner des confusions de médicaments et/ou de leur posologie chez les personnes âgées. Les personnes qui consomment par exemple des médicaments psychotropes (supérieur ou égal à 2) ont un risque de chute qui augmente par rapport à ceux qui n'en prennent qu'un seul [117, 118]. Pour la personne atteinte de la maladie de Parkinson, la poly-médication devient une situation complexe car elle est déjà soumise à un lourd traitement. La poly-médication ne saurait donc réduire les risques de chutes. Elle devient plutôt un facteur de risque important.

2.2.4.3 Interventions multifactorielles

Les interventions multifactorielles consistent à adopter des solutions comme des programmes d'exercice, des modifications comportementales, un examen et une modification des médicaments. D'ailleurs, une directive australienne a rapporté que des programmes visant la réduction de l'utilisation des sédatifs et des tranquillisants avaient entraîné une réduction des fractures de la hanche dans les maisons des soins infirmiers [119, 120]. Le traitement de la pathologie, l'utilisation des barres d'appui et des poteaux de sécurité [35], des cannes, etc., comme aides à la mobilité ; des correcteurs de vue ; des modifications environnementales et l'éducation ; l'alimentation et les suppléments alimentaires sont autant de facteurs d'interventions. Malgré la diversité de ces interventions, elles sont susceptibles d'avoir aussi un impact significatif sur l'augmentation du risque de chute [35, 121]. Toutefois, elles demeurent de bonnes pistes de solutions.

De tout ce qui précède, nous pouvons remarquer qu'il existe un lien étroit entre le risque de chute et la variabilité des paramètres de la marche et d'équilibre [107]. Par exemple, un grand déplacement du centre de pression (CdP) par rapport au centre de masse (CdM) ou bien une

cadence au-dessus/en dessous de la normale peut entraîner une chute. Nous avions également mentionné précédemment que les PAMP ont des difficultés d'initiation et d'arrêt de la marche. À cela peut s'ajouter le problème de blocage moteur qui survient généralement dans des espaces étroits ou par exemple lorsqu'il s'agit de tourner. Dans ces situations, la PAMP peut piétiner sur place et une chute peut survenir. Alors, la question qui se pose dans la section suivante et à laquelle nous tenterons de répondre est de savoir quel moyen adéquat pourrait aider le système nerveux central à initialiser rapidement la marche, diminuer la grande variabilité de ses paramètres, réduire le nombre et le temps du blocage moteur. Par exemple, une stimulation sensorielle pourrait-elle normaliser le rythme de la marche afin d'éviter une chute ?

Dans la section ci-dessous, nous faisons un état de l'art des autres méthodes de réduction des risques de chutes. Il s'agit donc de différentes stimulations sensorielles utilisées dans les travaux scientifiques pour réduire le risque de chute.

2.2.4.4 Méthodes classiques de réduction des risques de chutes

L'utilisation de différentes stimulations sensorielles (auditive et visuelle) permet de réguler les paramètres de la marche et donc de réduire le risque de chute.

a) Stimuli auditifs

S'il est connu qu'il existe un lien étroit entre le risque de chute et la variabilité des paramètres de la marche et d'équilibre, le stimulus auditif rythmique quant à lui, permet d'améliorer ces paramètres, par exemple la vitesse de la marche chez les PAMP [122, 123]. Toutefois, dans ces études l'utilisation de la stimulation auditive n'avait pas amélioré efficacement la longueur de foulée[10] et la cadence mais avait diminué le nombre de blocage moteur.

b) Stimuli visuels

Les marqueurs placés sur un plancher comme repères visuels constituent une approche qui est également efficace dans la régulation et l'amélioration de la longueur de la foulée. Les marqueurs

[10] C'est la distance entre chaque pas mesuré lorsque nous marchons ou courons.

au sol sont efficaces dans l'amélioration de la démarche des PAMP depuis 1967 [124]. Dans certains cas, on demande à la PAMP de marcher au-dessus de chaque marqueur afin d'obtenir la longueur de pas souhaitable. Néanmoins seuls certains stimuli visuels sont efficaces pour améliorer la marche chez ces personnes tels que le cas des lignes transversales, tandis que les lignes en zigzag ou en parallèles ne le sont pas. En outre, les lignes doivent être séparées par une largeur appropriée et une couleur qui les différencie avec le sol afin d'obtenir les meilleurs résultats [125].

c) L'attention

Pour évaluer les stratégies de l'attention, Rubinstein et coll. [126] ont étudié les effets de différentes instructions verbales sur la démarche de la PAMP. Bien que différentes instructions aient été en mesure d'améliorer la vitesse de la marche, les effets n'étaient pas équivalents. La plus grande augmentation de la vitesse a été observée lorsqu'on avait donné comme instruction au participant de marcher plus vite. Cependant, l'allure était anormale, avec une cadence élevée et une faible longueur de foulée.

d) Physiothérapie et combinaison des stimuli auditif et visuel

Certains travaux de recherche [126] ont évalué les effets de la physiothérapie combinée avec les stimuli sensoriels. Les auteurs ont comparé les effets de la physiothérapie classique avec la physiothérapie renforcée par les informations sensorielles. En particulier, les participants ont été soumis aux signaux visuels et auditifs comme déclencheurs, leur permettant l'initiation, la continuation et la vitesse dans le déplacement. Leurs travaux ont montré que les participants qui ont suivi une formation utilisant les stimuli comme aide à la marche avaient une importante amélioration des paramètres de la marche, contrairement aux autres participants qui ont effectué la physiothérapie sans informations sensorielles. Cependant, il est montré qu'une combinaison de deux ou plusieurs stimuli (auditif et visuel/attention) n'améliore pas forcément les performances [127]. Contrairement à ce qui pourrait-être pensé, l'utilisation de deux ou plusieurs stimuli peut fonctionner comme des distracteurs au cours de l'exécution d'un test clinique comme le TUG.

e) Stimuli vibrotactile

D'autres études ont proposé l'utilisation d'un système vibratoire chez des jeunes adultes [31] , des personnes âgées sans la maladie de Parkinson mais ayant des déficits d'équilibre [32, 33], et des

PAMP [128]. Dans cette dernière étude [128], les capteurs sont composés d'une centrale de mesure inertielle installée à la jambe pour détecter la durée du blocage moteur. Leurs résultats ont montré que la stimulation somatosensorielle en temps réel pourrait aider à la ré-initiation de la marche en facilitant le transfert de poids latéral lors d'un blocage moteur. Dans leurs travaux, la durée du blocage moteur a été réduite pendant la phase tournante. Cependant, les effets de la stimulation somatosensorielle ont été rapportés uniquement dans une tâche d'initiation de la démarche et en phase tournante. Leur évaluation ne tenait pas compte des activités de la vie quotidienne, des médicaments ou des perturbations de l'environnement de l'utilisateur.

f) Conclusion des effets des stimulations sur le risque de chute

Plusieurs études résumées par Rocha et coll. [129] ont montré les avantages d'une stimulation auditive/visuelle sur l'amélioration des paramètres spatio-temporels de la marche. Des chercheurs [123, 130] ont suggéré que les indices sonores fournis par un métronome permettent d'améliorer la vitesse et la cadence pendant la marche tout en réduisant la durée du blocage moteur. Les indices visuels (par exemple les lignes transversales sur le sol) ont montré des effets positifs comme l'augmentation de la longueur de la foulée et la vitesse de la marche chez les PAMP [131]. Actuellement, la fréquence idéale de stimulation n'est pas encore entièrement connue dans la littérature, mais il est reconnu que les fréquences de stimulation allant de 90% à 125% de la cadence préférée du participant ont montré un bénéfice sur la vitesse de la marche [132-135], la longueur de foulée et la cadence [132, 135-137]. De plus, selon Moreau et coll. [138], il est à noter qu'une stimulation de plus de 125% à 140% favorise l'apparition du blocage moteur chez les PAMP.

2.3 Conclusion de la revue de la littérature

Les différentes approches ci-dessus proposèrent des solutions pour réduire le nombre et la sévérité des chutes. Cependant, dans l'ensemble, les moyens et les solutions mises en œuvre pour atténuer les conséquences des chutes et les prévenir demeurent encore insuffisants face à l'ampleur grandissant du problème. Même si des progrès notables dans ce domaine ont été réalisés, il semble qu'aucun programme n'ait encore offert une assistance à domicile pour une

personne jugée vulnérable dans les activités quotidiennes. À la lumière de tout ce qui précède et au meilleur de nos connaissances des travaux précédents, aucun travail de recherche n'a étudié l'impact de l'environnement à domicile (les types de sol) sur le risque de chute en caractérisant les propriétés physiques du sol. De plus, aucune étude n'a utilisé une stimulation sensorielle appropriée pour diminuer le risque de chute sur différents types de sol.

Nos approches de solutions seront de proposer une nouvelle méthode d'évaluation et de réduction du risque de chute lors du test clinique sur une seule jambe (chapitres 3 et 4) et lors du test *TUG* (chapitres 5, 6 et 7). De ce travail de recherche, il serait possible à tout utilisateur d'effectuer ces tests cliniques à domicile ou d'évaluer un niveau de risque de chute lié à une activité quotidienne.

Dans notre méthodologie de recherche, nous analysons les vibrations et les forces sous les pieds grâce aux capteurs d'une chaussure interactive (figure 2.9) et utilisons ses données pour distinguer les propriétés physiques du sol. Les vibrations de différents types de sol seront acquises à chaque coup de talon lors d'une première expérience. Après la différenciation du sol, si un certain niveau du risque est détecté (comme la présence d'une couche supérieure d'eau sur la glace), un stimulus approprié pourrait être transmis rapidement à l'utilisateur pour le prévenir. Ce stimulus peut être vibrotactile [31] ou mécanique [139] ; visuelle ou auditive, selon le contexte de l'application finale. De la même façon, dans le cas d'une diminution de la cadence pouvant être liée à un début de festination ou un début d'enrayage cinétique, une stimulation vibrotactile rythmique peut être déclenchée par la semelle interactive (figure 2.8). Ainsi, dans une deuxième expérience, nous étudierons, en particulier, le cas de la stimulation vibrotactile rythmique pour aider la PAMP à réduire le niveau du risque de chute en maintenant une cadence régulière.

En se référant à la littérature scientifique, peu d'études ont évalué l'effet d'une stimulation vibrotactile en la comparant aux autres types de stimulation. Dans nos expérimentations, cette stimulation rythmique vibrotactile sera soumise sous la plante du pied à une fréquence de 10% au-

dessus de la cadence calculée sur le sol présentant le risque le plus faible. Cette fréquence est choisie pour agir sur le mécanorécepteur ayant moins de variation lors du processus de vieillissement. Le choix de la stimulation vibrotactile comme moyen de communication est basé sur le fait que les personnes âgées peuvent souvent avoir des problèmes auditifs et/ou visuels. En outre, le canal haptique[11] semble être tout à fait convenable pour communiquer des informations, car il offre un milieu approprié et plus de sécurité lorsque les utilisateurs sont absorbés dans une tâche visuelle et/ou auditive [140]. De plus, les évaluations vibrotactile ont démontré à maintes reprises leur efficacité dans la correction de l'équilibre d'un marcheur [46, 51-56]. Ainsi, pour une meilleure évaluation de cette stimulation, nous comparerons sa performance aux autres stimulations les plus usuelles (auditives et visuelles).

[11] L'haptique désigne à la fois le toucher et la kinesthésie.

Chapitre 3

Évaluation du risque de chute à domicile en utilisant un téléphone intelligent et une semelle instrumentée

Résumé

Le but de cette recherche est d'améliorer les méthodes utilisées à domicile pour évaluer un risque de chute chez les personnes âgées. Pour ce faire, nous proposons une version automatique du test clinique sur une seule jambe où un score est calculé à l'aide d'une semelle interactive et d'une application fonctionnant sur un téléphone intelligent *Android*. Afin d'évaluer l'efficacité du système proposé, sept personnes âgées en bonne santé (67,16 ± 4,24 ans), quatre personnes atteintes de la maladie de Parkinson (70 ± 12,73 ans) et douze jeunes adultes en bonne santé (28,27 ± 3,74 ans) ont participé à cette étude. Cette partie de la recherche suggérait d'une part qu'il existe une relation inverse entre le score proposé pour le test et le niveau du risque de chute. D'autre part, la semelle interactive et l'application *Android* pourraient être utilisées à domicile comme un outil d'aide au diagnostic afin d'analyser et améliorer les performances des personnes âgées [105].

3.1 Introduction

L'identification des personnes qui sont à risque de chute en raison d'un problème d'équilibre demeure un défi majeur dans la prévention des chutes. Habituellement, une personne à risque de chute est identifiée par des tests instrumentés tels que le TUG [36], le test de Tinetti [141] ou l'échelle d'équilibre de Berg [80]. La plupart de ces tests sont effectués dans un environnement clinique ; ce qui pourrait être coûteux en temps et en argent pour le patient, sa famille ou pour le système de soins de santé. De plus, notons que les conséquences des chutes énoncées précédemment dans le chapitre 2 sont intensifiées par l'accélération du vieillissement de la population mondiale. Autrement dit, dans un avenir proche, il devrait y avoir plus de patients gériatriques et probablement moins de professionnels disponibles pour évaluer le risque de chute dans un cadre clinique.

Récemment, certaines études ont tenté de ramener l'évaluation du risque de chute à domicile en utilisant principalement le test *TUG* [29, 85] ou le test de Berg [104]. Ces travaux de recherche antérieurs montrent un bon potentiel, car ils pourraient permettre d'identifier un problème d'équilibre et une démarche instable à un stade précoce. Cependant, le protocole expérimental et les dispositifs qu'ils emploient comme ceux présentés dans [85] sont rarement manipulables ou accessibles à des utilisateurs non-avertis. Les valeurs cliniques qu'ils mesurent ne peuvent être interprétées par un utilisateur non-expert du domaine. En outre, bien que de nombreux aspects de l'équilibre et de la démarche puissent influencer le risque de chute, le facteur essentiel est la capacité de l'humain à répondre efficacement à des perturbations d'équilibre. Ces perturbations peuvent provenir de différents types de sol. Par exemple, il est connu que certaines surfaces de marche comme les surfaces molles ou du gravier rencontrées dans l'environnement immédiat de l'humain peuvent perturber son équilibre et représenter un facteur important du risque de chute [109, 142]. Malgré ces derniers résultats, dans les travaux précédents, le type de sol sur lequel le participant marche n'est pas pris en compte dans l'évaluation des tests cliniques principalement à domicile. Par conséquent, dans notre recherche, nous évaluons l'impact des perturbations de l'environnement (le type de sol) sur le risque de chute en utilisant le test instrumenté sur une seule

jambe (mieux connu sous son nom en anglais : *One Leg Standing Test ou OLS test*[12]). À notre connaissance, ce test semble être le plus approprié pour une évaluation à domicile contrairement au test TUG qui contient une séquence d'activités. En fait, pendant que le TUG se fait sur trois mètres, l'OLST, quant à lui, nécessite peu d'espace pour être exécuté.

Nous évaluons dans ce chapitre la pertinence d'un système à domicile, peu coûteux, pour le calcul d'un risque de chute. Afin d'atteindre cet objectif, nous proposons une version automatique du test clinique sur une seule jambe (*test OLS*) en utilisant une semelle interactive et une application fonctionnant sur *Android.* Cette application calcule un score, de telle sorte que celui-ci pourrait être associé à un niveau du risque de chute. Pour tenir compte d'un environnement réel (à domicile), nous avons utilisé quatre types de sol : le béton, le parquet, le sable et le gravier. L'objectif était aussi d'être capable d'évaluer différents niveaux de problèmes d'équilibre chez les participants à travers les perturbations engendrées par les types de sol.

Nous émettons donc l'hypothèse que le type de sol pourrait affecter les performances d'une personne sans trouble d'équilibre tel qu'un jeune adulte en bonne santé (JABS). La section suivante présente le système permettant l'usage du test clinique sur une seule jambe à domicile.

3.2 Système proposé

Ce système comprend une semelle interactive (voir figure 2.8) et une application sur *Android* qui calcule un score associé à un niveau du risque de chute (figure 3.1). En effet, de nos jours, les téléphones intelligents ont reçu beaucoup d'attention dans le domaine du suivi à domicile. Ils sont maintenant employés dans le suivi de la santé publique grâce à des capteurs sans fil [143] et peuvent être utilisés en télémédecine (soins de santé d'urgence et suivi intensif des patients à domicile) [144].

[12] Nous utilisons cette expression « test OLS ou OLST » tout au long du document pour désigner le test clinique sur une seule jambe.

Afin d'estimer les performances d'un utilisateur, l'application nommée *OLS Test* (*home-based one leg standing test)* enregistre les données brutes des signaux provenant des quatre capteurs de force FSR de la semelle interactive. Le logiciel comporte essentiellement trois parties qui sont : 1) des instructions sur la façon d'exécuter correctement le test clinique, 2) le calcul d'un score selon la tâche à effectuer et 3) la visualisation des informations pertinentes pour l'utilisateur comme par exemple son score final.

Dès que celui-ci se tient en équilibre sur une jambe, le test peut commencer en appuyant sur le bouton de démarrage (*Start OLS* de la figure 3.1). Un compte à rebours commence à partir du temps normal[13] requis pour effectuer le test (voir tableau 3.1). Les valeurs normales du temps d'exécution du test *OLS* sont présentées dans [74] et elles sont en fonction de l'âge, du sexe et des conditions yeux ouverts ou fermés. À la fin de ce temps requis, l'application arrête le test et les données sont enregistrées dans une base de données. Le login et le mot de passe[14] de l'utilisateur sont préalablement enregistrés dans la base de données afin que celui-ci puisse connaitre sa progression sur une base journalière. Sachant que les données seront toujours enregistrées dans cette base, ce dernier peut donc effectuer d'innombrables essais et l'envoyer au médecin traitant. Pour la sécurité de l'utilisateur, notamment une personne âgée, et aussi pour le bon déroulement du test, une autre personne doit être présente afin d'activer l'application *OLS Test.*

Tableau 3.1. Valeurs normales (en secondes) pour le test sur une seule jambe en yeux ouverts

Âges (ans)	Homme	Femme
18-39	43,2 secs.	43,5 secs.
40-49	40,1 secs.	40,4 secs.
50-59	38,1 secs	36,0 secs
60-69	28,7 secs.	25,1 secs.
70-79	18,3 secs.	11,3 secs.

[13] Le temps que devrait prendre un participant x âgé de xx ans et sexe M/F. Exemple : Tableau 3.1
[14] Les empreintes digitales ou la reconnaissance vocale peuvent également être utilisées afin de sécuriser les informations de l'utilisateur.

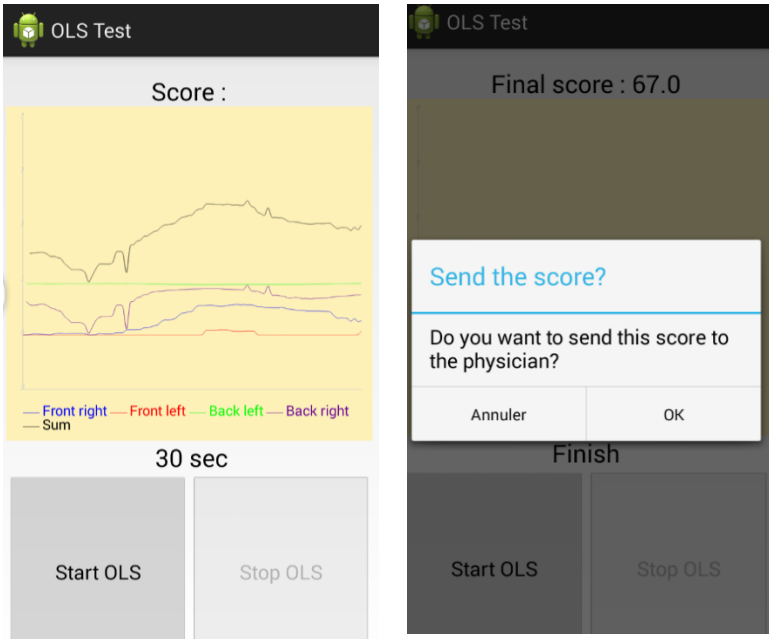


Figure 3.1: Application Android pour le test *OLS*

Front right (F_{od}), Front left (F_{og}), Back right (F_{td}), Back left (F_{tg}), Sum= $F_{od}+F_{og}+F_{tg}+F_{td}$

3.3 Évaluation du risque de chute

Cette section décrit la méthodologie proposée pour le calcul d'un score à partir de quatre capteurs de force installés sur la semelle.

3.3.1 Calcul des positions du centre de pression

La distribution des forces de contact des quatre capteurs de force sur la surface de la semelle peut être remplacée par une seule force équivalente F_{iz} située à une position P_i (position du CdP, figure 3.2). Les déplacements du CdP sur la surface de la semelle ont été repérés suivant les axes (OX) et (OY). La position P_i était alors calculée en utilisant les relations (2) et (3) :

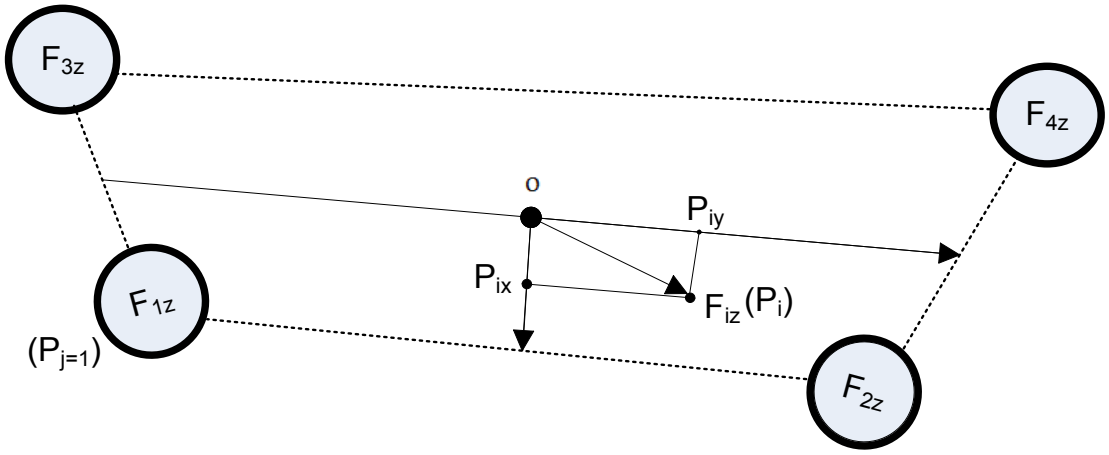


Figure 3.2: Localisation P_i du centre de pression sur la semelle interactive dans les deux directions (antéropostérieur et médial)

$$P_{ix} = (a/F_{iz}) * [(F_{2z} + F_{1z}) - (F_{4z} + F_{3z})] \quad (2)$$

$$P_{iy} = (b/F_{iz}) * [(F_{4z} + F_{2z}) - (F_{1z} + F_{3z})] \quad (3)$$

où F_{1z}, F_{2z} F_{3z}, F_{4z} sont respectivement les forces scalaires du *FSR* à une localisation P_j (j = 1 à 4) le long de l'axe OZ (axe perpendiculaire à la surface de la semelle) ; *a* et *b* représentent respectivement les distances entre deux capteurs de force suivant les axes X et Y ; et F_{iz} est la force scalaire totale des quatre capteurs. Toutes les forces scalaires sont des fonctions du temps *t*, tandis que *a* et *b* sont des valeurs constantes.

3.3.2 Le score proposé pour le test clinique sur une seule jambe

Le score proposé a été calculé suivant trois étapes :

1) La semelle interactive permet de mesurer le temps (*T)* effectué par chaque utilisateur lors de l'exécution du test *OLS*. Afin de proposer un score pour ce test, nous avons divisé ce temps *T* par le temps normal T_N suggéré par la littérature. Ce temps normal dépend de l'âge et du sexe du participant [74] et sont présentés dans le tableau 3.1. Ce ratio (*r)* est exprimé en (4) par :

$$r = T/T_N \quad (4)$$

2) Nous avons ensuite calculé la vitesse (V_P) du CdP pour chaque donnée (*n*) enregistrée :

$$V_{P\,[n]} = [V_X{}^2{}_{[n]} + VY{}^2{}_{[n]}]^{1/2} \quad (5)$$

Cette expression représente la vitesse globale du CdP au cours du test. L'analyse globale du mouvement du CdP est préférable à une analyse individuelle des deux axes *(OX)* et *(OY)* [145].

La moyenne de la vitesse (M_V) du CdP exprimée en (6) a été également déduite :

$$M_V = (1 / N) * \sum_{n=1}^{N} V_{P[n]} \quad (6)$$

où *N* est le nombre total de données enregistrées pendant le test.

Cette moyenne est le paramètre le plus important ayant montré, dans une étude clinique précédente, une relation entre le contrôle de l'équilibre et une position statique [146]. En effet, elle reflète le contrôle postural de l'humain en quantifiant l'activité neuromusculaire nécessaire pour maintenir l'équilibre. Elle a été évaluée dans les deux directions (antéropostérieure et latérale). De plus, une relation inverse entre les performances d'un participant et la moyenne de la vitesse du CdP a été démontrée dans [147] lors d'un test OLS. De ce fait, nous avons utilisé dans cette étape du calcul d'un score, l'inverse de la moyenne de la vitesse du CdP : $\beta = 1/M_V$ où β est l'inverse de la moyenne de la vitesse normalisée et sans unité puisqu'elle est issue des données brutes du niveau d'amplitude des capteurs de force.

3) Dans le processus d'estimation d'un risque, nous avons également calculé les écarts-types du CdP dans les deux directions. Le rapport (α) entre ces deux valeurs, exprimé en (7), représente le rapport entre la pente de la régression linéaire (*m*) et le coefficient de corrélation de Pearson (r) lorsque nous représentons toutes les positions du CdP dans le plan de la surface de la semelle. Une faible dispersion du CdP fournit un grand coefficient de Pearson et donc une grande valeur du rapport α.

$$\alpha = (\sigma_y/\sigma_x) = m/r \quad (7)$$

Afin d'améliorer l'évaluation de la performance, et détecter un problème d'équilibre chez les participants, nous avons effectué une multiplication des paramètres montrés dans les étapes précédentes pour obtenir un score. Des trois étapes, le score (sans unité) proposé est exprimé par l'équation (8) :

$$S = r * \beta * \alpha \quad (8)$$

Pour maximiser son résultat, le participant doit contrôler son équilibre et réduire la variation du CdP le long des directions (OY) et (OX) respectivement antéropostérieure et latérale.

Hypothèse : Nous supposons qu'un équilibre instable peut être mesuré par des paramètres spécifiques du CdP combinés en un seul indice unique. Ce score (*S*) pourrait être lié à l'augmentation des symptômes de la maladie de Parkinson ou d'autres problèmes d'équilibre chez les personnes âgées. Avec cet indice, il serait donc possible de suivre la progression de la maladie et aussi de constater les impacts de la prise des doses ou des types de médicaments.

3.4 Méthodologie proposée pour évaluer le dispositif interactif

Cette étude a été approuvée par le comité local d'éthique de l'Université du Québec à Chicoutimi (numéro du certificat : 602.434.01) avant le début des mesures. Onze personnes âgées (7 PABS, 4 PAMP) et douze jeunes adultes en bonne santé (JABS), ont participé au test sur une seule jambe. Leurs caractéristiques sont indiquées dans le tableau 3.2.

Tableau 3.2. Caractéristiques des participants inclus dans le test sur une seule jambe

	PABS (n=7)	JABS (n=12)	PAMP (n=4)
Age (ans)	67,16 ± 4,24	28,27 ± 3,74	70 ± 12,73
Genre (M / F)	4M / 3F	10M / 2F	3M /1F
Taille (cm)	165,6 ± 20,67	174,83 ± 9,62	162,75 ± 26,0
Poids (Kg)	70,34 ± 6,59	70,16 ± 9,94	79,75 ± 8,26

Chaque PAMP a été diagnostiquée au stade 2 ou stade 3 par un neurologue du trouble du mouvement.

3.4.1 Procédure expérimentale

Tous les participants ont été informés du protocole expérimental et ont donné leur consentement écrit avant d'effectuer les expérimentations. L'expérience a été réalisée comme suit : Il a été demandé à chaque participant de mettre la semelle interactive (figure 2.8) dans sa chaussure (pied droit) et d'effectuer le test en utilisant l'application *OLS Test.* Il devrait se tenir debout sur ce pied sans appui des membres supérieurs, en regardant droit devant. Le test a été réalisé en ayant les yeux ouverts. Le nombre de secondes pendant lequel un participant a pu maintenir une position stable est enregistré par l'application. Le test prend fin lorsque : 1) le bouton d'arrêt est enfoncé, 2) le pied gauche touche la jambe d'appui ou le sol, ou 3) les bras touchent toute chose comme support pour améliorer le contrôle de l'équilibre. Pour chaque essai réalisé, les données de la semelle ont été acquises et transmises via Bluetooth en temps réel au téléphone intelligent. Les tests ont été effectués dans la matinée afin que le participant soit dans son état optimal (l'objectif étant que la fatigue n'altère pas leurs performances réelles).

3.4.2 Validation et utilisation du score

Dans un premier temps, il est nécessaire de valider le score suggéré dans l'équation (8). Pour ce faire, nous avons effectué avec les jeunes participants, le test *OLS* sur le béton à plusieurs reprises pour un temps variant de trois secondes jusqu'à T_N= 43 sec. Cette première partie de l'expérience nous a permis de déterminer une corrélation entre le score proposé et le temps en seconde que la littérature utilise (risque élevé à très faible). Dans une seconde partie, le test a été effectué au temps normal T_N avec les jeunes sur quatre types de sol. Le béton et le parquet sont des sols rencontrés le plus souvent dans un environnement domestique. Les autres types de sol (le sable et le gravier), rencontrés parfois dans certains domiciles ont été choisis en fonction de la difficulté pour y maintenir son équilibre et pour simuler une augmentation du risque.

Étant donné que les personnes âgées éprouvent de la difficulté à maintenir leur équilibre, elles ont effectué le test d'une seule jambe uniquement sur le béton.

À la fin du test, nous avons également demandé à chaque participant de marcher trois mètres sur chacun des quatre types de sol. Ensuite, il devra décrire 1) comment il se sentait en déterminant le type de sol sur lequel il est plus facile ou difficile de marcher, ainsi que 2) le niveau du risque de chute que l'on pourrait lui attribuer selon l'échelle de Likert (échelle allant de 1 à 5, voir tableau 3.3).

3.5 Résultats

La relation entre le contrôle de l'équilibre et la variation du centre de pression, calculée à partir des données provenant des capteurs de force, est déterminée par l'application du téléphone intelligent. Cette relation est traduite par un score. Les scores obtenus avec les jeunes participants ont été divisés en quatre groupes correspondant aux quatre types de sol. En utilisant les scores sur le béton, le parquet, le sable et le gravier, une analyse de variance (ANOVA-1) a été effectuée afin de comparer le niveau de stabilité des participants sur les sols. L'hypothèse nulle H_0 était : « *les moyennes des scores obtenus sur les différents sols sont égales* ». La valeur statistique F issue de cette analyse est égale 20,89. Notre hypothèse nulle H_0 peut donc être rejetée car $F > F_{\text{critique}} = 2{,}82$ au seuil 0,05.

Cette analyse de la variance, voir figure 3.3, conduit à la conclusion qu'il y a eu effectivement un effet significatif du type de sol sur le risque de chute ($F(3 ; 44) = 20{,}89$, $p = 1{,}44 * 10^{-8} < 0{,}05$).

Les performances d'une personne en bonne santé ont donc été affectées par le type de sol. Cependant, une comparaison par paires (le béton et le parquet), ne donne aucun effet significatif ($F = 0{,}19 < 4{,}3$, $p = 0{,}66 > 0{,}05$). Le tableau 3.4 fournit les valeurs de p issues des comparaisons par paires : parquet-béton, sable-béton et gravier-béton.

Tableau 3.3. Échelle de Likert

Échelle	Niveau du risque de chute
1	très faible
2	faible
3	modéré
4	élevé
5	très élevé

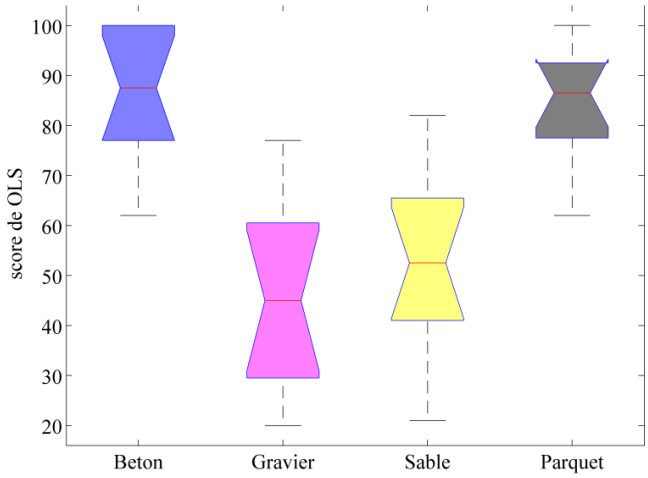


Figure 3.3: Score obtenus suite au test sur une seule jambe sur quatre types de sol avec les jeunes adultes en bonne santé

Notons que l'ampleur d'un trouble de l'équilibre est associée à la baisse du score lors du test, ce qui indique que le participant qui réalise le test présente plus de déficits. Le niveau du risque de chute augmente en fonction d'une baisse du score et inversement (figure 3.4).

Tableau 3.4: Les valeurs de p : comparaisons des trois types de sol avec le béton

Béton-Parquet	Béton-Sable	Béton-Gravier
0,66	$4{,}3*10^{-5}$	$3{,}46*10^{-6}$

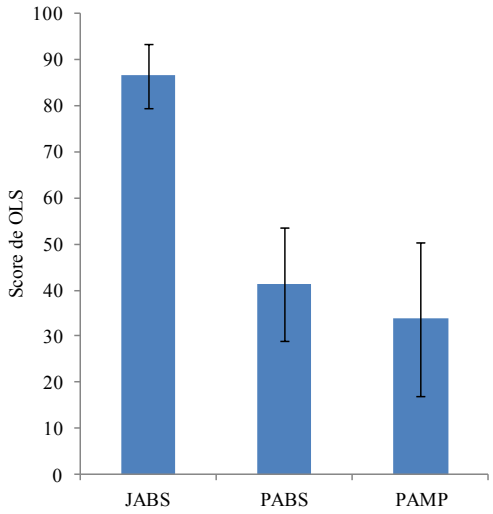


Figure 3.4: La moyenne du score calculé par l'application *OSL test* : tous les participants sur le béton (les barres verticales au-dessus sont des barres d'erreurs : la déviation standard)

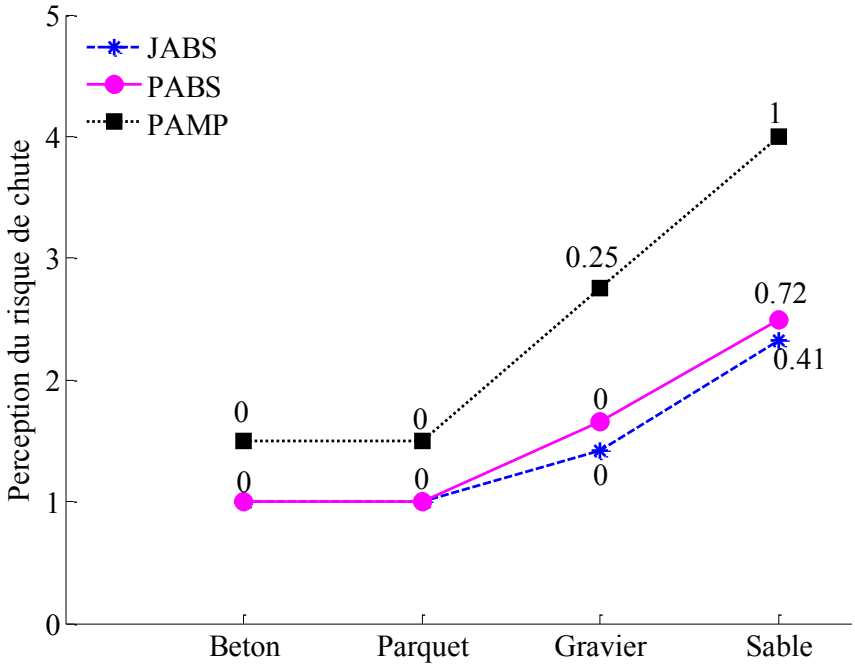


Figure 3.5: Niveau du risque de chute provenant des questionnaires en utilisant l'échelle de Likert

Note : Sur ce graphique (figure 3.5) nous avons représenté la difficulté à marcher sur les types de sol (du plus facile au plus difficile), de même que le déséquilibre ressenti. Ceci est traduit par un pourcentage (le nombre de participants ayant éprouvé de difficulté ou ressenti de déséquilibre).

Les résultats issus des questionnaires (figure 3.5) ont montré qu'aucun participant (0%) n'a éprouvé de difficulté à marcher sur le béton ou sur le parquet (niveau de risque inférieur à 2). De même, aucun déséquilibre n'avait été perçu. Cependant, 41,6% des jeunes participants ; 71,43% des PABS et 100% des PAMP ont perçu un déséquilibre et une difficulté à marcher sur le sable. Enfin, 25% des PAMP percevaient un déséquilibre et de la difficulté à marcher sur le gravier. Quant au risque de chute, il était plus élevé sur le sable et le gravier selon l'échelle de Likert appliquée sur les réponses des participants. Ce qui est conforme aux résultats obtenus avec le dispositif interactif.

3.6 Discussion

Le but principal de cette recherche était d'améliorer les méthodes utilisées dans un test *OLS* pour évaluer le risque de chute chez les personnes âgées en particulier les PAMP. Dans notre recherche, nous avons proposé une version automatique du test clinique sur une seule jambe et déterminé une relation entre un score et un problème de déficit moteur en comparant trois groupes de participants (JABS, PABS, PAMP). Pour valider le système proposé, nous avons évalué l'effet de différents types de sol sur les paramètres d'équilibre. Le risque de chute dépend donc du type de sol (les propriétés du sol telles que la déformation et le coefficient de friction). En utilisant le béton comme référence, les comparaisons *béton-sable* et *béton-gravier* étaient statistiquement significatives (tableau 3.4). Cette différence était beaucoup plus remarquée sur le gravier : la taille du grain de ce matériau étant plus grande que le sable ; cela aurait probablement provoqué un peu plus souvent un certain balancement du corps et un mouvement des pieds lors du test *OLS* sur ce sol (figure 3.3). Cependant, le risque de chute selon l'échelle de Likert est plus prononcé sur le sable (figure 3.5), ce qui pourrait être due à la difficulté liée à la marche sur ce type de sol. De l'analyse par paires, aucune différence significative n'avait été trouvée entre le béton et le parquet ($p = 0,66 > 0,05$). Ceci pourrait être expliqué par le fait que les deux types de sol sont rigides (moins de mouvement du pied et du balancement du corps lors du test).

La plupart des participants âgés avait de la difficulté à maintenir leur équilibre jusqu'au temps normal. Chez toutes les personnes âgées (sauf trois PABS et une PAMP), le pied gauche touchait régulièrement le sol ou un support avant que le temps normal nécessaire ne soit atteint. Ce qui expliquerait les différences de scores observés sur la figure 3.4 et confirme notre hypothèse. Il a été remarqué par les personnes âgées que le contrôle de l'équilibre est différent sur chaque type de sol (figure 3.5), ce qui signifie que l'environnement est un facteur important à prendre en compte dans l'évaluation d'un risque de chute à domicile.

3.7 Conclusion

Une nouvelle approche d'évaluation du risque de chute à domicile a été proposée. Contrairement à la littérature où la durée du test *OLS* est utilisée, nos résultats suggèrent que l'analyse des paramètres du centre de pression au cours d'un test sur une seule jambe semblait être un outil pertinent pour évaluer un risque de chute chez les personnes âgées. Le niveau du score calculé par l'application *OLS Test* peut également être utilisé comme une motivation afin d'améliorer la condition physique des personnes âgées. Nous avons effectué de nombreux tests et nos résultats suggèrent que le score proposé pourrait aider à évaluer et entrainer l'équilibre des personnes âgées dans un avenir proche.

Dans cette partie de la recherche, nous avons également analysé l'effet du sol sur les paramètres d'équilibre de l'humain en analysant les différentes positions du CdP dans deux directions (antéropostérieur et latéral). De cette analyse, nous avons remarqué que le type de sol a augmenté le déséquilibre et donc le risque de chute. L'utilisation quotidienne de cette application permettra un suivi à distance des personnes âgées et pourrait également informer sur l'impact des médicaments ou des interventions de réhabilitation sur les PAMP d'où l'impact majeur des travaux de cette recherche. Dans l'objectif d'une meilleure évaluation et un meilleur suivi, un nouveau modèle d'équilibre est proposé dans le chapitre suivant pour suppléer au score proposé dans cette partie de la recherche.

Chapitre 4

Conception d'un modèle d'équilibre en boucle fermée pour évaluer un risque de chute

Résumé

Un modèle d'équilibre en boucle fermée est proposé dans ce chapitre afin d'améliorer l'efficacité du calcul du risque de chute en temps réel et dans la vie quotidienne. Ce modèle d'équilibre permet d'étudier la réponse posturale d'une personne ayant une perturbation imprévisible. Pour évaluer la capacité du modèle à calculer un risque de chute, vingt-neuf volontaires ont participé à cette étude, dont dix-sept participants âgés : dix PABS (68,4 ± 5,5 ans), sept PAMP (66,28 ± 8,9 ans) ; et douze JABS (28,27 ± 3,74 ans). Notre travail suggère que le niveau du risque de chute lors du test sur une seule jambe pourrait être prédit à l'aide d'un modèle d'équilibre. Pour un suivi à long terme à domicile, tout ce système pourrait être inclus dans un dossier médical électronique et pourrait être utile comme un outil d'aide au diagnostic [148].

Notre contribution est l'évaluation du risque de chute lors du test clinique sur une seule jambe en utilisant un modèle dynamique de l'équilibre en boucle fermée.

4.1 Introduction

Le test en position debout permet l'étude de la capacité humaine à maintenir l'équilibre postural. Cette capacité se caractérise par les déplacements du centre de masse (CdM) et les déviations du centre de pression (CdP) dans la base de sustentation [149, 150]. De plus, la capacité à maintenir l'équilibre en position debout inclut une oscillation du corps au niveau de la cheville. Ainsi, ce mouvement quasi-statique du corps pourrait être assimilé à un système de pendule inversé [149]. Dans ce contexte, de nombreux modèles ont été conçus pour étudier l'effet des entrées sensorielles et des perturbations de l'équilibre du corps [64, 151]. Dans l'ensemble, ils étudient une représentation du contrôle postural qui englobe les systèmes proprioceptifs, visuels et vestibulaire. En outre, leurs travaux de recherches étudient les perturbations comme les obstacles sur un plancher ou les troubles tels que la respiration, la fréquence cardiaque, les tremblements musculaires, l'étourdissement ou le vertige. Ce faisant, différentes méthodes sont appliquées pour simuler ces perturbations afin de décrire au mieux les réponses et les réactions d'équilibre dans un environnement non contrôlé.

Ainsi, afin d'améliorer l'efficacité de l'évaluation du risque de chute en temps réel, nous proposons dans la première partie de ce chapitre un nouveau modèle d'équilibre en boucle fermée qui représente le corps humain en position debout. Le test de « *libération d'attache* »[15] est utilisé afin d'identifier les paramètres intrinsèques du modèle proposé. Ce modèle sera exploité pour mieux comprendre le mécanisme de l'équilibre humain. Notre première tâche a donc été de caractériser les paramètres de récupération d'équilibre en utilisant des perturbations extérieures comme le type de sol. Dans une deuxième partie, nous exploitons la capacité du modèle à calculer un risque de chute lors du test sur une seule jambe (le test présenté dans le chapitre 3).

Les objectifs de cette recherche sont : 1) évaluer la pertinence d'un modèle d'équilibre peu coûteux à inclure dans un système à domicile pour le calcul d'un risque de chute en temps réel ; et

[15] En anglais, il est connu sous le nom de « téter release »

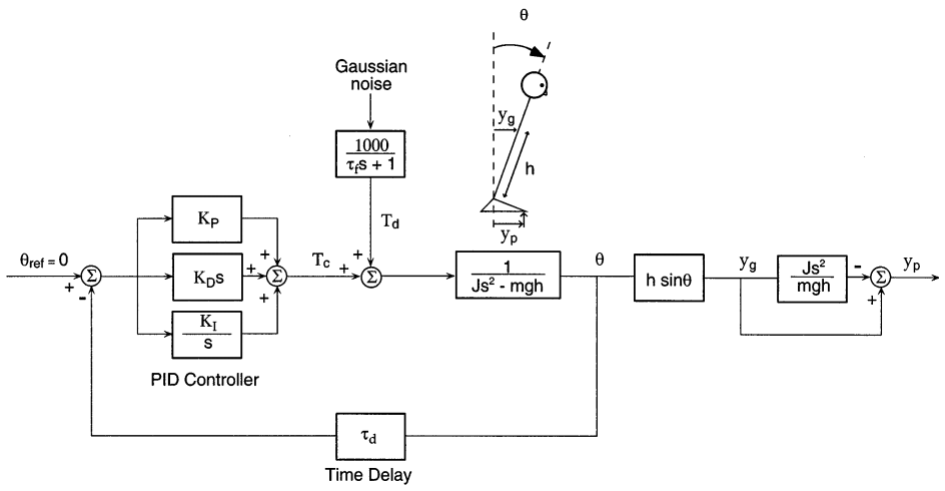


Figure 4.1: Le modèle utilisé par Peterka [149]

2) envisager également l'entraînement de l'équilibre d'une personne âgée. Pour atteindre ces objectifs, nous commençons par un état de l'art des différents modèles existants.

4.2 État de l'art sur les modèles d'équilibre existants

Le contrôle de la stabilité posturale en position debout est similaire à un pendule inversé. Peterka [149] a utilisé la théorie de contrôle avec une loi classique (sous la forme d'un compensateur PID « *proportionnel-intégrable-dérivatif* ») pour traiter le modèle d'équilibre de la figure 4.1. L'auteur montre que la réponse du système varie en fonction des gains[16] appelés gains proportionnel (K_p) et dérivatif (K_d) du compensateur ; et il est faiblement influencé par le gain intégral (K_I). En fait,

a) une augmentation du gain proportionnel K_p (généralement associé à une marge de gain) déplace le lieu des racines vers son zéro correspondant, dans le plan complexe de Laplace. Ce gain est délimité par le critère de stabilité de *Routh-Hurwitz*. Il pourrait alors être associé à la réponse transitoire de l'équilibre après une perturbation *Heaviside*.

[16] En électronique, le **gain** désigne la capacité d'un circuit électronique à augmenter la puissance ou l'amplitude d'un signal. Le gain se calcule généralement en effectuant le ratio du signal de sortie sur celui d'entrée.

b) le gain dérivatif (K_d) est associé à l'amortissement qui modifie la fréquence naturelle et le dépassement maximum du système. Ce gain pourrait alors être associé au balancement du corps humain. Si ce gain décroit, on pourrait en déduire que le balancement du corps augmente en fréquence et en amplitude.

c) le gain intégral (K_I) pourrait être associé à la capacité de suivre un angle de zéro degré par rapport à la verticale afin de rester dans une posture debout et droite. Ce qui signifie que ce gain a une petite influence sur le balancement du corps. Le résultat dépend de la façon dont ce paramètre est identifié. Cependant, son impact est davantage lié à la réponse de l'état d'équilibre (en régime permanent) que la réponse en régime transitoire.

Le modèle de Peterka (figure 4.1) représente une position fixe sur une surface rigide et uniforme ; et considère le système sensoriel et neuromusculaire comme un compensateur PID simple.

Pour étudier un modèle plus complet, van der Kooij et coll. [152] ont introduit l'effet des perturbations sensorielles sur le balancement du corps humain (figure 4.2). Malgré l'utilisation des perturbations dans leur étude, le régulateur était capable de stabiliser le modèle. Ce dernier a été en mesure de quantifier l'intégration multi-sensorielle dans le contrôle de la posture.

Dans le même ordre d'idées, Ersal et Sienko [64] ont également mis au point un modèle mathématique pour décrire l'équilibre humain sans se focaliser sur les différents systèmes sensoriels (figure 4.3) tandis que Mahboobin et coll. [153] ont développé un autre modèle basé sur une repondération de ceux-ci via des poids sensoriels W_v , W_g et W_p (figure 4.4).

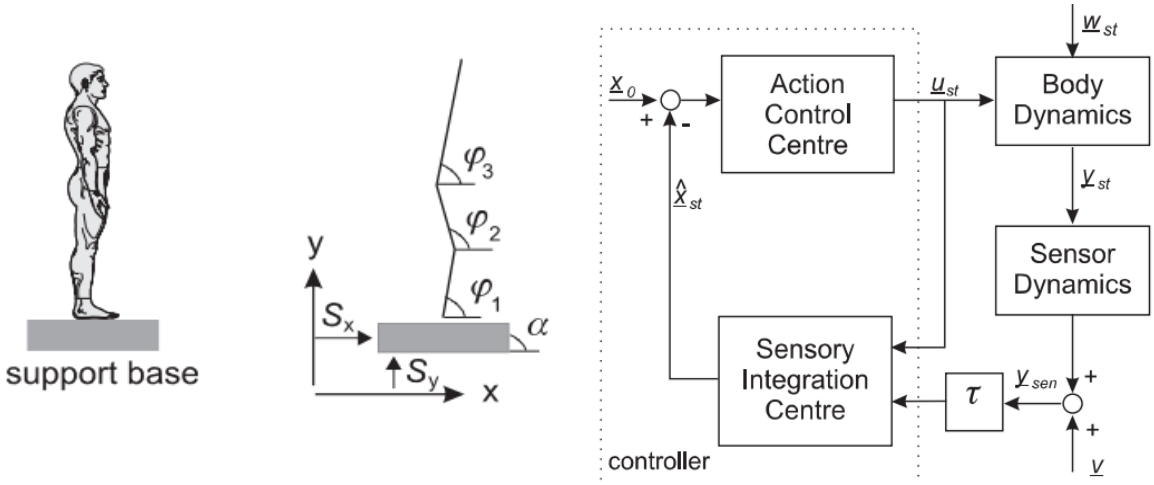
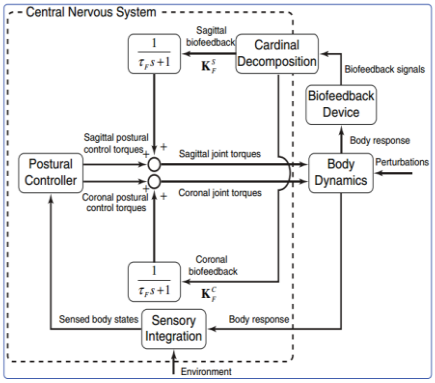


Figure 4.2. Modèle de van der Kooij et coll. [152]



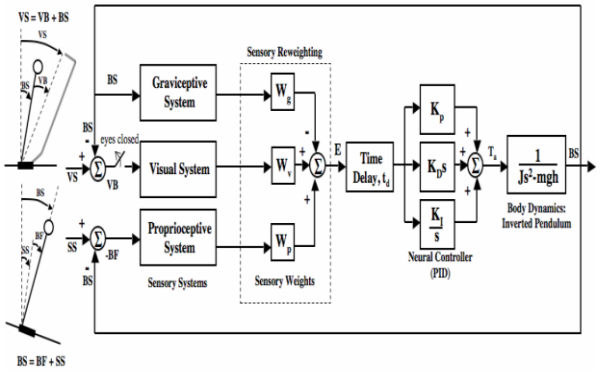


Figure 4.3: Modèle de Ersal et Sienko [64] Figure 4.4: Modèle de Mahboobin et coll. [153]

Contrairement aux gains PID fixes du contrôleur, les poids sensoriels peuvent changer en fonction des conditions environnementales. Ces poids représentent la contribution relative de chaque canal sensoriel dans le système du contrôle postural. Ce modèle (figure 4.4) permet de donner une explication sous-jacente de la façon dont une personne apprend à réagir contre les perturbations causées par une surface mobile. D'autres études utilisent comme perturbations externes une surface qui induit une rotation [64] ou dans d'autres il s'agit d'un déplacement horizontal d'une plate-forme sous les pieds [154], ou une combinaison des deux [151].

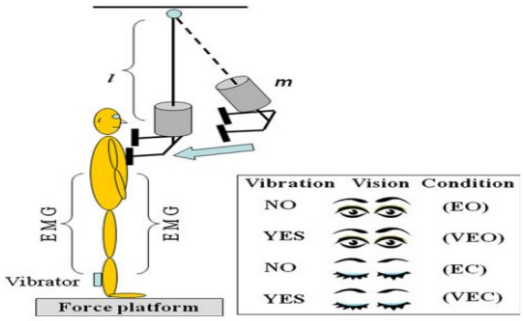


Figure 4.5: Setup de Mohapatra et coll. [9]



Figure 4.6: Le système de libération d'attache de Cheng et coll. [155]

Mohapatra et coll. [9] ont étudié un autre type de perturbation. Celle-ci est appliquée momentanément au tronc du corps. Leur méthode consiste à fixer une charge à un pendule en aluminium relié au plafond grâce à un câble. Ce pendule est situé en face du participant et est relâché sur lui (figure 4.5). Leur expérience évaluait l'impact de différentes surfaces sous les pieds dans la génération de corrections anticipatrices et de compensations pendant le maintien de la posture. Ces auteurs ont montré qu'en position debout, un tapis-mousse provoque une faible stabilité. En fait, cette expérience a démontré que le tapis-mousse et la planche d'équilibre induisent l'instabilité du corps et diminuent l'entrée somatosensorielle par rapport à une surface rigide. Ces résultats confirment les travaux de Patel et coll. [156] montrant que la variabilité du moment de torsion dans la direction latérale est plus grande sur une surface-mousse que sur une surface solide.

D'autres recherches ont réalisé différentes expérimentations [155, 157]. L'une des méthodes expérimentales consiste à fixer, sur le corps humain, un câble qui le soutient contre la force gravitationnelle (figure 4.6). À un moment imprévisible, ce câble est détaché. Ceci permet d'observer comment l'humain réagit contre le risque de chute créé par ce type d'action. Cette dernière expérience [155], que nous utiliserons dans cette partie de la recherche, a montré sous une perturbation intense l'effet de balancement des bras pour retrouver l'équilibre avec un pas en

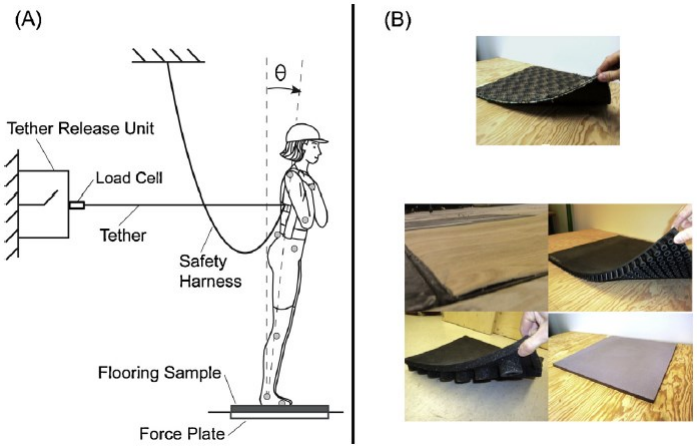


Figure 4.7: Système de « libération d'attache » de Wright et coll. [157] sur différents types de surfaces

avant. En outre, cette expérience permet d'étudier l'influence des revêtements de sol sur les réactions d'équilibre des personnes âgées [157]. Toutefois, dans ces études précédentes, les types de sol utilisés ne reflètent pas un environnement réel (figure 4.7). En effet, ils ne représentent pas des perturbations intenses qui peuvent se produire lors de l'exécution des activités quotidiennes.

Ces différents modèles issus de la revue de la littérature confirment et justifient la nécessité et la raison de l'utilisation de différents types de sol dans l'évaluation de notre système. Notre objectif principal dans cette partie est de déterminer les ajustements posturaux anticipés pour rétablir la position du corps après une perturbation imprévisible provenant de différents types de sol. La section suivante décrit la conception du modèle d'équilibre proposé.

4.3 CONCEPTION DU MODELE D'EQUILIBRE PROPOSE

Cette section explique comment le modèle est conçu et identifié [158].

Il est connu, d'après ce qui précède, qu'en position debout sur un type de sol, le corps humain peut être assimilé à un pendule inversé. L'équation du mouvement d'un tel système est donnée par :

$$J\,\theta'' = \tau + m\,g\,L\,\sin\theta - T\,L\,\cos\theta \quad (9)$$

où θ'' est la dérivée seconde de l'angle de pivotement (θ) du corps humain ; J : est le moment d'inertie du corps au niveau de la cheville ; T : est la force de traction dans le câble ; g : est l'accélération gravitationnelle ; m : est la masse d'un participant ; τ : est le couple produit au niveau du joint de la cheville ; L : est la distance entre la cheville et le centre de masse du corps.

Nous supposons : $-0{,}07 < \theta < 0{,}24$ (radian) et nous obtenons pour ces petits angles :

$$\cos\theta = 1 - (\theta^2/4) - (\theta^4/24) - (\theta^6/720) - \ldots \rightarrow \cos\theta = 1 ; \quad (10)$$

$$\text{erreur}_{cos} < 3\%$$

$$\sin\theta = \theta - (\theta^3/6) - (\theta^5/120) - (\theta^7/5040) - \ldots \rightarrow \sin\theta = \theta ; \quad (11)$$

$$\text{erreur}_{sin} < 3\%$$

En utilisant les expressions (10) et (11), et en les mettant dans (9), alors (9) est simplifiée comme suit :

$$J\,\theta'' = \tau + m\,g\,L\,\theta - T\,L \quad (12)$$

$$J\,\theta(s)\,s^2 = \tau(s) + m\,g\,L\,\theta(s) - T\,L \quad (13)$$

$$\theta(s) = [1/(J\,s^2 - m\,g\,L)]\,[\tau(s) - T\,L] \quad (14)$$

<u>Hypothèses</u>:

Dans cette étude, nous émettons l'hypothèse selon laquelle la plante du pied fait un angle non-significatif avec le sol lors du pivotement du corps. En outre, lors de la rotation de la cheville pendant le balancement, nous avons supposé que la charge augmente à une vitesse constante et par conséquent son accélération est nulle. De plus, nous avons considéré que le câble utilisé est inextensible (sans masse) et qu'il est enroulé sur la poulie sans frottement. Par conséquent, la

force de traction de celui-ci est égale au poids de la charge. En utilisant le principe de superposition sur (14), on peut trouver la fonction de transfert *H(s)* comme suit :

$$H(s)=1/ (J s^2 – m g L) \quad (15)$$

Ensuite, (14) devient :

$$\theta(s) = \tau(s) H(s) – T L H(s) \quad (16)$$

Les valeurs de *T* et *L* sont identifiées expérimentalement par la mesure de l'angle de la cheville à partir du système d'expérimentation. Ensuite, pour déterminer la représentation d'état de l'équation du mouvement du système, il suffisait d'étudier la fonction de transfert *H(s),* avec les contraintes suivantes :

$$\theta_3 = H(s)\ \tau_{total}(s);\ \ \tau_{total}(s) = \tau\ – T L \quad (17)$$

$$H(s)= [\theta(s) / \tau_{total}(s)] = 1 / (J s^2 – m g L) \quad (18)$$

$$\tau_{total} = \theta(s) [J s^2 – m g L] \quad (19)$$

pour : $\theta' = \theta'_1 = \theta_2$ et $\theta_2' = \theta_3$ on obtient :

$$\theta_3 = [(1/ J) (\tau – T L)] + [(m g L / J) \theta(t)] \quad (20)$$

Pour la simulation dans *Matlab Simulink*, l'état initial se trouve dans le second intégrateur pour l'angle initial de la cheville. Afin de concevoir le modèle d'équilibre suggéré (figure 4.8), nous avons utilisé la fonction de transfert représentant le système neuromusculaire ci-dessous [159]:

$$H = w_n^2/ (s^2 + 2 \zeta w_n + w_n^2) \quad (21)$$

où w_n et ζ sont respectivement la fréquence naturelle et le rapport d'amortissement du système neuromusculaire.

Michael Gilbert [160] a montré qu'un rapport d'amortissement optimal ζ a été estimé entre 0,6 et 0,7. Dans notre étude $\zeta = 0,7$ a été choisi en conformité aux travaux présentés dans [161, 162]. Par ailleurs, la fréquence naturelle la plus élevée, qui est estimée entre 14 et 26 rad/s [159], est obtenue lorsque le rapport d'amortissement est de l'ordre $\zeta = 0,7$. Cependant, les conclusions de Cenciarini et coll. [163] suggèrent que les personnes âgées connaîtraient par rapport aux jeunes adultes une réponse oscillatoire plus rapide produisant des perturbations. Cela nous amène à déduire que le taux d'amortissement ζ est réduit chez les personnes âgées. D'ailleurs, Park et coll. [164] ont calculé ce taux et leurs résultats montrent effectivement qu'il est inférieur chez les sujets âgés.

Chez les PAMP, le taux d'amortissement est de 64% plus élevé en période « ON »[17] qu'en période « OFF » [165].

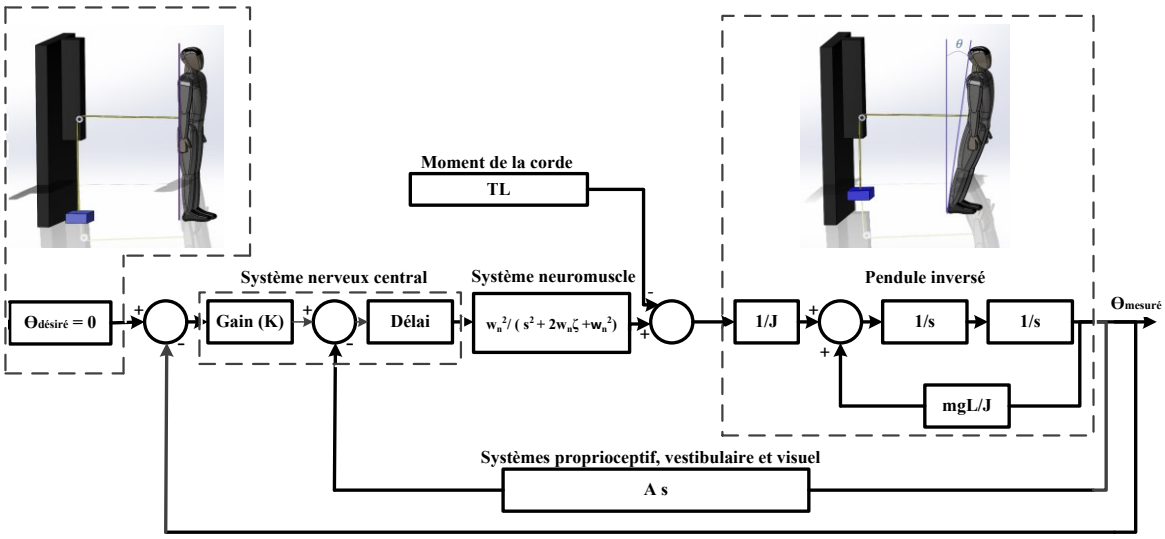


Figure 4.8: Le modèle d'équilibre proposé [158]

[17] Période « On » : Période au cours de laquelle les médicaments soulagent les symptômes. Période « Off » : Période au cours de laquelle les médicaments ne maîtrisent plus les symptômes. Survient généralement avant qu'une dose de médicaments ait commencé à agir ou quand une dose antérieure perd de son efficacité.

Puisque le vestibule est spécialisé dans la détection des accélérations linéaires ou rotatoires de la tête dans l'espace, nous avons choisi d'utiliser la fonction de transfert du système vestibulaire d'un pilote d'hélicoptère. Cette condition de stimulation du vestibule décrirait mieux la fonction de transfert des systèmes sensoriels de notre modèle. Cette fonction est exprimée comme suit [166] :

$$H_{sensoriel} = A\ s \tag{22}$$

Notre système réagit non seulement par le système vestibulaire, mais aussi par la vision et la proprioception. Nous avons donc ajouté, d'une part, une constante *A* au fonction de transfert établie préalablement dans [166]. D'autre part, pour calculer le retard de la transmission de l'influx nerveux, nous considérons que la vitesse moyenne de sa conduction (*v*) est égale à 49,7 m/s [167] pour un JABS. La vitesse moyenne de condition de l'influx nerveux est significativement plus faible chez les personnes âgées (44,2 ± 4,1) m/s [168]. En outre, on considère que la valeur moyenne de son mouvement vers la moelle épinière est égale à la distance *d* entre la cheville et le milieu du tronc avec $d = 1\ m$. Ainsi, le retard ou le délai sera exprimé comme suit :

$$t_{délai} = d / v \tag{23}$$

4.4 Méthodologie expérimentale

Cette section décrit le processus de validation du modèle proposé :

4.4.1 Matériels utilisés

L'équilibre humain devrait être modélisé afin de calculer un risque de chute. Pour valider le modèle suggéré dans nos travaux de recherche, nous avons mis en place le système représenté sur la figure 4.8, qui se compose essentiellement d'une poulie autour de laquelle une corde est enroulée, et une charge égale à 5% du poids du participant, comme cela est suggéré dans [169]. Cette méthode permettra d'identifier certains paramètres du modèle.

4.4.2 Évaluation du système proposé

Les deux étapes suivantes expliquent la procédure expérimentale utilisant deux tests (le test de « libération d'attache » et le test clinique sur une seule jambe) :

1) Tout d'abord, nous avons demandé à un étudiant du laboratoire LAIMI (un jeune participant en bonne santé) de rester en position debout sur un sol rigide et de porter une ceinture fixée approximativement à la dixième vertèbre thoracique. Cette ceinture est attachée à un câble qui est enroulé autour d'une poulie reliée à une charge (environ 5% du poids du participant). En outre, nous lui avons fixé également un téléphone intelligent attaché à l'arrière de sa cuisse afin de mesurer l'angle de pivotement. Sa tâche consiste à effectuer un angle θ par rapport à la ligne verticale tel que présenté sur la figure 4.8. À un moment imprévisible, le câble est relâché (la force de traction est alors nulle). Dans le même temps, le téléphone intelligent enregistre la variation d'angle du corps. Douze essais de ce test ont été effectués par le même participant afin d'identifier le modèle ci-dessus (figure 4.8).

2) En second lieu, vingt-neuf participants (tableau 4.1), comprenant dix-sept personnes âgées (10 PABS, 7 PAMP) et douze jeunes adultes en bonne santé, ont effectué le test sur une seule jambe comme décrit au chapitre 3. De plus, ils ont effectué une marche d'environ trois mètres sur quatre types de sol (béton, parquet, sable, gravier). La différence par rapport au chapitre précédent réside dans l'augmentation du nombre de participants âgés.

Tableau 4.1: Caractéristiques des participants inclus dans cette étude

	PABS (n=10)	**JABS (n=12)**	**PAMP (n=7)**
Age (ans)	68,4 ± 5,50	28,27 ± 3,74	66,28 ± 8,90
Genre (Mâle / Femelle)	4M/6F	10M/2F	3M/4F
Hauteur (cm)	170,1 ± 16,49	174,83 ± 9,62	166,71 ± 20,12
Poids (Kg)	73,49 ± 6,20	70,16 ± 9,94	76,78 ± 7,08

4.5 Calcul du risque de chute

Dans cette section, nous décrivons la méthodologie de calcul d'un risque de chute en utilisant d'abord le modèle proposé et l'application *OLS Test*. Elle comprend donc le score proposé pour le modèle et le score calculé par l'application *OLS* test.

4.5.1 Le score proposé pour le modèle

Cette sous-section présente d'abord l'identification du modèle, ensuite sa simulation et enfin en sa capacité à estimer un risque de chute.

4.5.1.1 Identification du modèle d'équilibre

La méthodologie utilisée pour identifier le modèle a été réalisée en faisant varier les valeurs de la constante *A* et du gain *K* (ces paramètres sont localisés sur la figure 4.8). Ensuite, nous avons calculé l'erreur quadratique moyenne (RMSE) des douze essais réalisés (voir tableau 4.2).

Tableau 4.2: Paramètres utilisés pour l'identification du modèle : valeurs RMSE calculées et la variation de l'erreur (l'erreur étant la différence entre la valeur de l'angle donné par le modèle et la valeur issue de l'expérimentation)

Experiences	K	A	RMSE	Variance
1	1080	280	0,7518	0,4721
2	1200	330	0,4211	0,1226
3	1040	330	0,5266	0,2303
4	1080	300	0,5965	0,7251
5	1100	300	0,1967	0,0375
6	1060	1700	0,5795	0,2561
7	1080	350	0,7000	0,3818
8	1120	330	0,4258	0,1304
9	1160	340	1,003	0,6517
10	1110	320	0,4058	0,1214
11	1190	350	0,7296	0,3058
12	1130	330	0,9606	0,7132

Le modèle est identifié sur la base de la plus petite valeur du RMSE obtenue. De plus, après cette dernière procédure (l'utilisation du RMSE), nous avons calculé la variance de l'erreur. L'erreur est la différence entre les valeurs d'angles obtenus du modèle et de l'expérience. Les angles du modèle sont égaux aux angles expérimentaux dans tous les essais et l'expérience N°5 est la mieux adaptée car sa variance est faible par rapport aux autres cas. En conclusion, le modèle correspondant à l'expérience ; et l'expérience N°5 (A = 300 et K = 1100) est la plus appropriée, car elle est plus proche des données issues de l'expérimentation.

Contrairement aux autres modèles existants, la simulation de notre modèle fournira en sortie une estimation du risque de chute.

4.5.1.2 Simulation du modèle

Après l'identification du modèle, nous l'avons simulé. Afin de tenir compte de la perturbation au sol, le terme $T\ L$ dans l'équation (20) a été remplacé par M_{fr} qui représente le moment de réaction du sol. Nous supposons que :

$$M_{fr} = F_r\ l \tag{24}$$

où F_r : est la force de réaction du sol et l la distance entre le talon et le point d'application de F_r.

Il convient de noter que, si l'être humain se trouve dans une position debout, la force F_r est égale à son poids. En outre, si son centre de masse est en mouvement, cette force sera entre 80 et 120% de son poids corporel [170]. De cette idée, nous supposons également que la valeur de F_r peut être exprimée comme suit :

$$F_r = (B / C)\ m\ g \tag{25}$$

tels que $B = (F_{td}) + (F_{tg})$ et $C = (F_{od}) + (F_{og})$; avec F_{td} F_{tg} F_{od} F_{og} les forces scalaires de la semelle.

Tableau 4.3: Paramètres (ζ, w, v) utilisés pour tous les participants

	JABS	PABS	PAMP
ζ	0,7	0,53	0,18
***w* (rad/s)**	23	23	23
Vitesse (m/s)	49,7	44,2	44,2

À partir du modèle, nous avons déterminé la variation d'angle du corps de chaque participant ayant effectué le test sur une seule jambe. Le calcul de cet angle a été basé sur le paramètre ζ suggéré dans la littérature [168], comme indiqué dans le tableau 4.3.

Notons que la faiblesse du muscle apparaît au fil des ans. Ces changements chez les personnes âgées montrent des fonctionnalités de perte de mobilité et peuvent diminuer la vitesse de conduction nerveuse (VCN). En outre, chez les PAMP, le ganglion basal peut augmenter le dysfonctionnement sensoriel. Cependant, en fonction de la phase « *ON* » ou « *OFF* » de cette maladie, la VCN peut être normale comparée aux personnes âgées en bonne santé [171].
Étant donné que les PAMP impliquées dans cette étude étaient en phase « *ON* » au cours du test sur une seule jambe, nous avons utilisé la même valeur de la vitesse pour les deux groupes (PAMP et PABS) et fixé la fréquence autour de 23 rad/s (voir tableau 4.3). Par la suite, nous avons également déterminé la variation du centre de gravité (CdG) en fonction du temps, afin de calculer un risque de chute en temps réel :

Il est connu que la projection verticale du centre de masse sur le sol est souvent appelé centre de gravité (CdG). Cette projection notée CdG_v dans notre étude a été évaluée en utilisant la relation présentée dans [172], soit :

$$CdG_v = h \sin\theta \tag{26}$$

où h est la distance du CdM jusqu'au niveau de la cheville et θ est l'angle de pivotement (en radians).

Tableau 4.4: Facteurs utilisés pour le calcul du score du modèle

σ	E_f	C_f
X < 0,002	4	3
0,002 < X < 0,005	3	2,5
0,005 < X < 0,01	2	2
X > 0,01	1	1,5

4.5.1.3 Le risque calculé par le modèle

Pour évaluer un risque/score, nous avons utilisé la moyenne du paramètre CdG_v (cette moyenne est nommée A_r dans ce qui suit), l'écart-type (σ) et des facteurs d'étalonnage C_f et E_f. Les facteurs d'étalonnage dépendent de l'écart-type. En se basant sur l'étude effectuée dans [94], les facteurs d'étalonnage traduisant la capacité à maintenir l'équilibre sont définis dans le tableau 4.4 et le score a été défini de la même manière que l'étude effectuée où l'échelle d'équilibre de Berg a été utilisée. Le score proposé s'exprime ainsi par :

$$S_{mod} = (A_r / \sigma)\ (E_f * C_f) \tag{27}$$

4.5.2 Estimation du risque de chute lors du test sur une seule jambe

Nous avons utilisé le score défini à la section 3.3.2 (équation 8). Pour une meilleure évaluation des tests cliniques, ce projet d'étude se concentre sur l'exploration des méthodes pour combiner dans un seul score les paramètres les plus importants liés au risque de chute.

4.5.3 Perception humaine du niveau du risque de chute

Après la marche sur les quatre types de sol, les participants impliqués dans le *test OLS* ont répondu aux questions suivantes :

a) Parmi les quatre types de sol, sur lequel(s) avez-vous eu le plus de difficulté à marcher ?

b) Parmi les quatre types de sol, sur lequel(s) avez-vous ressenti un déséquilibre ?

c) Que pourriez-vous dire au sujet du niveau du risque de chute sur chaque type de sol en utilisant l'échelle de Likert (une échelle de 1 à 5) ?

La perception d'un niveau du risque de chute est calculée comme une moyenne R_i définie par :

$$R_i = (1/N_J) \sum_{P=1}^{P=N_J} p \tag{28}$$

où N_J est le nombre total de participants et p est le point attribué à leur réponse suivant l'échelle de Likert (voir tableau 3.3).

La difficulté de marcher sur les quatre types de sol et le sentiment de déséquilibre ont été quantifiés en attribuant une valeur 1 pour le sol où un déséquilibre ou de la difficulté a été notée ; et une valeur 0 lorsqu'aucune difficulté n'est notée de même qu'aucun déséquilibre. Ensuite, la moyenne a été calculée et exprimée en pourcentage pour les trois groupes.

4.6 Résultats

La relation entre le contrôle de l'équilibre et le risque de chute est déterminée par deux méthodes différentes (le logiciel conçu sur le téléphone intelligent et le modèle d'équilibre proposé). Contrairement au chapitre précédent, l'ANOVA-1 a été réalisée sur un nouvel indice : le coefficient de variation du score définit comme suit :

$$CV = (S_i - S_b)/S_M \tag{29}$$

où S_i est soit le score du gravier, du parquet ou du sable obtenu par le participant lors du test *OLS et* S_b le score de référence (le score obtenu sur le béton). S_M est la moyenne des scores *OLS* obtenus sur le béton pour tous les participants.

Le résultat ANOVA (figure 4.9) est présenté selon ses paramètres statistiques *F* et *p* avec les degrés de liberté (2 et 33). La figure 4.10 montre la valeur moyenne des scores OLST et modèle des trois groupes de participants.

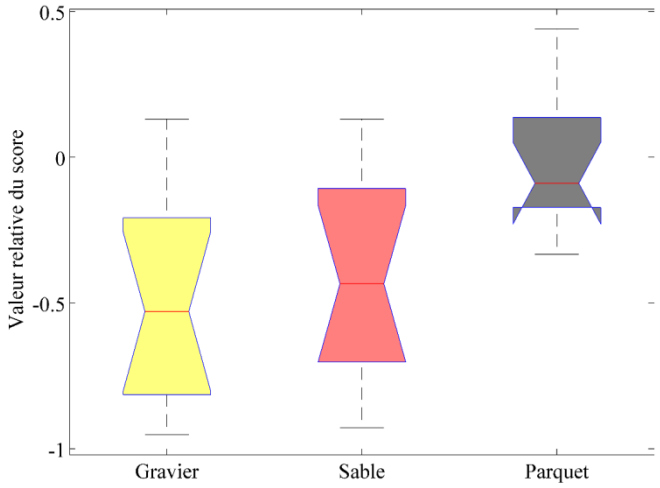


Figure 4.9: L'analyse Anova du coefficient de variation du score OLST obtenus chez les jeunes participants sur quatre types de sol (p = 0,0025 < 0,05)

Indépendamment de l'indice défini, cette analyse de la variance, représentée sur la figure 4.9, conduit également à la conclusion qu'il y a un effet significatif lié au type de sol sur le risque de chute ($F(2,33) = 7,22 > F_{critique} = 2,82$; $p = 0,0025 < 0,05$). L'analyse ANOVA du coefficient de variation du score a été réalisée pour trois types de sol (gravier, sable, parquet) et le tableau 4.5 rapporte leurs valeurs statistiques *p*.

Les résultats des questionnaires ont montré qu'aucun participant de l'étude présentée n'a éprouvé de la difficulté à marcher sur le béton ou sur le parquet. Seulement 5,88% des personnes âgées ont perçu un déséquilibre sur ces deux sols. Le niveau du risque de chute était inférieur à 1,5 pour les trois groupes sur les sols rigides (figure 4.11). De plus, 41,6% des jeunes participants, 86% des PABS et 78,56% des PAMP ont noté un déséquilibre et une difficulté à marcher sur le sable. Enfin, 28,57% des PAMP et 30% des PABS ont perçu un déséquilibre et une difficulté à marcher sur le gravier. Aucun jeune n'a ressenti un déséquilibre sur le gravier (0%). En se basant sur les réponses de ces participants, on conclut que le risque de chute reste plus élevé sur le sable et le gravier selon l'échelle de Likert.

Tableau 4.5: Valeurs de *p* : les trois types de sol comparés entre eux

Gravier-Sable	Gravier-Parquet	Sable-Parquet
0,6126[a]	0,0012	0,0046

[a] Indique que cette valeur de *p* est supérieure à 0,05

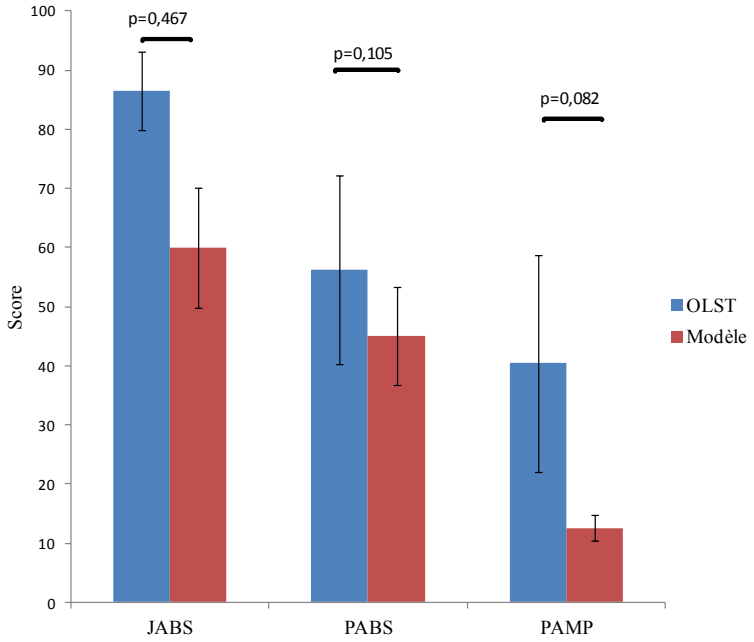


Figure 4.10: Comparaison entre le score calculé par le logiciel OLST et le modèle d'équilibre

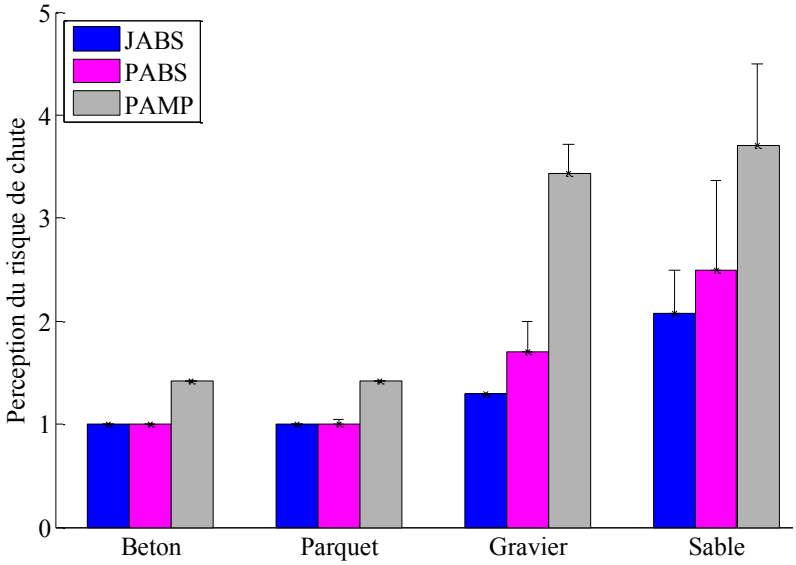


Figure 4.11: Résultats issus des questionnaires exprimant : 1) le niveau du risque de chute ; 2) la difficulté et le déséquilibre sur chaque type de sol

4.7 Discussion

Le but principal de cette étude était une amélioration des méthodes utilisées dans un test *OLS* pour évaluer le risque de chute chez les personnes âgées en particulier les PAMP. Dans notre étude, nous avons déterminé la relation entre un score et un niveau du risque de chute en comparant trois groupes de participants. Nous avons également évalué l'effet des types de sol sur l'équilibre. Il a été observé que le type de sol a affecté le score *OLST* et donc le niveau du risque de chute (figure 4.9). Le risque de chute dépend donc du type de sol (propriétés du sol telles que la taille des grains, le coefficient de friction, etc.). D'une part, les comparaisons par paires (parquet-sable ou parquet-gravier) montrent que les niveaux du risque de chute lors d'un test *OLS* sont statistiquement différents (tableau 4.5). Cette différence est plus marquée sur le gravier : la taille de ce matériau étant plus grande que celle du sable, ce qui a provoqué probablement un certain balancement du corps et un mouvement des pieds assez souvent au cours du test. Cependant, le risque de chute selon l'échelle de Likert est plus prononcé sur le sable lors de la marche (figure 4.11). Ceci pourrait être dû à la difficulté à marcher sur ce sol. D'autre part, aucune différence significative n'a été trouvée entre le gravier et le sable ($p = 0,61 > 0,05$, tableau 4.5). Il a été donc remarqué par les personnes âgées que le contrôle de l'équilibre est différent sur chacun des types de sol (figure 4.11), ce qui signifie que l'environnement est un facteur important dans l'évaluation d'un risque de chute.

Chez les participants âgés, le pied gauche touchait régulièrement le sol ou un support au cours du test, sauf cinq PABS et trois PAMP. Ces trois PAMP étaient au stade 2 ou stade 2,5 et ont obtenu un bon score. Pour améliorer la capacité de détection des problèmes d'équilibre chez ces participants, un modèle d'équilibre en boucle fermée a été conçu et simulé. Les participants du groupe de contrôle (JABS et PABS) avaient de meilleurs scores pour les deux méthodes contrairement aux PAMP (figure 4.10). Sur cette figure, nous montrons également l'analyse statistique qui compare les deux scores en utilisant un t-test. Nous pouvons remarquer qu'aucune différence significative ($p > 0,05$) n'a été observée entre le modèle et le logiciel *OLST* (JABS : $p = 0,1202$; PABS : $p = 0,4645$; PAMP : $p = 0,0952$).

Ainsi, cette partie de la recherche conclut qu'un modèle pourrait être utilisé pour simuler la capacité de l'équilibre humain lors d'un test clinique en temps réel et pourrait être mis en œuvre sur le microcontrôleur de la semelle interactive.

4.8 Conclusion

Un nouveau modèle pour évaluer le risque de chute lors d'un test *OLS* a été conçu. Une expérience avec les participants (jeunes, âgés en bonne santé ou atteints de la maladie de Parkinson) démontre la faisabilité de notre approche. Nous avons proposé un système automatique (l'application *OLS* test) et un modèle d'équilibre qui fournissaient un niveau de risque de chute sur la base d'un score. Comme suggéré par nos résultats, l'analyse du centre de gravité et du centre de pression au cours du test *OLS* semble être utile pour évaluer le risque de chute à domicile chez les personnes âgées. Le niveau du score calculé par le logiciel *OLST* et le modèle peut également être utilisé comme une motivation pour améliorer la condition physique de l'utilisateur.

De nombreux tests ont été effectués et nos résultats suggèrent que les deux scores (logiciel *OLST* et modèle) proposés pourraient être de bons indices pour évaluer et entraîner l'équilibre des PAMP dans un avenir proche à domicile. Enfin, pour valider les deux scores liés au risque de chute, nous avons également analysé l'effet du sol sur les paramètres d'équilibre de l'humain. Nous avons remarqué que le type de sol augmente le déséquilibre et peut conduire un marcheur aux chutes. Les différents types de sol sur lesquels une personne âgée marche doit être un indice à prendre en compte dans les travaux futurs. Tel sera l'objet du chapitre suivant où nous étudierons en particulier plusieurs types de sol en caractérisant leurs propriétés physiques. De plus, il devient nécessaire d'explorer les moyens à mettre en œuvre pour diminuer le niveau du risque de chute sur ces sols.

Chapitre 5

Utilisation d'un dispositif interactif pour différencier automatiquement plusieurs types de sol

Résumé

Les diverses activités quotidiennes impliquent des déplacements sur différents types de sol. Pour les personnes souffrant d'un trouble de la marche ou de perte d'autonomie, la marche sur certains sols (sable, neige ou glace) est souvent difficile en raison du risque de chute qu'ils représentent. Dans ce chapitre, nous présentons dans une première partie, l'utilisation d'une chaussure interactive (figure 2.9) pour différencier automatiquement plusieurs types de sol. L'analyse de la fréquence de la vibration d'un sol lors d'un coup de talon (réponse impulsionnelle) permet leur différenciation. En effet, un coup de talon donne une approximation de la réponse impulsionnelle du sol qui peut être analysé aussi bien dans le domaine temporel que fréquentiel. À partir de ces analyses, un indice est calculé pour pouvoir les différencier. Dans une seconde partie, à l'aide d'un prototype amélioré (une semelle interactive, figure 2.8), douze PAMP et neuf PABS ont effectué le test clinique TUG sur six types de sol avec et sans stimulation vibrotactile. La fréquence de la stimulation a été fixée à 10% au-dessus de la cadence calculée sur le sol ayant le plus faible risque de chute. À la fin du test TUG, un indice du risque de chute a été calculé. Nos résultats montraient qu'une stimulation vibrotactile pourrait contribuer à réduire le risque de chute et améliorer l'équilibre et la régulation de la démarche. En fait, nous avons trouvé une différence significative et une diminution significative des risques de chute calculés pour la plupart des types de sol en particulier pour les sols déformables qui peuvent conduire à une chute [106]. Notre contribution était l'utilisation d'une stimulation vibrotactile sur différents types de sol.

5.1 Introduction

Les conséquences des chutes, comme citées précédemment sont nombreuses et diverses. Ainsi, de nombreux programmes ont été créés pour atténuer les chutes accidentelles. Comme l'ont souligné Filiatrault et coll. [173], pour être efficaces, ces programmes doivent cibler les multiples facteurs qui interviennent dans le risque de chute. Dans cet état d'esprit, plusieurs programmes ont couplé la pratique des exercices physiques à l'analyse de l'équilibre, de l'instabilité posturale et de la démarche. Certaines recherches antérieures se sont concentrées sur le contrôle de la vision, l'ouïe et la tension artérielle tandis que d'autres ont tenu compte de tous ces facteurs et de plusieurs autres [174]. Même si des progrès notables ont été réalisés dans ce domaine, il semble qu'aucun programme n'ait encore offert une assistance à l'utilisateur tout en considérant son environnement immédiat. Nous pensons que les récentes réalisations technologiques peuvent être exploitées pour aider un utilisateur fragile, comme une personne atteinte de la maladie de Parkinson, dans des situations qui peuvent représenter un certain risque de chute. Pour atteindre cet objectif, l'une des premières exigences est d'effectuer la différenciation automatique de plusieurs types de sol qui font partie de l'environnement de l'humain en utilisant l'une de ces réalisations technologiques.

L'idée de différencier automatiquement les types de sol dans notre projet de recherche provient du domaine robotique mobile où l'analyse des terrains est cruciale pour le contrôle autonome et la prise de décision. Weiss et coll. [175] ont conclu que la vision numérique et les vibrations du châssis du robot (figure 5.1) doivent être combinées pour décider si le sol peut être franchi ou pas en toute sécurité. Les robots marcheurs (à pattes) utilisent également la classification de terrain pour le contrôle de la locomotion [176] (figure 5.2). Hoepflinger et coll. [177] ont mis en œuvre dans un robot quadrupède la méthode de classification appelée « *AdaBoost* » pour reconnaitre la géométrie du terrain (concave et convexe) et la surface du terrain (par exemple des papiers abrasifs).

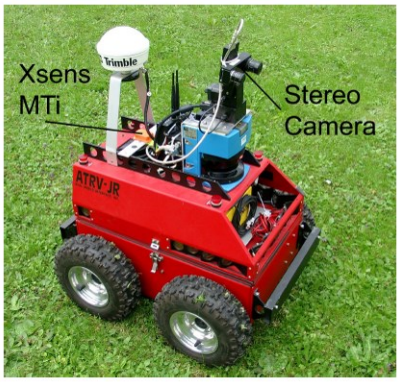


Figure 5.1: Robot de Weiss et coll. [175]

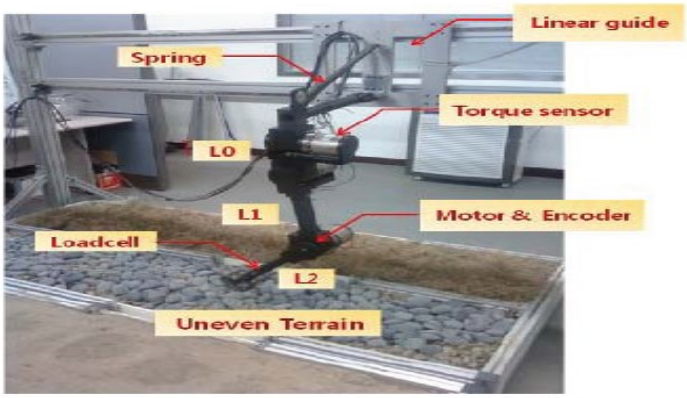


Figure 5.2: Robot marcheurs (à pattes) de Kisung et coll. [176]

Cependant, les méthodes utilisées dans la différenciation des sols en robotique ne sont pas adaptées à la discrimination des propriétés physiques des sols liés à un risque de chute dans le cas d'un humain. Ainsi, notre travail de recherche propose une chaussure interactive qui aidera à discriminer les propriétés physiques du sol. Cette recherche est donc divisée en fonction des exigences de conception d'un système d'aide à domicile. Comme cela est mentionné précédemment, la différenciation des types de sol est une des premières exigences pour la réalisation d'une assistance à domicile visant à prévenir les chutes. Une autre exigence, tout aussi importante, avait été de proposer au chapitre 4 un modèle qui évalue l'équilibre humain sur un type de sol. Des trois chapitres (chapitres 3, 4 et 5), nous pouvons donc remarquer que les deux premiers (chapitres 3 et 4) évaluaient un risque de chute à partir des paramètres intrinsèques du participant tandis que le chapitre 5 évaluera un niveau du risque de chute qui pourrait être associé à un type de sol. Enfin, il faut explorer les moyens pour réduire un risque de chute sur un sol par exemple en utilisant un retour sensorimoteur de type vibrotactile. Les sections précédentes relataient les différents moyens existants pour réduire un risque. Ainsi, la section qui suit propose une méthodologie de différenciation automatique de plusieurs types de sol.

5.2 Méthodologie

Le système qui sera évalué dans cette étude est centré autour d'un dispositif interactif (voir figure 2.8 et figure 2.9, chapitre 2) et d'une application fonctionnant en temps réel sur un téléphone intelligent. Ce dispositif interactif servira à l'analyse des troubles de la marche et le suivi à long terme des personnes en perte de mobilité.

5.2.1 Différenciation automatique des types de sol à l'aide de la chaussure interactive

Sur la base des travaux concernant l'analyse du terrain en robotique mobile, dans cette section, nous utilisons l'accéléromètre inséré dans le talon de la chaussure interactive (figure 2.10) afin de différencier plusieurs sols. Après cela, le type de sol peut être associé à un indice qui permet sa différenciation. Dans une autre expérience, en utilisant la semelle interactive (figure 2.8), il sera possible d'associer un risque de chute pour chaque type de sol. Finalement, nous proposons de réduire ce risque en utilisant une stimulation vibrotactile.

5.2.1.1 Conditions expérimentales

Hypothèse : Nous supposons que l'accéléromètre inséré dans le talon de la chaussure peut servir à différencier plusieurs types de sol. Les propriétés physiques du sol devraient se refléter en termes de vibrations qui se produisent entre la semelle de la chaussure et le sol. Par conséquent, en utilisant l'accéléromètre, nous devrions être capables de mesurer les différentes propriétés physiques. En d'autres termes, en utilisant la chaussure interactive proposée, nous serons en mesure de différencier des sols ayant des propriétés physiques différentes. Pour cette première partie de l'expérience six types de sol ayant des propriétés physiques très différentes ont été utilisés.

Types de sol : Nous avons choisi de comparer cinq types de sol granulaires : gravier, poussière de pierre, sable, glace et neige. Ceux-ci peuvent être considérés comme faisant partie de la même classe de sol. Pour analyser l'effet du talon, nous comparons ces sols granulaires au béton. En

effet, le béton peut être considéré comme ayant l'inertie infinie avec un temps de réponse non-dominante comparé au temps de réponse du talon.

Procédure expérimentale : Le participant pour qui la chaussure avait été conçue était âgé de 36 ans, 72 kg, et n'avait pas de trouble de la démarche. Il avait porté la chaussure interactive pour l'expérience de différenciation. Sur chacun des six types de sol cités ci-dessus, il a réalisé treize coups de talon l'un après l'autre. Au cours de cette expérience, pour chaque coup de talon, les données provenant de l'accéléromètre et des capteurs de force ont été enregistrées et transmises au téléphone intelligent en utilisant la liaison de communication Bluetooth.

5.2.1.2 Les données mesurées par la chaussure interactive et discussion des résultats

La figure 5.3 montre l'accélération enregistrée sur les six types de sol. Une inspection visuelle indique une différence notable entre les graphiques. Cette différence est expliquée par le fait que les vibrations mesurées par l'accéléromètre représentent la réponse à une impulsion de la force d'impact entre la chaussure et le sol. Ces vibrations sont liées aux propriétés physiques du sol. Pour les sols déformables (composé de plusieurs grains), ces propriétés sont caractérisées par des paramètres différents. Par exemple, on peut citer : la taille d'un grain et sa géométrie, la densité du grain (espace d'air disponible entre les grains) et le modèle rhéologique correspondant du sol. Ces propriétés physiques permettent aux grains de se déplacer lorsque le pied applique une force.

Lors d'un mouvement du sol, la friction entre ces grains génère donc des vibrations. Par conséquent, ces vibrations ont des caractéristiques temporelles et fréquentielles liées aux propriétés physiques du sol granulaire excité par la force appliquée (figure 5.3).

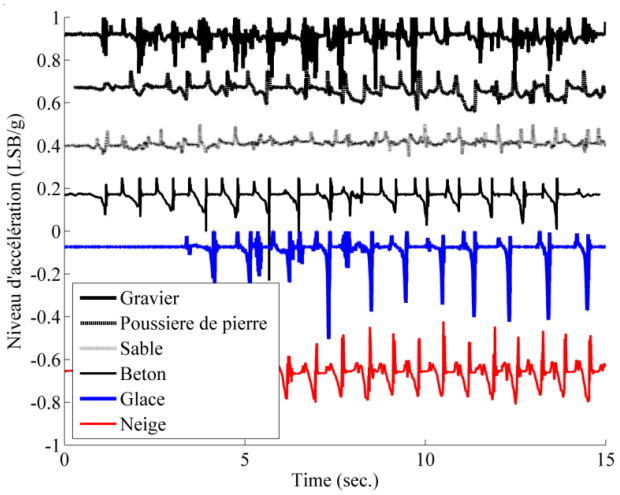


Figure 5.3: Représentation des données de l'accélération à partir des treize coups de talon [106]

Tout ceci explique les différences observées entre les cinq autres graphes par rapport au béton. Par opposition aux autres, le béton est un sol non déformable. On comprend donc que les vibrations correspondant à l'impact de ce modèle sont différentes des précédentes. Notons que ces mesures proviennent du même accéléromètre de l'axe Z. Le décalage entre chaque mesure est seulement effectué pour faciliter la lecture de chaque signal séparément.

À partir de cette base de données (les données recueillies lors des coups de talon), nous proposons un processus automatique à intégrer dans le microcontrôleur qui nous aidera à différencier les sols. Ce processus compte deux étapes principales énoncées ci-dessous. Après la différenciation, un risque correspondant est calculé et puis une stimulation rythmique vibrotactile est envoyée à l'utilisateur à l'aide de l'actionneur situé sur la semelle intérieure.

a) **Segmentation du signal d'accélération et de prétraitement** : Dans la section précédente, nous avons noté que les formes d'onde enregistrées pourraient être associées à des propriétés physiques du sol. Pour différencier automatiquement ces formes d'onde, ils sont tout d'abord prétraitées à travers un algorithme en quatre étapes : 1) la segmentation : l'identification du début et de la fin de l'impact du talon sur le sol, 2) la technique de complétion de zéros pour obtenir 2^n points de données, 3) un fenêtrage avec une courbe de *Hamming* et enfin 4) un filtre de lissage

polynomial (le filtre de *Savitzky-Golay*). Le début et la fin du coup de talon ont été trouvés grâce aux capteurs de force et un seuil.

b) **Le calcul d'un indice de différenciation** : Après le prétraitement, le défi consiste à calculer un indice qui permet de différencier les propriétés physiques en temps réel. Pour cela, nous avons d'abord effectué la transformée de Fourier rapide (TFR) pour convertir chaque signal d'accélération provenant du prétraitement du domaine temporel vers le domaine fréquentiel. La moyenne de la valeur absolue de la TFR est représentée sur la figure 5.4.

Cette étude propose tout d'abord d'effectuer le calcul de centroïde [106] puis ensuite utiliser des caractéristiques connues dans le domaine de la reconnaissance de l'activité humaine pour améliorer le taux de détection. Ces caractéristiques sont, entre autres, des paramètres statistiques tels que la moyenne, l'écart-type, la variance et la fonction kurtosis. Le calcul d'un indice *L* pour la différenciation des sols est réalisé en pondérant (Wi) les paramètres statistiques (Fi) et en faisant la somme comme suit :

$$L = \sum_{i=0}^{n} W_i F_i \tag{30}$$

Une optimisation, comme en intelligence artificielle, est effectuée afin de trouver les meilleures valeurs de pondération W_i et les meilleures combinaisons de caractéristiques. Cette technique extrêmement simple permet une mise en œuvre pratique sur un microcontrôleur à faible consommation de courant. De la méthode de différenciation ci-dessus, six régions pour les six types de sol ont été définies et chacune pourrait correspondre à un niveau du risque de chute (figure 5.5). Par exemple, la marche sur du béton pourrait correspondre à un niveau de risque plus faible tandis que la marche sur du sable ou un sol mou pourrait augmenter le risque à un niveau supérieur. Cela sera vérifié dans la prochaine expérimentation lors de la calibration. Nous supposons donc que le risque de chute associé à un type de sol dépend de ses propriétés physiques. La section suivante présente la méthodologie pour affirmer ou infirmer cette hypothèse.

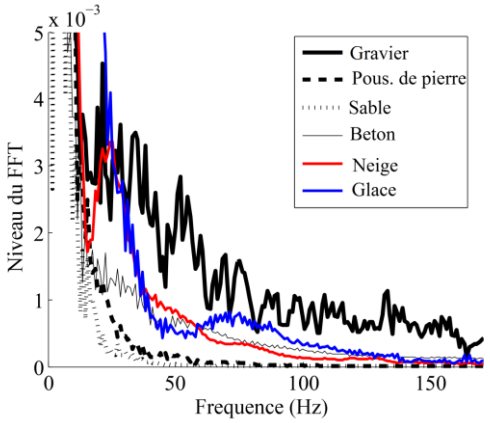


Figure 5.4. Valeur absolue de la FFT des treize mesures d'accélération [106]

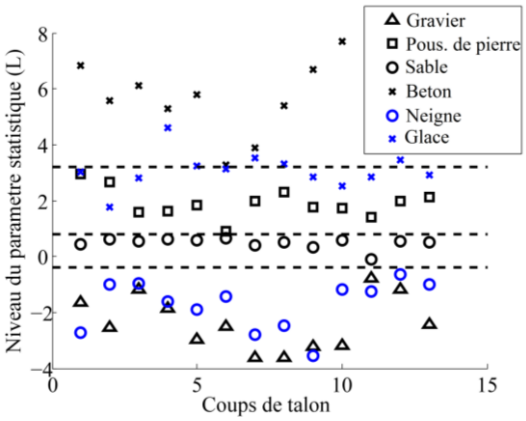


Figure 5.5: Indice de différenciation des types de sol [106]

Indication : Pous. de pierre = poussière de pierre

Pour ce faire, nous évaluons le risque de chute sur différents types de sol à l'aide du test clinique TUG. Dans cette seconde partie de l'étude, les types de sol utilisés sont : le béton, le parquet, deux types de tapis (tapis-salon et tapis-mousse), le sable et le gravier. Ces types de sol sont choisis parce qu'ils sont fréquemment rencontrés dans l'environnement domestique.

5.2.2 Évaluation du risque de chute en utilisant un prototype amélioré (semelle interactive)

Tous les tests ont été effectués dans le laboratoire LAIMI à l'Université du Québec à Chicoutimi. Nous présentons d'abord la population impliquée. Par la suite, la méthodologie expérimentale est détaillée.

5.2.2.1 Participants

Cette étude a été également approuvée par le comité local d'éthique de l'Université du Québec à Chicoutimi (certificat numéro 602.434.01) avant le début des mesures. Douze PAMP (stade modéré, atteinte bilatérale, sous médicaments et principalement chuteurs) et neuf personnes âgées en bonne santé ou proche aidant (PABS/PA) appariés selon l'âge ont participé à cette partie

de l'expérimentation (tableau 5.1). Les PAMP ont été recrutées à la Société de Parkinson du Saguenay et les PABS/PA étaient des conjoints ou des parentés des PAMP. Tous les participants ont été informés du protocole expérimental et ont donné leur consentement écrit avant de réaliser les expérimentations. Le diagnostic de la MP, présenté comme une capacité à se déplacer librement sans dispositif d'assistance, a été réalisé par un neurologue. Les critères d'inclusion pour l'ensemble des participants étaient les suivants : 1) être capable de marcher sur différentes surfaces ; 2) avoir une vision adéquate et une acuité auditive suffisante ; et 3) une perception somatosensorielle apparente du membre inférieur. Les critères d'exclusion pour tous les participants étaient l'existence d'un état de santé incontrôlable tels les troubles orthopédiques, les prothèses articulaires, etc. En outre, les PAMP sont exclues si elles présentent d'autres troubles neurologiques, des troubles cognitifs, ou toute comorbidité qui peuvent influencer la marche.

Tableau 5.1: Caractéristiques démographiques et cliniques des participants

Variables	**PAMP** **Moy ± DS (variation)**	**PABS** **Moy ± DS (variation)**
Nombre de sujets	N=12	N=9
Age (ans)	67,7 ± 10,07 (53-77)	66,8 ± 8,0 (57-77)
Mâle/Femelle	10M /2F	1M / 8F
Hauteur (cm)	169,5 ± 21,5	146,6 ± 21,76
Durée de la maladie (ans)	10,67 ± 6,05 (1-20)	------
Échelles de H & Y	2,5 ± 0,88 (1-4)	------
Prise de médication	11/12 #	------
Score de l'UPDRS total	43,42 ± 14,9 (16-72)	------
Score de l'UPDRS moteur	20,6 ± 6,5 (9-31)	------
Temps du TUG sur le béton (en sec)	12,7 ± 1,99 (8-17)	8,9 ± 0,89 (7-10)
Peur de tomber	33,83 ± 14,75 (16-57)	------
PDQ-39	53,58 ± 29,9 (70-116)	------

Principalement la Levodopa ; Moy : Moyenne ; DS : Déviation Standard

La PAMP a été évaluée à l'aide du test UPDRS (*Unified Parkinson's disease rating scale* [178]), la peur de tomber [179] et le questionnaire de la qualité de vie (PDQ-39) [180]. Nous détaillerons un peu plus ces différents tests cliniques dans le chapitre suivant ou se référer aux annexes 3 et 4.

Étant donné que le questionnaire sur la peur de tomber donne un score généralement proche de 0% pour la plupart des personnes en bonne santé, nous avons effectué celui-ci uniquement avec les PAMP. Le tableau 5.1 résume les données démographiques et les caractéristiques cliniques des participants inclus dans cette expérimentation.

5.2.2.2 Procédure expérimentale

La procédure expérimentale a été effectuée comme suit :

En premier lieu, chaque PAMP a effectué les tests cliniques énoncés ci-contre (UPDRS, peur de tomber, PDQ-39). Ces tests ont été menés par un physiothérapeute, spécialisé dans l'évaluation et le traitement de la MP (voir les résultats des tests dans le tableau 5.1). En second lieu, une semelle interactive (figure 2.8) a été placée dans la chaussure du participant (PAMP ou PABS). La figure 5.6 montre le cadre expérimental utilisé au laboratoire LAIMI. Pour les PAMP, les tests ont été effectués en période « ON » (c'est-à-dire sans présence de blocage moteur).

1) Après quelques essais de familiarisation, tous les participants ont effectué les tests de marche sur trois mètres (test *TUG*). Tout d'abord, nous avions demandé au participant de marcher le long d'un couloir (figure 5.6) en réalisant le *TUG* sans stimulation.

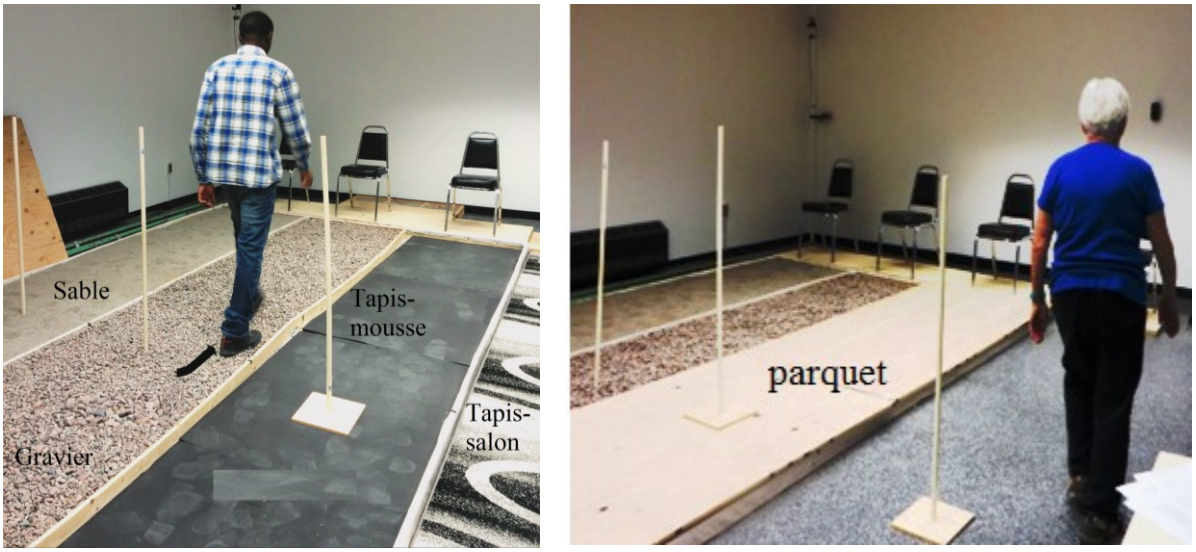


Figure 5.6: Le cadre expérimental du laboratoire LAIMI[18]

Nous avions rajouté à la figure 3.1 une nouvelle interface contenant le test *TUG* de façon à avoir les deux tests (*OLS* et *TUG*) dans la même application. Cette nouvelle interface du *TUG* permet d'acquérir la cadence de chaque participant dans la première phase. Des deux essais de marche initial (marche sur du béton sans stimulation) et parfois plus, une valeur moyenne de la cadence préférée (marche normale du participant) a été déterminée par l'application *Android*. Cette cadence individuelle a été utilisée pour calculer la fréquence « +10% » de la stimulation vibrotactile.

2) Ensuite, les participants ont effectué deux essais en condition de stimulation vibrotactile à 10% au-dessus de la cadence préférée sur chaque type de sol (béton, parquet, gravier, sable, tapis-salon et tapis-mousse). Les stimuli tactiles ont été livrés sous forme d'impulsions de cinquante millisecondes pendant le test *TUG*.

Les participants ont reçu autant de temps qu'ils le souhaitaient pour se reposer entre les différents essais et la fatigue ne semblaient pas les limiter. L'ordre de présentation du type de sol a été aléatoire pour chaque participant. En raison des dysfonctionnements mécanorécepteurs, certains

[18] Pour alléger les écritures sur les graphes, nous avons renommé tapis-salon en « tapis 2 » et tapis-mousse en « tapis 1 ».

participants ont été incapables de ressentir la stimulation vibrotactile (une PABS et cinq PAMP) entraînant le rejet de leurs résultats.

5.2.2.3 Calcul du risque de chute

Le traitement du signal et la détection des différentes phases incluses dans le test *TUG* ont été effectués en utilisant un algorithme automatisé. Cet algorithme de segmentation sera présenté dans le chapitre 7. Dans cette section, nous présentons uniquement les paramètres calculés dans la phase de la marche ainsi que l'évaluation du risque de chute correspondant.

a) **Les paramètres de la marche** : les paramètres calculés dans cette étude ont été choisis en fonction des plus utilisés dans la littérature [123, 181-183] montrant un effet significatif. Il s'agit de la vitesse de la marche, la cadence et la longueur de foulée instantanées. La longueur de foulée (L_f) a été déterminée en utilisant la relation proposée dans [184, 185] comme suit :

$$Lf = 0.98 * \sqrt[3]{\sum_{i=1}^{N} a_i / N} \tag{31}$$

où *N* est le nombre d'échantillons, a_i est la moyenne de l'accélération pendant la durée de la foulée.

La longueur de la foulée est calculée en utilisant le signal filtré et est estimée comme la distance parcourue pendant le test.

b) **Le calcul du risque de chute**: Afin d'estimer un risque de chute, nous avons utilisé le coefficient de variation (CV en %) de chaque paramètre de démarche instantanée (cadence et longueur de foulée) comme suggéré dans [181]. Ce coefficient décrit par Gabell et Nayak [186] est exprimée par:

$$\mathrm{CV_j} = 100 * \frac{\sigma_\mathrm{j}}{\mathrm{M_j}} \tag{32}$$

où σ_j et M_j sont respectivement l'écart type et la moyenne du paramètre *j* (paramètre de la marche).

Il est connu que les chuteurs présentent un plus grand coefficient de variation (CV) contrairement à un non-chuteur ou un jeune adulte [181, 187]. En effet, les déficits musculosquelettiques ou la maladie de Parkinson cause une démarche irrégulière. Ce qui expliquerait le plus grand coefficient de variation observée chez les chuteurs. Par ailleurs, on constate qu'une plus grande dispersion dans les paramètres de la marche correspond à un grand coefficient de variation.

Enfin, nous avons calculé un risque de chute sur la base des résultats suggérés par Noshadi et coll. [103] pour l'évaluation de l'instabilité. Pour de meilleurs tests d'évaluation clinique, l'objectif était de combiner les paramètres de la marche les plus importants en un seul indice. Le risque de chute proposé est donc exprimé en (33).

$$\mathrm{Rq} = \alpha * (\mathrm{CV}_{\mathrm{cad}} + \mathrm{CV}_{\mathrm{Lf}}) \tag{33}$$

où α représente le coefficient attribué à la variabilité du paramètre de la marche (cadence et la longueur de la foulée). CV_{cad} et CV_{Lf} sont respectivement les coefficients de variation de la cadence et la longueur de la foulée.

Ce coefficient α peut être défini par les médecins, les cliniciens et les chercheurs du domaine pour adapter l'évaluation de l'instabilité qui répond au mieux à chaque patient [94]. Dans notre étude, ce coefficient est défini comme inversement proportionnel à la valeur de la vitesse de la marche (la valeur sans unité).

5.2.2.4 La perception humaine sur le risque de chute

Après le test de TUG, chaque participant a été interrogé sur le type de sol qui induit une perception du risque de chute lorsqu'il marchait différents types de sol sans stimulation (voir annexe 1 pour le questionnaire).

5.2.2.5 Analyse statistique

L'analyse des données a été réalisée en utilisant le logiciel PRIMS-5 (*Graph Pad Co San Diego États-Unis)* qui permet d'effectuer des statistiques descriptives. Le risque de chute et le temps du test *TUG* (variables dépendantes des conditions : stimulation vibrotactile et sans stimulation) ont été analysés en utilisant une analyse de variance (ANOVA-1). Un t-test a été utilisé pour comparer les deux groupes (PABS et PAMP). Le risque de chute sur différents types de sol a également été comparé entre les groupes et à travers les conditions expérimentales (avec et sans stimulation vibrotactile) en utilisant une ANOVA-2. Des comparaisons par paires et des corrections de Bonferroni ont été effectuées tout au long des analyses.

5.3 Résultats et discussion

Les valeurs moyennes sont présentées sur toutes les figures ci-dessous. Les barres d'erreurs indiquent l'écart-type (SD). En condition de « sans stimulation », une augmentation du temps du test et du risque de chute a été observée chez les PAMP contrairement aux PABS (figure 5.7 et figure 5.8). Pour les temps du TUG (figure 5.7), le t-test a montré une différence significative entre ces deux groupes ($p < 0,05$). Sur les types de sol, une différence significative a été également trouvée pour la mesure du risque de chute (figure 5.8-a, $p < 0,05$), sauf sur le sable et le tapis-salon où $p > 0,05$. Pour la stimulation vibrotactile (figure 5.9), en utilisant le t-test entre les deux groupes, aucune différence significative n'a été observée sur la plupart des types de sol pour le risque de chute ($p > 0,05$), sauf sur le tapis-mousse et le sable. Cependant, une diminution du niveau du risque de chute a été observée sur ces deux sols (comme montré dans le tableau 5.2). Ce qui signifie que le système proposé pourrait aider à réduire le risque de chute sur un sol par rapport à la situation « sans stimulation ».

En outre, l'ANOVA-2 a été effectuée afin de détecter tout effet d'interaction entre les groupes et les conditions expérimentales (avec et sans stimulation). Cette analyse a montré que la différence entre les moyennes des deux conditions était significative à 0,05.

Tableau 5.2: La moyenne ± écart-type du risque de chute dans différents environnements de marche

conditions	sans stimulation (%)		avec stimulation (%)	
	PABS	PAMP	PABS	PAMP
Béton	12,21 ± 0,85	18,25 ± 8,85	23,29 ± 2,72	23,30 ± 4,08
Parquet	16,39 ± 2,63	20,37 ± 5,72	22,56 ± 1,51	25,45 ± 2,27
Tapis salon	15,74 ± 1,35	17,14 ± 11,53	19,42 ± 3,51	20,18 ± 2,90
Gravier	23,41 ± 5,9	31,89 ± 9,93	25,49 ± 2,89	28,41 ± 3,48
Tapis 1	27,37 ± 9,78	33,04 ± 12,09	23,55 ± 2,08	26,76 ± 3,89
Sable	37,83 ± 4,17	40,57 ± 12,78	29,59 ± 5,60	31,79 ± 8,41

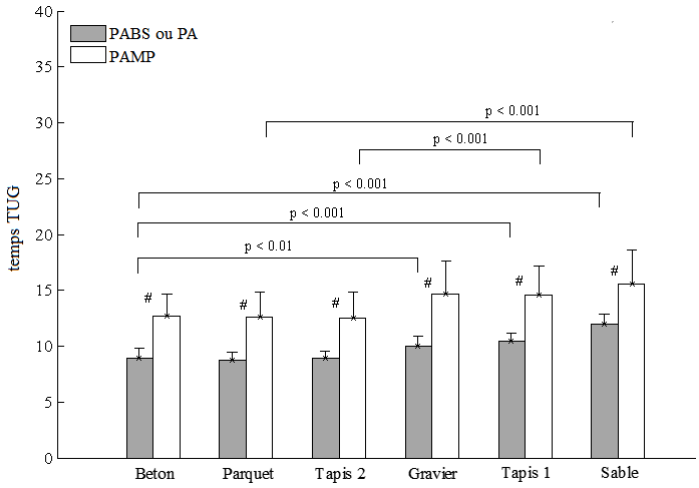


Figure 5.7: Le temps du test TUG (moyenne ± écart-type) exprimé en secondes chez les PABS et les PAMP sur différents types de sol (sans stimulation)

Note : Le symbole # indique une différence significative entre les deux groupes. Les valeurs $p < 0,01$; $p < 0,001$ indiquent une différence significative entre les types de sol comparés.

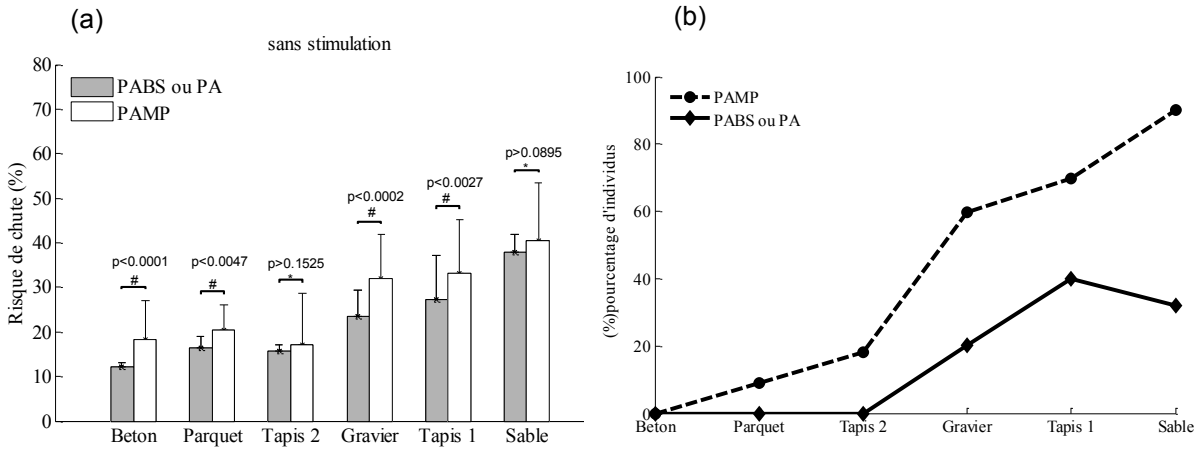


Figure 5.8: Le risque de chute (moyenne ± écart-type) sur chaque type de sol dans une condition de « sans stimulation ». (*a*) risque calculé à partir des paramètres de la marche. (*b*) résultats du questionnaire : pourcentage de participants qui ont perçu un risque de chute

Note : Le symbole # indique une différence significative entre les PAMP et les PABS/PA et le symbole * indique une différence non significative entre les deux groupes.

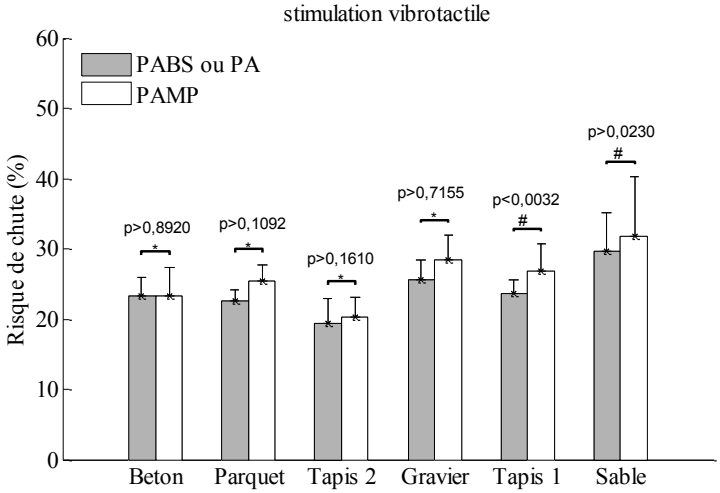


Figure 5.9: Le risque de chute (moyenne ± écart-type) à partir des paramètres de la marche sur chaque type de sol dans une condition de « stimulation vibrotactile » (7 PAMP et 8 PABS)

Note : Le symbole # indique une différence significative entre les PAMP et les PABS/PA et le symbole * indique une différence non significative entre ces deux groupes.

5.3.1 Discussion sur la différenciation des types de sol

En calculant le centroïde des six types de sol, nous avions constaté que certains centroïdes spectraux de la poussière de pierre sont situés en dehors de leur groupe associé [106]. On peut noter que ce type de sol, est le plus déformable parmi les six types expérimentés. Considérant que la réponse des vibrations du sol dépend de la force appliquée, on suppose que la déformation du sol change l'orientation du pied et modifie ainsi la distribution de force sous le pied. Des observations similaires ont été trouvées dans [109]. Cette variation de la répartition de la force génère une réponse imprévisible du sol. Il est donc possible que plusieurs centroïdes spectraux se trouvent en dehors de leur groupe respectif. Afin d'améliorer ces premiers résultats, certaines caractéristiques de la marche sont incorporées à l'algorithme développé. Les résultats représentés sur la figure 5.5 montrent une différenciation précise des propriétés physiques du sol. Nos résultats fournissent, avec la TFR et la méthode de calcul du centroïde, un taux de détection de l'ordre de 77% et ce taux est amélioré à 99% lors de l'ajout d'un indice *L* provenant de la somme pondérée des paramètres statistiques (équation 30).

5.3.2 Discussion sur le risque de chute calculé

Les PAMP ont eu un temps et un risque de chute plus grand que les PABS dans la condition de « sans stimulation » (figure 5.7 et figure 5.8). Ceci est expliqué par la qualité des afférences sensorielles ou le processus de la maladie de Parkinson, provoquant une marche irrégulière et un grand coefficient de variation. En outre, les propriétés physiques du sol augmentent la dispersion du coefficient de variation des paramètres de la marche ; ce qui augmente le risque de chute. De ce fait, comme suggéré par Galica et coll. [33], la stimulation vibrotactile rythmique peut être bénéfique. En observant la figure 5.9, nous remarquons que la stimulation vibrotactile rythmique appliquée à la plante des pieds peut réduire et réguler la variabilité de la marche ainsi que le risque de chute dans un environnement non contrôlé. Des observations similaires ont été trouvées dans [33, 181, 188], mais avec un seul type de sol ou en utilisant une autre stimulation telle que l'audio et/ou le visuel. L'augmentation du risque de chute

observée sur les surfaces rigides (tableau 5.2 et figure 5.9), par rapport à l'état « sans stimulation » (figure 5.8-a) peut être expliquée par le 10% au-dessus de la cadence utilisée. Cette fréquence a augmenté le risque de chute sur ces surfaces mais a amélioré certains paramètres de la marche comme par exemple la vitesse. Ces résultats sont conformes à ceux trouvés dans [33, 183, 189] lorsqu'une fréquence appropriée de la stimulation est utilisée.

Le risque de chute de tous les participants a été divisé en six groupes correspondant aux six types de sol. Une analyse de variance (ANOVA) a été effectuée afin de comparer le niveau de stabilité. Les résultats ANOVA sont présentés comme une F-statistique avec ses degrés de liberté et les valeurs de *p* associées. L'hypothèse nulle H_0 fût la même que précédemment : toutes les moyennes des risques de chutes des six types de sol sont égales. Contrairement à la condition de « stimulation vibrotactile » où p > 0.05, cette analyse de la variance conduit à la conclusion qu'il y a eu un effet significatif du type de sol sur le risque de chute lorsqu'il s'agissait de la condition de « sans stimulation » ($F(5 ; 48) = 31{,}11$, $p = 5{,}68 \times 10^{-14} < 0{,}05$, pour les PABS) et ($F(5 ; 66) = 40{,}25$, $p < 0{,}05$, pour les PAMP). Les comparaisons par paires à l'aide des tests de Tukey n'ont montré aucun effet significatif entre les trois surfaces rigides (béton, tapis-salon et parquet). Cependant, un effet significatif du sol a été trouvé en comparant le béton et le gravier ($p < 0{,}01$) ; le tapis-mousse et le béton ; le béton et le sable ; le parquet et le sable ; le tapis-salon et le tapis-mousse avec $p < 0{,}001$ pour chaque comparaison. Aucune différence significative n'a été trouvée sur le sable et le tapis-mousse avec le t-test effectué entre les deux groupes (figure 5.8-a). Ceci peut être expliqué par le fait que le sable a affecté à la fois les PAMP et les PABS. En outre, marcher sur le sable a nécessité plus d'attention pour les deux groupes. Ainsi, nous pouvons conclure que le test de marche sur des sols déformables, probablement sur le sable, peut représenter un excellent modèle pour détecter le risque de chute chez les participants âgés. Quant au tapis-salon, même si nous ne disposons pas de différence significative entre les deux groupes, l'écart type était différent. Cela montre un effet de ce type de sol sur la marche des PAMP.

La figure 5.8-b montre le pourcentage de participants qui ont perçu un risque de chute sur chaque type de sol dans l'état de « sans stimulation ». Le sable était le sol sur lequel les deux groupes de participants avaient eu le plus de difficulté à marcher. Une différence de plus de 40% a été observée chez les PAMP comme représentée sur la figure 5.8-b. Ceci peut être expliqué par le manque de proprioception chez ces participants et aussi par le fait que le sable était le sol qui a produit plus de peur de tomber dans les deux groupes. Cependant, le tapis-mousse était le sol qui menaçait le plus l'équilibre pendant la marche. Ceci pourrait expliquer pourquoi une différence significative a été trouvée entre les deux groupes dans la condition de « stimulation vibrotactile » sur le sable et le tapis-mousse (figure 5.9). En effet, les difficultés à maintenir l'équilibre sur ces types de sol auraient affecté la marche rythmique de certains participants. Cependant, l'effort de réguler le rythme de la marche du participant en utilisant la stimulation vibrotactile a diminué les risques de chutes sur ces sols (tableau 5.2). L'ANOVA-2 a également indiqué qu'il y avait aussi un effet d'interaction du groupe et des conditions (avec et sans stimulation) pour le risque de chute sur une des surfaces rigides : béton ($F=7.155$, $p=0,012$) et l'un des sols déformables : gravier ($F=9,414$, $p= 0,004$). Cependant, cela n'a pas été le cas des autres types de sol. Ces résultats indiquent que les groupes ont utilisé différemment les conditions expérimentales.

Le risque de chute sur différents types de sol, calculé pour chaque groupe en utilisant le test *TUG,* est utilisé pour ajuster le niveau du risque présenté sur la figure **5.5**.

5.3.3 Les limites de cette étude

La limitation de cette étude est la généralisation de la recherche à une population plus grande en raison de la petite taille de l'échantillon utilisé. En d'autres termes, la limitation de ce travail est le fait que certains participants ne ressentaient pas les signaux de vibration. Ceci est probablement dû au vieillissement des mécanorécepteurs cutanés ou à la durée de la maladie de Parkinson. Par conséquent, la stimulation vibrotactile sera améliorée en augmentant l'amplitude des vibrations pour une meilleure sensation et une réduction des conflits perceptifs avec la vibration du sol. Ainsi, notre prochaine génération de chaussures interactives utilisera une nouvelle

génération d'actionneurs à bobine mobile, capable d'augmenter de manière significative l'amplitude de la vibration produite et la fréquence des formes d'onde (stimulation des différents mécanorécepteurs). De plus, étant donné que la chute est un phénomène multifactoriel, les autres limites de cette étude sont la combinaison et la généralisation de tous les paramètres de la marche dans un seul indice. Notre prochain chapitre qui comprend plusieurs mesures de la marche avec un réseau de neurones artificiels prendra cela en compte. La conception d'un tel algorithme avec plus de paramètres de la marche et pour toutes les activités du test *TUG* sera présentée dans le chapitre 7. Cependant, nos premières évaluations montraient des résultats encourageants.

5.4 Conclusion et perspectives

Cette étude démontre la possibilité d'utiliser une stimulation vibrotactile pour réduire le risque de chute chez les personnes âgées tout en marchant dans différents environnements de marche. Elle a abordé non seulement la discrimination automatique des sols en utilisant leur réponse à un coup de talon, mais aussi le risque de chute sur six types de sol.

Grâce à une analyse du domaine fréquentiel et un calcul d'un centroïde spectral, nous avons déterminé un indice qui aide à différencier les types de sol qui constituent l'un des principaux facteurs intervenant dans le risque de chute. L'approche de cette étude a été adoptée étant donné qu'il peut être facilement mis en œuvre sur un microcontrôleur. En outre, nous avons trouvé que la semelle interactive proposée pourrait aider à réduire le risque de chute en activant une stimulation vibrotactile rythmique lorsque l'humain marche sur différents types de sol. Enfin, l'expérience du test *TUG* montre que nous pouvons réussir à associer un niveau de risque pour chaque type de sol qui a été testé. Dans l'ensemble, le contrôle de l'équilibre est non seulement amélioré par la stimulation vibrotactile rythmique, mais est également modéré sur les types de sol.

Ce travail devrait être inclus dans une stratégie plus complexe pour éviter une chute. Par conséquent, d'autres algorithmes en intelligence artificielle sont actuellement à l'étude puisque nous nous intéressons au développement d'une meilleure assistance à domicile pour l'analyse du

désordre dans la marche et un suivi à long terme des personnes en perte de mobilité. Par exemple, la semelle interactive aura besoin d'un jeu sérieux complémentaire pour entraîner l'équilibre chaque jour. De plus, puisque la stimulation rythmique vibrotactile a montré une réduction du risque de chute, le chapitre suivant explore d'autres types de stimulation et leurs effets sur la marche dans différents environnements.

Chapitre 6

Comparaison des performances des stimulations auditive, visuelle et vibrotactile chez les personnes atteintes de la maladie de Parkinson dans un test TUG pour réduire le risque de chute sur différents types de sol

Résumé

Plusieurs recherches ont démontré les effets positifs de la stimulation auditive et visuelle dans les améliorations de la marche chez les personnes atteintes de la maladie de Parkinson. Cependant, peu d'études ont évalué le rôle de la stimulation vibrotactile en le comparant aux autres types de stimulation. Dans cette partie de la recherche, nous comparons trois types de stimulation où douze PAMP (67,7 ± 10,7 ans) et neuf PABS (66,8 ± 8,0 ans) ont effectué le test TUG instrumenté (iTUG) avec et sans stimulation sur six types de sol. De façon analogue au chapitre 5, la fréquence de stimulation a été fixée à 10% au-dessus de la cadence calculée sur le sol ayant un niveau de risque faible (le béton). Pour chacune des conditions d'expérimentations (auditive, visuelle et vibrotactile), l'indice du risque de chute proposé dans le chapitre 5 (équation 33) a été comparé à la durée du test *TUG*. Cet indice a montré une bonne fiabilité (ICC > 0,88). En outre, le seuil clinique (MDC) suggère que cet indice pourrait être sensible à la variation du risque de chute sur un sol contrairement au temps du test TUG. De plus, en utilisant les types de stimulation, nos résultats montrent une différence et une diminution significative des risques de chutes calculés contrairement à « sans stimulation ». Ce résultat a été observé pour la plupart des types de sol en particulier pour les sols déformables qui peuvent conduire à la chute. Ces travaux nous ont permis de conclure finalement que par rapport à d'autres stimulations, l'audio demeure un meilleur neurofeedback pour réduire le risque de chute sur différentes surfaces de marche.

6.1 Introduction

La maladie de Parkinson est l'une des maladies neurodégénératives les plus courantes. Chez les PAMP, la démarche se caractérise par des troubles tels que la festination (une réduction de la longueur des pas, une démarche traînante, une augmentation de la cadence de la marche) et souvent l'enrayage cinétique ou le blocage moteur. Tout ceci peut également être accompagné d'une difficulté de démarrage et d'arrêt de la marche due en partie à la rigidité musculaire [190, 191]. De plus, les troubles d'équilibre et de la marche s'aggravent avec la progression de la maladie limitant fortement l'autonomie fonctionnelle et la qualité de vie de la personne atteinte. De ce fait, le but principal des traitements consiste désormais à assurer une meilleure qualité de vie aux patients à travers des méthodes de prévention des chutes ; car en raison de la multi-morbidité chez les personnes âgées, un diagnostic exact est souvent difficile à établir. Pour ce faire, l'état fonctionnel du patient est évalué à l'aide des tests cliniques et les déficits sont atténués par des moyens de réadaptation. Dans les tests cliniques, diverses nouvelles technologies sont exploitées pour obtenir une indication plus objective ou quantitative de chacun des troubles de la marche. De nombreux travaux de recherche montrés dans les chapitres précédents et également résumés par Sprint et coll. [192], ont mis en œuvre des dispositifs intelligents portables afin d'analyser certains paramètres de la marche qui sont liés au risque de chute. Dans les chapitres précédents (chapitre 2 à 5), une semelle interactive a été proposée et utilisée pour réduire les coûts d'acquisition de dispositifs d'analyse de la marche de façon à effectuer un test clinique à domicile. Pour l'analyse de la marche et le calcul du risque de chute, cette semelle interactive comprend différents capteurs pour évaluer la cadence, le temps et la longueur de foulée, le cycle de la marche, la position du centre de pression. Après l'évaluation du risque de chute aux chapitres 3, 4 et 5, dans cette partie, nous proposons de trouver les meilleures stimulations pour réduire le risque sur différents types de sol.

Récemment, plusieurs études [122, 129, 182, 193] ont montré l'efficacité d'une stimulation à améliorer les déficiences spécifiques et les limitations fonctionnelles des PAMP. Toutefois, notons que Martin [131], en 1967, fût le premier à signaler les effets positifs des indices visuels (lignes

transversales sur le sol) en notant que les PAMP ont augmenté leur longueur de foulée et leur vitesse de marche. D'autres chercheurs [123, 130] ont suggéré que les indices sonores fournis par un métronome ont permis d'améliorer la vitesse et la cadence pendant la marche tout en réduisant la durée de l'enrayage cinétique. Dans cette ligne de pensée, certaines études [31-33, 128] ont démontré que la stimulation vibrotactile pourrait être aussi utile pour corriger le balancement et l'équilibre des marcheurs. Elles ont utilisé un dispositif de vibration miniature composé de capteurs et des composants de stimulation.

Un inconvénient des travaux précédents sur l'usage des stimulations a été cependant la limitation à un contexte clinique, qui ne tient pas compte de l'environnement du patient, tel que le type de sol sur lequel il marche. En fait, certaines études [108, 142, 194] ont démontré les effets de différentes surfaces sur les paramètres de la marche. De plus, comme le stipulait le chapitre 5, ce facteur de risque doit être pris en compte dans les études récentes et futures. Ainsi, cette partie de la recherche évalue la possibilité de réduire le risque de chute sur différentes surfaces de marche (béton, parquet, gravier, sable et deux types de tapis) grâce à différentes stimulations sensorielles : visuelle, auditive et vibrotactile. Contrairement à l'usage du temps du test TUG comme suggéré par la littérature (le seuil pour différencier un chuteur d'un non-chuteur), nous utiliserons une nouvelle approche pour évaluer un risque de chute dans ce test. Ensuite, nous comparerons l'impact des différentes modalités de stimulations sur la valeur du risque de chute.

6.2 Méthodologie

Dans cette section, nous rappelons les participants à l'étude, ensuite nous décrivons la procédure expérimentale mis en place et finalement les différentes analyses statistiques effectuées. Cette expérimentation a été également approuvée par le comité d'éthique, voir annexe 1 (certificat N° 602.434.01).

6.2.1 Participants

Les caractéristiques des participants ont déjà été présentées dans le tableau 5.1. Cependant, nous décrivons ici les principaux tests cliniques qu'avaient effectués les PAMP :

- **Échelle unifiée d'évaluation de la maladie de Parkinson (UPDRS)**

La gravité de la maladie des participants PAMP a été évaluée grâce à l'échelle de Hoehn et Yahr et l'échelle unifiée d'évaluation de la maladie de Parkinson (UPDRS). L'UPDRS mesure l'avancement de cette maladie. Elle est devenue l'échelle de notation clinique la plus utilisée. Ce test comporte principalement quatre parties à savoir : I : Expériences non-motrices de la vie quotidienne ; II : Expériences motrices de la vie quotidienne ; III : Examen moteur ; IV : Complications motrices. Quarante-deux questions (voir annexe 4) ont été complétées dans cette partie par le participant PAMP suivies par le questionnaire relatif à l'échelle de Hoehn et Yahr (H & Y).

- **Le questionnaire sur la peur de tomber**

Nous avons utilisé l'échelle de mesure efficace des chutes qui est un questionnaire pour mesurer la peur de tomber en fonction des activités de la vie quotidienne. La fiabilité et la validité de ce test ont été évaluées chez les personnes âgées et il a montré une bonne fiabilité *test-retest* [179]. Ce questionnaire semble être une méthode fiable et valide pour mesurer la peur de tomber d'une personne. Nous avions demandé à la PAMP de déterminer avec quelle confiance elle pouvait réaliser chacune des seize activités de la vie quotidienne sans tomber (score total : 0-64). Les réponses ont été évaluées sur une échelle de 1 (pas du tout inquiet) à 4 (très inquiet). Un faible score entraîne moins de peur de tomber. Veuillez consulter l'annexe 3 pour le questionnaire utilisé.

- **Questionnaire sur la qualité de vie (PDQ-39)**

Nous savons que l'enrayage cinétique a un effet significatif sur la qualité de vie d'une PAMP [195]. Afin d'évaluer cette qualité de vie, nous avions utilisé un troisième questionnaire sur la maladie de Parkinson appelé *PDQ-39*. Les problèmes les plus fréquemment reportés sur le PDQ-39 concernent la mobilité (questions 1 à 10), les activités de la vie quotidienne (questions 11 à 16), le bien-être émotionnel (questions 17 à 22), l'inconfort psychologique (question 23 à 26), le soutien social (questions 27 à 29), les troubles cognitifs (questions 30 à 33), la communication (questions 34 à 36) et l'inconfort physique (questions 37 à 39). Les réponses de nos participants étaient

évaluées sur une échelle de 0 (jamais) à 4 (toujours). Pour le PDQ-39, notons qu'un score plus faible représente un meilleur état de santé. Veuillez consulter l'annexe 4 pour le test utilisé.

Les différents résultats de ces tests (UPDRS, peur de tomber, PDQ-39) ont été présentés dans le tableau 5.1.

6.2.2 Procédure expérimentale

Avant l'évaluation, chaque participant a effectué des essais de marche confortables sur trois mètres le long d'une allée (voir figure 5.6). L'objectif était de veiller à ce que le participant ait compris le test. Le test TUG a été effectué deux ou plusieurs fois. À partir de deux ou plusieurs tests iTUG initiaux sans stimulation sur le sol de référence (le béton), une valeur moyenne de la cadence a été déterminée. Par la suite, les participants ont aussi effectué le test dans chacune des conditions de stimulations suivantes : auditive, visuelle et vibrotactile, à 10% au-dessus de la cadence déterminée sur le béton. La valeur de 10% a été utilisée pour augmenter la capacité de détection de la stimulation par le système nerveux central et probablement pour y accorder plus d'attention lors de la marche. Cette fréquence a donc été choisie pour agir sur le mécanorécepteur ayant moins de variation lors du processus de vieillissement.

L'ordre de présentation des types de sol et des types de stimulation a été aléatoire. La stimulation vibrotactile a été délivrée par un moteur avec masse excentrique sous forme d'impulsions de cinquante millisecondes. La stimulation auditive a été délivrée par le biais d'un métronome stationnaire tandis que le visuel l'a été au moyen d'un écran d'ordinateur situé devant et derrière le participant. Les participants ont reçu le plus de temps possible pour se reposer entre les essais et la fatigue ne semblaient pas les limiter. En raison d'un certain déficit des mécanorécepteurs, quelques participants n'ont pas ressenti la stimulation vibrotactile (1 PABS et 5 PAMP), ce qui a entraîné le rejet de leurs résultats pour la condition de stimulation vibrotactile.

Afin de réaliser une liaison entre la mesure et la perception, un questionnaire a été posé aux participants à la fin du test iTUG (voir annexe 2). Chaque participant devrait indiquer le type de sol qui induit une perception du risque de chute.

6.2.3 Analyse statistique

L'analyse statistique des données a été réalisée en utilisant le logiciel « *PRIMS-5, Graph Pad Co San Diego* » et *SPSS*. Toutes les variables dépendantes (temps du TUG et indice du risque) ont été normalisées pour chaque condition expérimentale en utilisant la valeur de référence (valeur mesurée lors de la marche sur le béton et sans stimulation). Pour chacune des conditions (types de sol et types de stimulation), les valeurs relatives ont été comparées en utilisant l'analyse de la variance (ANOVA-1) suivie des comparaisons par paires (le test de Tukey). Des corrections de *Bonferroni* dans *SPSS* ont été utilisées pour toutes les analyses afin d'ajuster les multiples comparaisons effectuées. En outre, la relation entre le temps du TUG et l'indice du risque de chute a été évaluée avec le *test de t* et le coefficient de corrélation de Pearson. Le niveau de signification a été fixé à 0,05.

L'erreur-type sur la moyenne (SEM), qui quantifie les erreurs sur la mesure, a été calculée comme suit :

$$SEM = \sigma/\sqrt{n} \tag{34}$$

où σ est l'écart-type de la valeur relative et n est le nombre de participants dans chaque groupe.

Le seuil clinique *MDC*[19] a été calculé comme suggéré par Pardo et coll. [196]

$$MDC_{95} = Z * SEM * \sqrt{2} \tag{35}$$

[19] Le MDC est un seuil utilisé en clinique. Il désigne la valeur à partir de laquelle on peut considérer qu'il y a eu un réel changement. Ainsi, nous pouvons isoler tous les participants ayant une valeur > ou < Moyenne + MDC et supposé donc que ces participants sont à risque de chute ou sans risque de chute.

où Z = 1,96 est le score associé au seuil de 95% et $\sqrt{2}$ est un multiplicateur pour tenir compte de l'incertitude lorsque plusieurs essais sont menés sur une mesure.

Finalement, une corrélation de Pearson a été réalisée afin d'étudier l'association entre certaines variables (risque de chute, peur de tomber, échelles de Hoehn et Yahr) et le score de l'UPDRS.

6.3 Résultats

Nous présentons les résultats du test TUG sans stimulation et ensuite les résultats lorsque des types de stimulation sont appliqués. Pour chacune des conditions d'expérimentations (auditive, visuelle et vibrotactile), l'indice du risque de chute proposé dans le chapitre 5 (équation 33) a été comparé à la durée du test *TUG.*

6.3.1 iTUG sans stimulation

Comme on le voit sur la figure 6.1, les multiples comparaisons par paires ont montré que les temps du TUG sont similaires et non significatifs ($p > 0,05$) pour le béton, le parquet, le tapis-salon (tapis 2), respectivement (100% ; 99,0% ± 5,1% ; 100,7% ± 2,8 %) pour les PABS/PA, figure 6.1a ; et (100% ; 102,8% ± 2,3% ; 102,0% ± 5,8%) pour les PAMP, figure 6.1b. Cependant, les résultats pour le gravier, le tapis-mousse (tapis 1) et le sable, respectivement (113,0% ± 3,2% ; 118,3% ± 4,1% ; 134,0% ± 3,2%) pour les PABS ; et (115,2% ± 4,5% ; 122% ± 5% ; 131% ± 5,1%) pour les PAMP étaient significatifs ($p < 0,0001$). Notons que les PAMP ont pris 50% plus de temps pour compléter le test iTUG (voir le cas du béton dans le tableau 5.1). Précisons que pour le temps du TUG des PAMP, ce ne fût que sur le gravier, le tapis-mousse et le sable que les moyennes respectives dépassent les 14 secondes (le seuil utilisé par la littérature [36] pour distinguer les chuteurs des non-chuteurs).

Dans toutes les situations d'expérimentations, le seuil clinique *MDC* était proche ou autour d'une seconde ou 10% pour les PABS/PA (0,83 sec. sur le béton) et il a doublé pour les PAMP

(1,78 sec. sur le béton). Nous avons observé des résultats similaires pour l'indice du risque de chute (0,78 pour les PABS/PA et 3,96 pour les PAMP sur le béton).

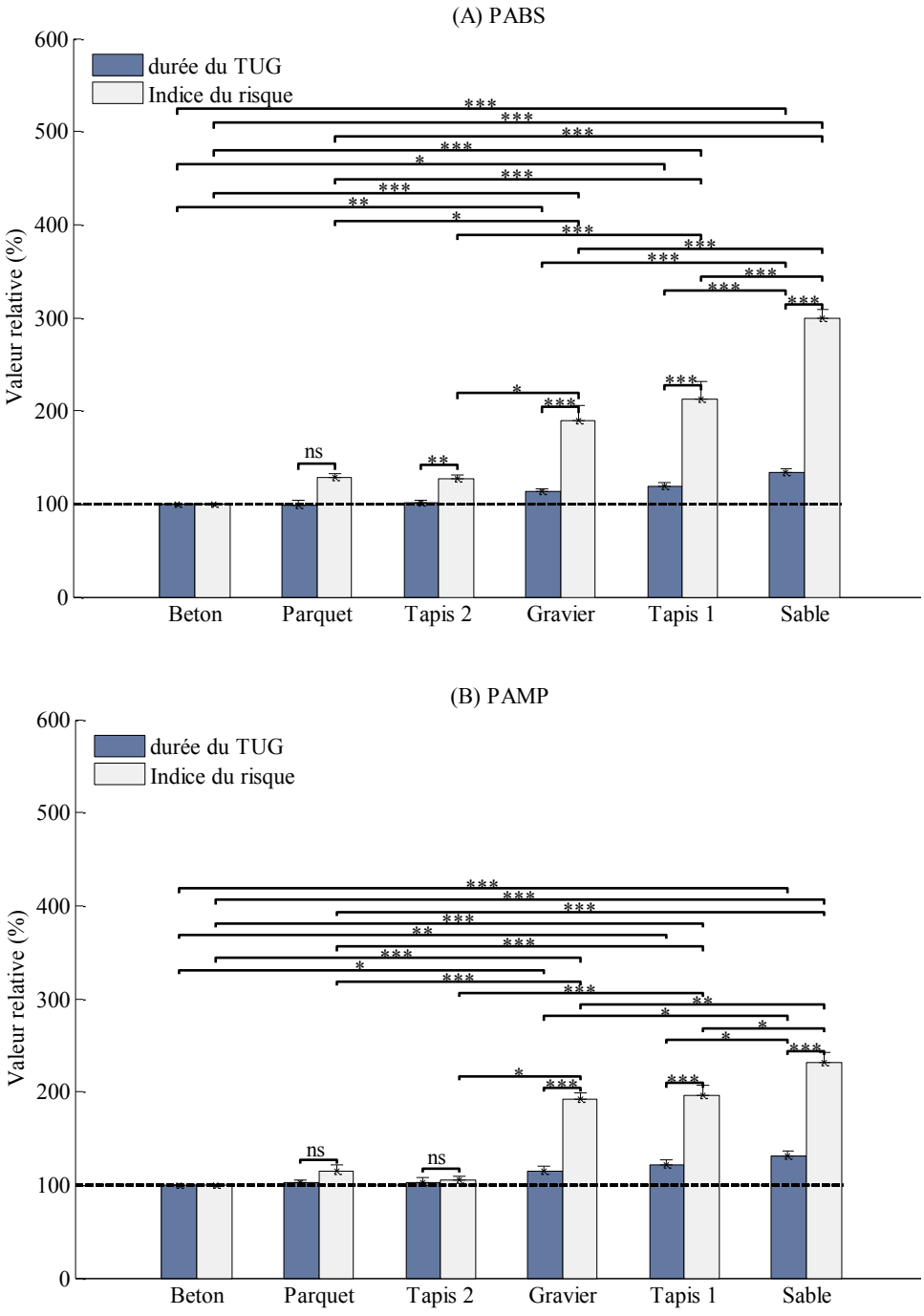


Figure 6.1: Les valeurs relatives de la durée du test TUG et l'indice du risque de chute dans le cas de « sans stimulation » sur différents types de sol chez les (a) PABS/PA et les (b) PAMP

Note : La moyenne des valeurs relatives est reportée sur les bargraphes. Les barres d'erreurs indiquent l'erreur sur la moyenne (SEM). Cette erreur a été calculée à partir de la déviation standard et du nombre total de participants comme montré dans l'équation 34.

* indique une différence significative avec $p < 0,05$. ** indique une différence significative avec $p < 0,001$.

*** indique une différence significative avec $p < 0,0001$. ns indique non significativement différent avec $p > 0,05$.

Le trait en pointillé indique la référence (le béton).

Un t-test effectué entre le temps d'exécution du TUG et l'indice du risque proposé a montré un effet significatif lorsque le participant marchait sur des sols déformables (gravier, sable, tapis-mousse) mais aucune différence significative n'a été observée en ce qui concerne les sols rigides sauf sur le tapis-salon chez les PABS/PA (figure 6.1-a). La meilleure sensibilité pour la mesure du risque est l'existence du coefficient de corrélation de Pearson entre l'indice et le temps du TUG ($r = 0,56$; $p < 0,05$ chez les PAMP) sur le béton. En outre, la similitude entre les résultats du temps du TUG et l'indice du risque de chute est confirmée par les valeurs significatives du coefficient de corrélation de Pearson : ($r = 0,75$, $p < 0,0009$) ; ($r = 0,82$, $p < 0,001$) ; et ($r = 0,74$, $p < 0,001$), respectivement pour l'UPDRS et l'indice du risque de chute ; stade de H.Y et UPDRS ; UPDRS et la peur de tomber. Cette similitude suggère que l'indice du risque de chute représente un meilleur outil pour évaluer un risque. Nous pensons donc que l'indice suggéré est plus adéquat pour détecter un risque de chute par rapport à l'utilisation du temps du test TUG dans les travaux précédents.

En sus de tout ceci, les cliniciens et les chercheurs se concentrent également sur une mesure relative de la fiabilité : le coefficient de corrélation intra-classe (CCI). Le CCI est reporté comme un coefficient allant de 0 (pas de fiabilité) à 1,0 (fiabilité maximale). Il a été suggéré que des valeurs de CCI au-dessus de 0,75 indiquent une bonne fiabilité. Le coefficient de fiabilité (CCI) déterminé dans notre étude était égal à 0,88 pour l'indice du risque de chute. L'indice suggéré pour

le risque montre ainsi une bonne fiabilité. Il montre également des mesures significatives sur le tapis-salon, le gravier, le tapis-mousse et le sable, contrairement au temps du TUG où les mesures significatives ont été seulement sur le gravier, le tapis-mousse et le sable.

6.3.2 Utilisation de stimulation lors du test iTUG

Dans cette partie, tous les résultats ont été comparés à la condition de « sans stimulation ».

6.3.2.1 Effets des 10% sur le sol de référence

L'analyse ANOVA et les comparaisons par paires ont indiqué qu'aucun effet significatif n'a été observé sur le temps du TUG avec les PABS/PA ($p > 0,05$; figure 6.2-A). Chez les PAMP, un effet significatif de la stimulation visuelle a été observé ($p < 0,022$; figure 6.2-B). En ce qui concerne la mesure du risque de chute, les tests de *Tukey* ont confirmé un effet significatif des stimulations pour les deux groupes (voir figure 6.2).

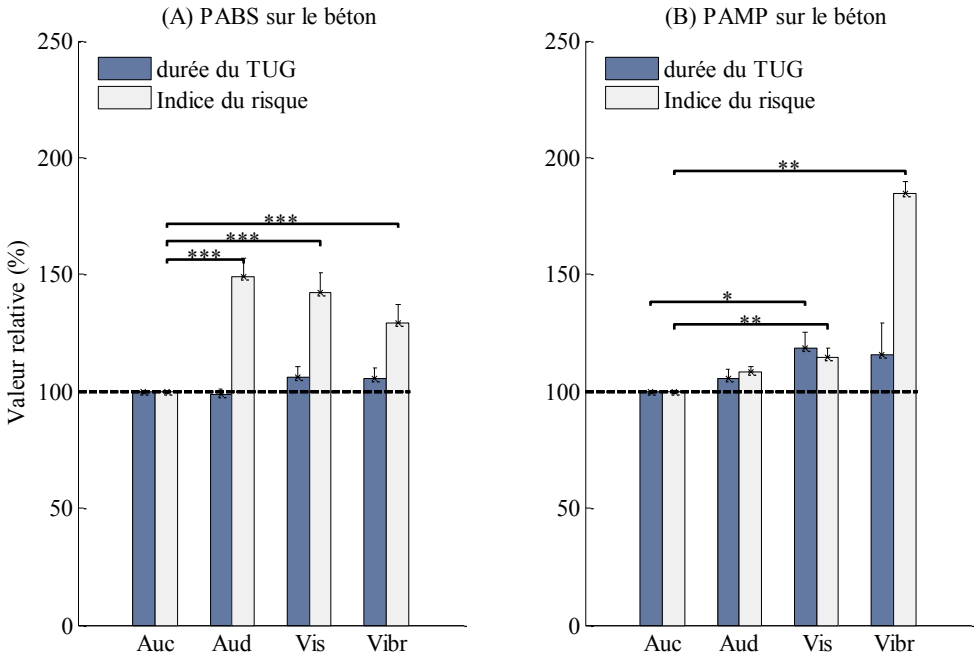


Figure 6.2: Effets de 10% sur le béton

Sans-stim : Sans stimulation ; Haptique : stimulation vibrotactile

Note : La moyenne des valeurs relatives est reportée sur les bargraphes. Les barres d'erreurs indiquent l'erreur sur la moyenne (SEM)

***** Indique une différence significative avec p < 0,05. ****** Indique une différence significative avec p < 0,001. ******* Indique une différence significative avec p < 0,0001.

Remarque : En situation vibrotactile (haptique[20]), les données ont été représentées pour 7 PAMP et 8 PABS/PA. Pour les autres conditions de stimulation, il s'agit de tous les participants (12 PAMP et 9 PABS/PA).

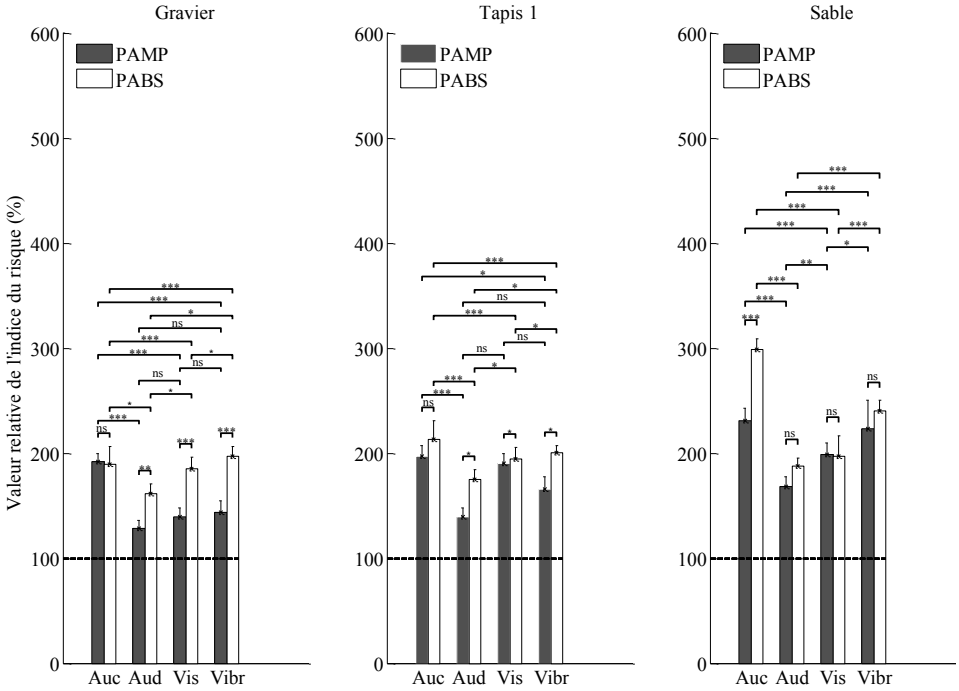


Figure 6.3: Les valeurs relatives du risque de chute dans les conditions suivantes : sans stimulation, auditive, visuelle et vibrotactile

Sans : sans stimulation ; Aud : Audio ; Vis : Visuel ; Hapt : Haptique ou vibrotactile

Note : La moyenne des valeurs relatives est reportée sur les bargraphes. Les barres d'erreurs indiquent l'erreur sur la moyenne (SEM).

[20] Ici, nous réduisons la notion de « *haptique* » à la dimension de stimulation vibrotactile.

* Indique une différence significative avec p < 0,05. ** Indique une différence significative avec p < 0,001. *** Indique une différence significative avec p < 0,0001. ^{ns} indique non significativement différent avec p > 0,05.

Remarque : En condition vibrotactile/haptique, les données ont été représentées pour 7 PAMP et 8 PABS/PA. Pour les autres conditions de stimulations, c'était 12 PAMP et 9 PABS/PA.

6.3.2.2 Effets de la stimulation sur le risque de chute sur les sols déformables

Dans la figure 6.3, il n'y a pas eu de différence significative entre les trois stimulations lorsque les PAMP marchaient sur le gravier ou sur le tapis-mousse (p > 0,05). En comparant la stimulation vibrotactile avec la condition « sans stimulation », aucune différence significative n'a été observée lorsque les PAMP marchaient sur le sable. En outre, aucune différence significative n'a été trouvée pour la stimulation visuelle lorsque les PAMP marchaient sur le tapis-mousse. Toutes les autres comparaisons par paires ont donné un effet significatif comme le montre la figure 6.3.

6.4 Discussion

La contribution de cette recherche est en trois aspects. Premièrement, le test iTUG sur des sols déformables, notamment sur le sable, le tapis-mousse et le gravier, représente un excellent modèle pour différencier le risque de chute chez les participants âgés en bonne santé et les PAMP. Deuxièmement, l'indice du risque proposé est plus sensible à la différence des niveaux du risque (voir figure 6.1). Troisièmement, l'utilisation d'une stimulation, notamment auditive, a amélioré la marche en réduisant le niveau du risque de chute chez tous les participants (figure 6.3).

6.4.1 Effet de « sans stimulation » sur le risque de chute

La similitude entre les résultats du temps du test TUG et l'indice du risque ; de même que les valeurs significatives du coefficient de corrélation de Pearson suggèrent que cet indice représente un bon instrument pour évaluer le risque de chute. Nous pensons que cette mesure est plus adéquate pour détecter un risque de chute contrairement à l'utilisation habituelle du temps du

test. En effet, l'indice a montré une bonne fiabilité et une mesure significative sur le tapis-salon, le gravier, le tapis-mousse et le sable contrairement au temps du TUG où les mesures importantes ont été seulement sur le gravier, le tapis-mousse et le sable (figure 6.1).

6.4.2 Effet de la stimulation auditive et visuelle sur le niveau du risque de chute

Les résultats les plus importants de cette partie de l'étude portent sur l'impact significatif de la stimulation sur le risque de chute. Néanmoins, sur le béton, aucun effet positif significatif n'a été observé sur le temps du TUG pour les PABS et les PAMP (figure 6.2). En outre, sur cette figure, on observe qu'une augmentation de 10% a eu pour effet d'augmenter le risque de chute sur un sol rigide. De plus, les PAMP prenaient plus de temps pour exécuter le test TUG lors de la stimulation visuelle.

Dans les travaux antérieurs [197, 198], il est connu que les stimulations visuelles statiques et dynamiques améliorent les paramètres spatiotemporels de la marche des PAMP. La différence constatée avec notre étude peut être expliquée par le dispositif utilisé lors de la stimulation visuelle. Ce dispositif était situé à six mètres du participant au niveau des yeux, et ce dernier devrait marcher sans voir le sol tout en regardant l'écran de l'ordinateur. Dans un tel cas, cette stimulation aurait surchargé ou partagé l'attention. Donc, cognitivement, les PAMP effectuaient une double tâche (marcher et regarder un écran au niveau des yeux). C'est probablement pour cette raison que les PAMP prenaient plus de temps pour compléter le TUG lors de la stimulation visuelle (figure 6.2-B). Il est à noter que les PABS n'ont pas présenté ce type de réponse (figure 6.2-A).

Le stimulus auditif a eu un effet positif significatif sur les sols déformables tels que le gravier, le sable et le tapis-mousse (figure 6.3). Cela signifie que l'utilisation de stimulations, notamment auditive, améliore la marche dans un environnement perturbé en réduisant le niveau du risque de chute. Cela confirme l'impression des participants selon laquelle ce type de stimulation était confortable et ne divise pas le processus attentionnel. Selon les questionnaires préétablis, 70% des PAMP et 44,4% des PABS ont préféré le stimulus auditif et mentionné que cette

stimulation induit une confiance pour éviter la chute par rapport aux stimuli visuels et vibrotactile. La réduction du risque de chute observée sur les sols déformables contrairement à la condition « sans stimulation » était due à une longueur de foulée et une cadence régulières (figure 6.3). En fait, il est connu qu'une stimulation offre un environnement riche et augmenté en signaux sensoriels. Dans notre étude, la stimulation sensorielle a certainement fourni aux PAMP plus de moyens pour renforcer non seulement l'attention mais aussi se concentrer sur les tâches requises en les rendant plus explicites grâce au lobe frontal, aux noyaux gris centraux, et au cervelet.

Les présents résultats indiquent qu'une stimulation principalement auditive a diminué l'instabilité de la marche et de la mobilité en particulier lorsque le type de sol perturbe celles-ci. Ces résultats sont cohérents avec les résultats rapportés par McIntosh et coll. [132], qui ont conclu que le stimulus auditif est plus efficace que le stimulus visuel pour le traitement des troubles et l'initiation de la marche chez les PAMP. En fait, selon les auteurs, les stimuli auditifs fournissent un rythme externe qui est en mesure de compenser le déficit du rythme interne du ganglion basal, alors que les stimuli visuels agissent sur la voie motrice visuelle-cérébelleuse pour faciliter un meilleur schéma du patron moteur de la marche [197, 198]. Ainsi, la différence observée entre les PABS et les PAMP (figure 6.2 et figure 6.3) peut être expliquée par le fait que les deux populations traitaient différemment les informations sensorielles.

De ce qui précède, nous pensons que l'indice du risque de chute calculé par le système proposé a contribué à un nombre croissant de données convergentes montrant que le dispositif utilisant une stimulation peut être utile pour réduire le risque de chute chez les PAMP.

6.4.3 Effet de la stimulation vibrotactile

Le cas de la stimulation vibrotactile est différent et les résultats étaient inconsistants mais intéressant pour les travaux futurs. La variabilité observée dans les figures est due à la réduction de l'information sensorielle périphérique (proprioception, mécanorécepteurs et information cutanée). Par exemple, cinq sur douze PAMP ne ressentaient pas la stimulation vibrotactile et trois autres

estimaient que l'amplitude était faible. Parmi les PABS, un seul participant n'avait pas ressenti la stimulation vibrotactile.

Dans la figure 6.2-B, nous remarquons chez les PAMP que l'utilisation de la stimulation vibrotactile a augmenté l'indice du risque au-delà de 150% sur le béton par rapport à d'autres situations. Ceci peut être expliqué par le fait que les PAMP ont probablement essayé de ressentir mentalement la vibration tout en marchant. De plus, les résultats obtenus avec la stimulation vibrotactile (figure 6.3), principalement sur le sable, montrent une augmentation du risque de chute chez les PAMP et ces résultats ne sont pas significativement différents de la condition de « sans stimulation ». En effet, cela peut être expliqué par un conflit perceptif : la vibration du sable lors du coup de talon aurait augmenté le manque de ressenti de la stimulation vibrotactile. Néanmoins, un changement important dans les paramètres de la marche représentés par l'indice (par exemple une régulation de la longueur de foulée) a eu lieu lors de l'utilisation d'une stimulation vibrotactile, ce qui suggère que cette stimulation peut être un outil efficace pour améliorer et réguler la marche des personnes âgées ou des personnes ayant une déficience dans la marche.

6.5 Conclusion : implications cliniques et limitations

Finalement, nous pensons que l'indice du risque de chute combiné avec le temps du test TUG devraient permettre aux cliniciens de mieux identifier un patient à risque de chute. L'indice du risque de chute calculé avec le système interactif pourrait être transmis sans fil à un appareil mobile. Dans ce cas, les informations affichées sur le téléphone intelligent peuvent être comprises facilement par les cliniciens et les patients. Ce suivi est important afin d'évaluer la progression de la maladie et l'amélioration entre les visites cliniques. En outre, il peut donner des informations au neurologue pour ajuster au besoin la prescription des médicaments. L'information sur le changement longitudinal est importante pour la réadaptation et cet indice peut probablement aider à diminuer le nombre de visites chez les médecins et les cliniciens. Les données recueillies seront utiles pour extraire des informations en temps réel afin de suggérer une correction à l'égard des déficits de la marche et d'autres complications motrices comme des fluctuations motrices.

La limitation de cette partie de l'étude est la généralisation de la recherche à une population plus large en raison de la petite taille de l'échantillon utilisé. En outre, la stimulation vibrotactile doit être améliorée en augmentant l'amplitude des vibrations pour une meilleure sensation et une réduction des conflits perceptifs avec la vibration du sol à chaque coup de talon. Une autre limitation réside dans le nombre de paramètres de la marche utilisés que nous corrigerons en utilisant un réseau de neurones artificiels dans le chapitre suivant.

Chapitre 7

Estimation du risque de chute chez les personnes âgées dans un TUG instrumenté en utilisant un réseau de neurones artificiels

Résumé

Le but de cette étude est d'exploiter les avantages d'un réseau de neurones artificiels pour déterminer le risque de chute à partir des paramètres de la marche que le dispositif interactif pourrait prélever. En fait, la capacité à détecter un peu plus tôt une anomalie dans la démarche est difficile à faire, en particulier chez les PAMP en début de maladie. Pour cela, dans cette étude, nous proposons une nouvelle méthode pour évaluer le risque de chute dans un test TUG instrumenté (iTUG). Pour acquérir suffisamment d'informations, ce test a été segmenté en différentes activités (se lever, marcher, tourner, s'asseoir). Pour chaque activité, nous avons extrait certaines caractéristiques d'équilibre et calculé le risque de chute correspondant à l'aide d'un réseau de neurones artificiels. Cette recherche suggère qu'un algorithme de réseau de neurones artificiels pourrait être utilisé pour estimer un niveau du risque de chute dans les activités quotidiennes. L'algorithme décrit peut être mis en œuvre dans le microcontrôleur de la semelle interactive pour le développement d'une meilleure assistance en temps réel.

7.1 Introduction

Le test TUG est un test simple et peu coûteux qui a été développé pour évaluer le niveau de mobilité et du risque de chute chez les personnes âgées. Ce test, comme décrit précédemment, comprend des mouvements basiques de la vie quotidienne : se lever d'une chaise, marcher, tourner et se rasseoir [2]. Le résultat final est le temps pris par le participant pour effectuer ces tâches séquentielles. À ce sujet Podsiadlo et coll. [199] avaient suggéré que les adultes neurologiquement intacts sont en mesure d'effectuer le test en moins de 10 secondes. Les participants qui prennent plus de trente secondes pour terminer le test sont dépendants dans la plupart des activités de la vie quotidienne. Quant à Shumway-Cook et coll. [36], ils ont suggéré que les personnes âgées qui prennent plus de 14 secondes ont un risque de chute plus élevé. Le temps nécessaire pour terminer ce test est donc devenu un facteur majeur fortement associé au niveau de mobilité fonctionnelle des personnes âgées. Il est souvent utilisé pour différencier les chuteurs des non-chuteurs. Cependant, d'autres études ont montré que le temps pour terminer le test ne peut être utilisé pour distinguer avec succès une personne à risque de chute d'une personne sans risque. De ce fait, Boulgarides et coll. [200] ont rapporté que la fiabilité de cette différenciation est difficile à faire surtout chez les PABS lorsqu'on utilise uniquement le facteur temporel. Thrane et coll. [66] ont montré que chez les femmes âgées, la capacité du TUG à classer les chuteurs est faible et sa valeur clinique est limitée. Récemment, des études ont été effectuées sur la sensibilité et la spécificité du test TUG vu comme simple tâche par rapport à une tâche cognitive ou une double tâche [201]. Selon ces auteurs, un score de 15 secondes pour le TUG cognitif et 14,5 secondes pour le TUG simple tâche sont associés à un risque accru de chutes [36]. Cependant, malgré l'ajout d'une seconde tâche dans ce test, la capacité à classer un chuteur d'un non-chuteur n'a pas été améliorée. De plus, la durée du test n'est pas sensible pour détecter des anomalies à un stade précoce de la maladie de Parkinson [29]. Le temps pris par un participant pour effectuer le test TUG n'est donc pas souvent une mesure optimale à utiliser. De ce qui précède, nous pouvons remarquer que l'utilisation d'une mesure temporelle n'est pas approuvée dans tous les milieux de la recherche. De plus, mesurer le temps de chaque composant du test n'est pas tout à fait considéré

comme un facteur discriminant pour les décisions médicales. Il devenait donc nécessaire de mesurer des paramètres supplémentaires.

Actuellement, plusieurs études ont suggéré que d'autres paramètres peuvent être mesurés à l'aide de capteurs inertiels lorsqu'un participant effectue le test clinique [67, 87, 202]. Un ensemble de paramètres (y compris la durée totale du test) comme l'énergie dépensée, le balancement des bras, la périodicité de la marche, la cadence, le nombre et la longueur des pas a été calculé en utilisant les données des capteurs comme l'accéléromètre [203]. Greene et coll. [204] ont extrait quarante-quatre paramètres de la marche pendant le test TUG. Vingt-neuf paramètres fournissaient une discrimination significative entre un participant avec une histoire de chute et un autre sans un historique de chutes. Zampieri et coll. [29] ont suggéré que dix des vingt-deux paramètres de la marche mesurés dont les paramètres de transition posturaux étaient significativement différentes entre les PAMP et les PABS. De plus, des capteurs de force d'une semelle instrumentée ont démontré des capacités à calculer des paramètres de la marche tels que la pression au niveau du talon et des orteils, le temps à *pied-plat au sol*, et la force de pression [99, 205]. D'autres études ont présenté une semelle instrumentée comme un outil capable de détecter les phases de la marche telles que le temps de balancement du pied, la longueur de la foulée et la cadence [103]. De toutes ces caractéristiques, les chercheurs ont pu identifier les paramètres spécifiques qui peuvent être mieux corrélés à la progression de la MP ou en corrélation avec la bradykinésie et les problèmes de la marche/posture. Il s'agit du temps pour tourner, les transitions assis-debout, le balancement des bras, etc. Ces paramètres spécifiques peuvent montrer un aperçu des problèmes d'équilibre précoce chez la personne âgée. Ces caractéristiques dérivées des capteurs inertiels ont montré que les PAMP peuvent avoir des difficultés avec des composants spéciaux du TUG. Cela justifie d'ailleurs l'utilisation de ce test dans notre projet de recherche.

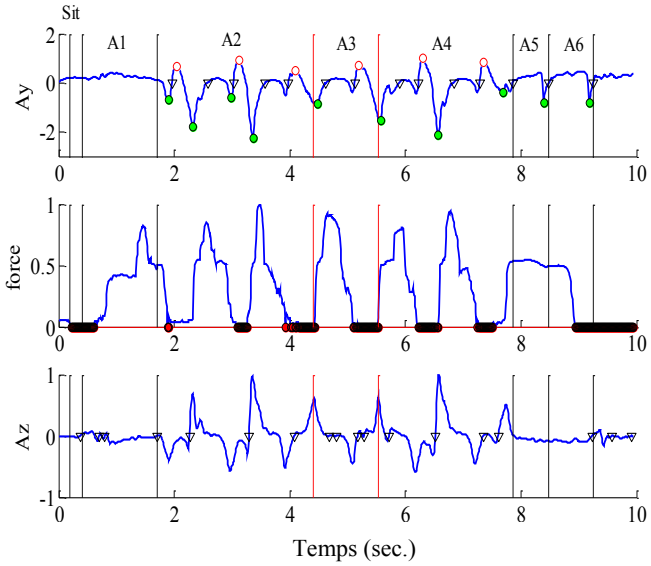
À notre connaissance, peu de travaux ont étudié la possibilité de calculer un risque de chute en combinant un ensemble de paramètres d'équilibre dans un algorithme issu de l'intelligence artificielle. Ces travaux précédents [205-207] font généralement une comparaison des

valeurs en sortie de l'algorithme de prédiction pour différencier les groupes impliqués dans leurs études où généralement un groupe de personnes malade ou de contrôle est parfois absent. En outre, le type de sol sur lequel le participant marche n'est pas pris en compte dans leurs évaluations d'algorithmes. En effet, le type de sol peut introduire une démarche anormale et conduire à la chute de la personne.

Le but de notre travail est donc de trouver une meilleure méthode d'identification d'une personne à risque de chute à domicile. Pour ce faire, nous proposons un réseau de neurones artificiels (RNA) qui calcule un risque de chute lié à une activité quotidienne exécutée sur un type de sol donné. Le reste de cette partie de la recherche est organisé comme suit : la section 7.2 décrit la procédure expérimentale telle que l'acquisition, l'analyse des données et l'algorithme du réseau de neurones proposé. Les résultats sont présentés dans la section 7.3 et discutés dans la section 7.4. Enfin, nous concluons cette partie tout en discutant les travaux futurs qui doivent être réalisés.

7.2 Méthodologie

Dans cette section, nous présentons tout d'abord l'algorithme de segmentation du signal issu du test iTUG. Ensuite, nous énumérons les différents paramètres d'équilibre calculés et utilisés. Ces paramètres ont été choisis relativement à la littérature et constituent les paramètres connus et censés être liés au risque de chute. Enfin, nous décrivons l'algorithme du réseau de neurones artificiels (RNA) proposé pour calculer le risque de chute d'une activité.



Activités	Description
Sit (A0)	Position assise (immobile ou non)
A1	Se lever
A2	Marcher 3m vers l'avant
A3	Tourner (180°)
A4	Marcher 3m pour revenir
A5	Tourner pour s'asseoir
A6	S'asseoir

Figure 7.1: Segmentation du signal TUG

7.2.1 Algorithme de segmentation du signal TUG

Nous avons développé un algorithme pour segmenter automatiquement les différentes phases du test qui comprend principalement: 1) le début du test, qui coïncide avec le début de la transition assis-debout ; 2) le début de la phase de la marche, qui coïncide avec la fin de la phase assis-debout ; 3) la phase tourner ; 4) la fin de la marche du retour qui coïncide avec le début de la transition debout-assis ; 5) la fin du test, qui coïncide avec la fin de la phase assise (figure 7.1).

a) **Détection des pas** (dans les portions A2, A3, A4, figure 7.1) : L'algorithme normalise d'abord le signal d'accélération en soustrayant la moyenne et en divisant par l'écart-type. Les signaux de force ont été normalisés par le maximum des données qui devrait correspondre à peu près au poids total du participant en position debout. Afin de détecter automatiquement les phases du *TUG*, l'accélération est filtrée avec un filtre moyen passe-bas et un filtre de *Butterworth*. Les formes des signaux permettaient de détecter le nombre de pas effectué par chaque participant. Ce nombre a été déterminé en prenant la partie correspondant à la marche dans le test *TUG*. La partie

« marche » est la tâche allant de « se lever » (complètement debout : fin de A1) jusqu'au début de la tâche « tourner pour s'asseoir » (début de A5).

Nous savons que lors de la marche, les formes des signaux d'accélération ont une répétition uniforme à chaque pas et des passages à zéro. Le nombre de pas a donc été considéré comme le nombre de pics fournit par le signal d'accélération [208]. Pour détecter ce nombre de pics, un seuil avec une plage entre 0 et 1 avait été réglé. Ce seuil est défini comme étant le rapport de la valeur maximale de l'accélération. Par exemple 0,5 indique que le seuil est fixé à 50% du maximum de l'accélération antéropostérieure (l'accélération suivant l'axe y : Ay) [209]. Cependant, lorsqu'une forme plus irrégulière est analysée, par exemple dans le cas des PAMP, le seuil devrait être inférieur à 0,4. Dans notre étude, nous avons testé différentes valeurs de seuil afin de trouver la meilleure pour chaque participant (PAMP et PABS). Par ailleurs, afin d'éviter la détection de faux-pas, un procédé de détection des faux-pics a également été développé dans l'algorithme en utilisant ce que l'on appelle la période de blocage et la détection du passage à zéro comme décrits dans [210]. Ce procédé calcule le temps moyen entre deux pics afin qu'un temps minimal soit réglé. Pour rendre robuste le processus de détection des pas, le nombre de pas compté dans les signaux d'accélération a été validé avec le nombre de pas compté dans les signaux des capteurs de force.

b) **Détection des autres activités** :

- **Se lever** : transition assis-debout (A1) :

Certains chercheurs ont divisé cette tâche en deux, trois voire quatre phases [211]. Dans notre étude, nous avons divisé ce mouvement en deux phases : la phase préparatoire et la phase ascendante.

1) La phase préparatoire a été définie comme étant le mouvement de la position assise jusqu'au décollage des fesses. Le décollage des fesses est le moment où les capteurs de forces sous les pieds atteignent généralement leur plus grande valeur (voir le pic dans la segmentation A1). Pour déterminer le début de cette transition, nous avons utilisé des passages à zéro dans le signal Az.

2) La phase ascendante est le moment où la vitesse verticale du centre de masse (CdM) tend vers zéro. Cette vitesse devient nulle lorsque l'individu est complètement debout et droit. Cela correspond à l'instant où l'accélération incorporée dans la semelle revient vers zéro (voir figure 7.1,

fin segment A1, passage à zéro dans Az). Pendant cette phase, l'accélération bouge très peu et ses valeurs normalisées avoisinent le zéro. La fin du segment A1 correspond au début de la séquence de la marche.

- **S'asseoir** : transition debout-assis (A6) :

La transition debout-assis (A6) peut également être divisée en deux phases distinctes (une phase de préparation à l'assise et une phase « assis complètement »). Cette phase est marquée par une décroissance de la force mesurée sous les pieds d'une valeur maximale vers une valeur nulle. Parfois, lors de cette phase, les capteurs de force peuvent partir d'une valeur donnée, atteindre un maximum avant de revenir vers une valeur nulle. Cela se produit dépendamment de la tâche « tourner pour s'asseoir » du participant. Pendant cette transition assis-debout, l'accélération bouge relativement peu et ses valeurs normalisées avoisinent également le zéro.

- **Tourner 180°** : segment A3

Il est connu que la vitesse pour tourner est liée à la progression de la maladie de Parkinson [30]. Donc, cette phase est pertinente pour distinguer un peu plus efficacement les personnes en début de la maladie. Toutefois, les participants inclus dans cette étude ne débutaient pas la maladie selon les questionnaires préétablis. Malgré l'importance de cette phase, elle fût difficile à segmenter et à isoler. Avec notre dispositif, nous émettons l'hypothèse que le maximum de pas effectué pendant cette phase serait d'un cycle de marche complet (A3), sauf en cas d'enrayage cinétique ou de festination où la PAMP peut effectuer plusieurs pas consécutifs. Parmi les différents cas à l'étude, seul 2 PAMP ont eu à effectuer de petits pas en tournant, en particulier sur le tapis 1 et sur le gravier où les espaces étaient étroits.

Après la segmentation, l'algorithme pourra enfin calculer tous les paramètres nécessaires à la portion segmentée.

7.2.2 Les paramètres STATISTIQUES DE L'ÉQUILIBRE : ENTRÉES DU RÉSEAU

En se basant sur les travaux antérieurs et en éliminant les paramètres non significatifs comme énuméré dans [204, 206, 212], nous avons choisi d'utiliser les paramètres ci-dessous, calculés sur les signaux d'accélération segmenté et qui constitueront les paramètres d'entrées de notre réseau de neurones artificiels, soient :

✓ la Moyenne, le Maximum, la Durée de l'activité, la Déviation standard, la Médiane, la Pente, la moyenne quadratique, l'Énergie, l'Entropie, le Skewness, le Coefficient de variation du signal, le Kurtosis, l'Âge;

✓ et pour les PAMP nous avons ajouté à cette liste : le score de l'UPDRS, du H & Y, de la Peur de tomber, du PDQ-39 et la Durée de la maladie.

7.2.3 Description de l'algorithme

Le réseau de neurones artificiels (RNA) utilisé dans cette étude a été conçu pour calculer la capacité de chaque sujet à maintenir l'équilibre dans les activités quotidiennes sur différents types de sol. L'ensemble des données d'entrée du réseau est présenté ci-dessus. Ce réseau possède principalement trois couches et a été entraîné par un algorithme de propagation avec retour. La première couche du réseau est composée des ensembles de données d'entrées normalisées, avec en tout 18 paramètres pour la PAMP et 13 paramètres pour la PABS. La couche suivante est la couche cachée et elle contenait 30 neurones cachés. Nous avions tout d'abord testé séparément un certain nombre de couches cachées en fonction de l'efficacité recherchée en sortie. La troisième couche (la sortie) comprend trois neurones correspondant respectivement au type d'activité en cours, au type de sol et au risque encouru lors de l'exécution de l'activité (voir Figure 7.2).

Nous avons initialement opté pour un entraînement sur toutes les données de tous les participants PAMP ou PABS (dans une même base de données). Cependant, une efficacité du réseau en sortie avait été difficile à trouver étant donné la diversité entre les caractéristiques des participants. Dans un tel cas, les données en sortie étaient aléatoires et fournissaient un écart non négligeable avec la sortie espérée.

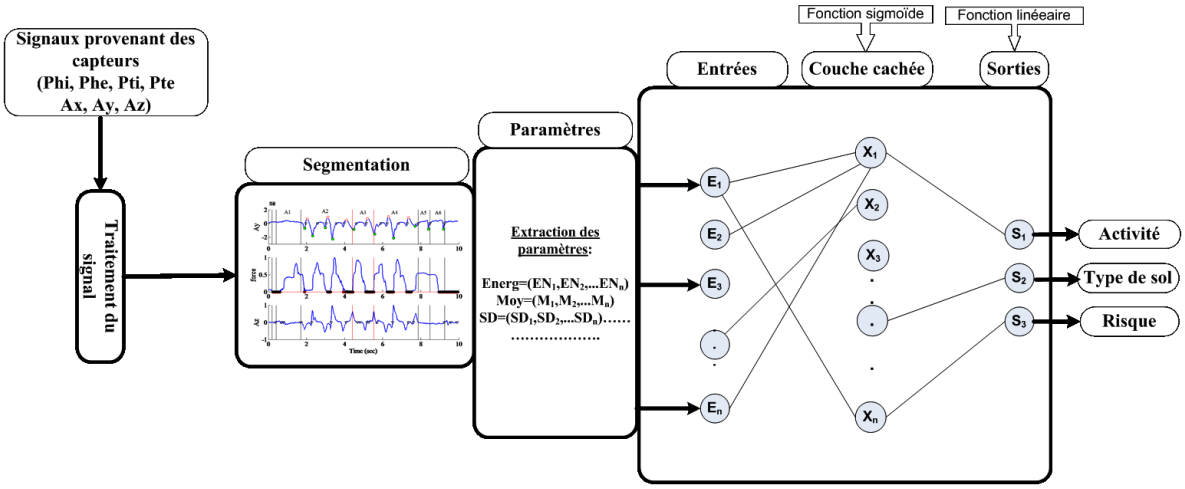


Figure 7.2. Vu schématique du réseau de neurones artificiels utilisé

Nous avons donc effectué finalement un entraînement individuel avec les deux ou plusieurs essais réalisés par le participant lors du *TUG*. La base de données pour le RNA est donc constituée des données segmentées (toutes les activités) pour tous les types de sol (béton, parquet, sable, gravier, tapis 1 et tapis 2) d'un participant à la fois. L'algorithme effectue d'abord une permutation et un arrangement aléatoire des données de la base. Cette permutation a été effectuée sur les données d'entrées et les données en sorties correspondant. Par la suite, dans la base de données, 75% sont choisies au hasard pour l'entraînement et 25% pour tester le réseau. Ce processus a été fait pour tous les participants à l'étude, avec un arrêt d'entraînement lorsque la moyenne de l'erreur quadratique atteint 0,001. La correction de l'erreur durant le processus d'entraînement a été menée avec l'algorithme de *Levenberg-Marquardt*. La fonction sigmoïde a été utilisée comme fonction d'activation, et pour la sortie des neurones, nous avons utilisé une fonction linéaire.

Des données statistiques ont été utilisées comme sortie pour entraîner le réseau. La section ci-dessous discute de cet aspect.

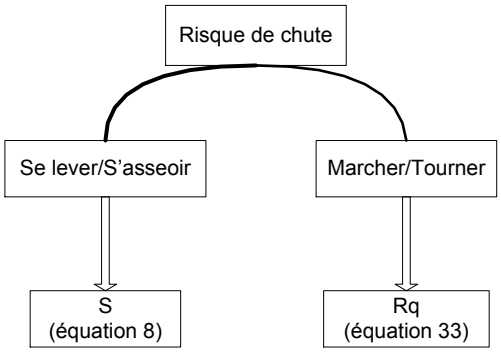


Figure 7.3: Diagramme du calcul du risque de chute des activités incluses dans le test TUG

7.2.4 Calcul d'un risque de chute et autres paramètres de sorties

Pour le calcul du risque de chute grâce au réseau de neurones artificiels (RNA), nous avons utilisé les expressions d'indices proposés dans les chapitres précédents pour entraîner le réseau. Il n'était pas aisé de définir un risque de chute unique et commun pour toutes les activités. Pour cela, nous avons utilisé les expressions d'indices montrés sur le diagramme ci-dessus (figure 7.3). Quant à l'activité « tourner au tour d'un obstacle », nous l'avons classé dans la même catégorie que la marche puisqu'au cours de cette activité, des pas sont détectés. Contrairement à l'indice du test sur une seule jambe (équation 8); ici nous avons utilisé le temps normal pour s'asseoir et se lever chez des sujets jeunes et normaux comme référence [213]. Les autres paramètres étant constitués des déplacements du centre de pression calculés à partir des capteurs de force. De plus, l'indice du risque de chute proposé dans le chapitre 6 (équation 33) a été utilisé pour entraîner le réseau dans le cas de l'activité correspondant à la marche. Pour fixer les autres sorties (type d'activité et type de sol), nous avons utilisé les valeurs suivantes pour l'entraînement (voir tableau 7.1). Quant à la sortie du RNA, c'est une somme pondérée des paramètres d'entrées :

$$R_k = \sum_{j=0}^{m} W_j P_j \tag{36}$$

où *m* est le nombre total de paramètres d'entrée (P_j) du réseau ; W_j le poids affecté et R_k est la sortie du RNA (type d'activité, type de sol, risque de chute).

Tableau 7.1. Valeurs pour les autres sorties du réseau du neurone artificiel: type de sol et type d'activité

Type d'activité	Sortie
Se lever	100
Marcher	200
Tourner	300
S'asseoir	400

Type de sol	Sortie
Béton	10
Parquet	20
Tapis 2	30
Gravier	40
Tapis 1	50
Sable	60

7.2.5 Analyse statistique des données

L'analyse statistique des données a été réalisée en utilisant le logiciel Excel et Matlab. Tout d'abord, l'algorithme calcule le coefficient de corrélation et l'erreur quadratique entre les sorties du RNA et la sortie réelle prévue. Cette corrélation prend en compte l'ensemble de toutes les données d'entrées du réseau (les données d'entraînement et du test).

7.3 Résultats

Dans cette section, nous montrons les résultats issus de la capacité d'un RNA à calculer un risque de chute en utilisant une combinaison de différentes caractéristiques. Nous présentons d'une part les données de performance du réseau (tableau 7.2) et d'autre part les résultats issus du RNA dans le cas de « sans stimulation ». Les résultats présentés (figure 7.4 et figure 7.5) sont issus des données choisies au hasard par l'algorithme pour tester le réseau.

Tableau 7.2. Coefficient de corrélation entre les données en sortie du réseau de neurone artificiel et celles désirées

	Corrélation (%)
Activité	77,59
Type de sol	96,33
Risque	89,62

Note :

- Le risque de chute défini pour les activités comme se lever et s'asseoir correspond à un niveau de score comme ce fût le cas pour l'*OLS*. Donc plus le score est élevé, plus le risque de chute est faible et inversement. Contrairement aux activités de la marche et l'action de tourner, plus le score est élevé, plus le risque est élevé (ou plus le score est faible, plus le risque est faible).

- Liste des abréviations utilisées sur les figures :

Sa : s'asseoir ; Se : se lever ; Mar/Ma : Marcher ; Tour : Tourner ;

Par : Parquet ; Sab : Sable ; Gra : Gravier ; T1 : Tapis1 ; T2 : Tapis2 ; Bet : Béton

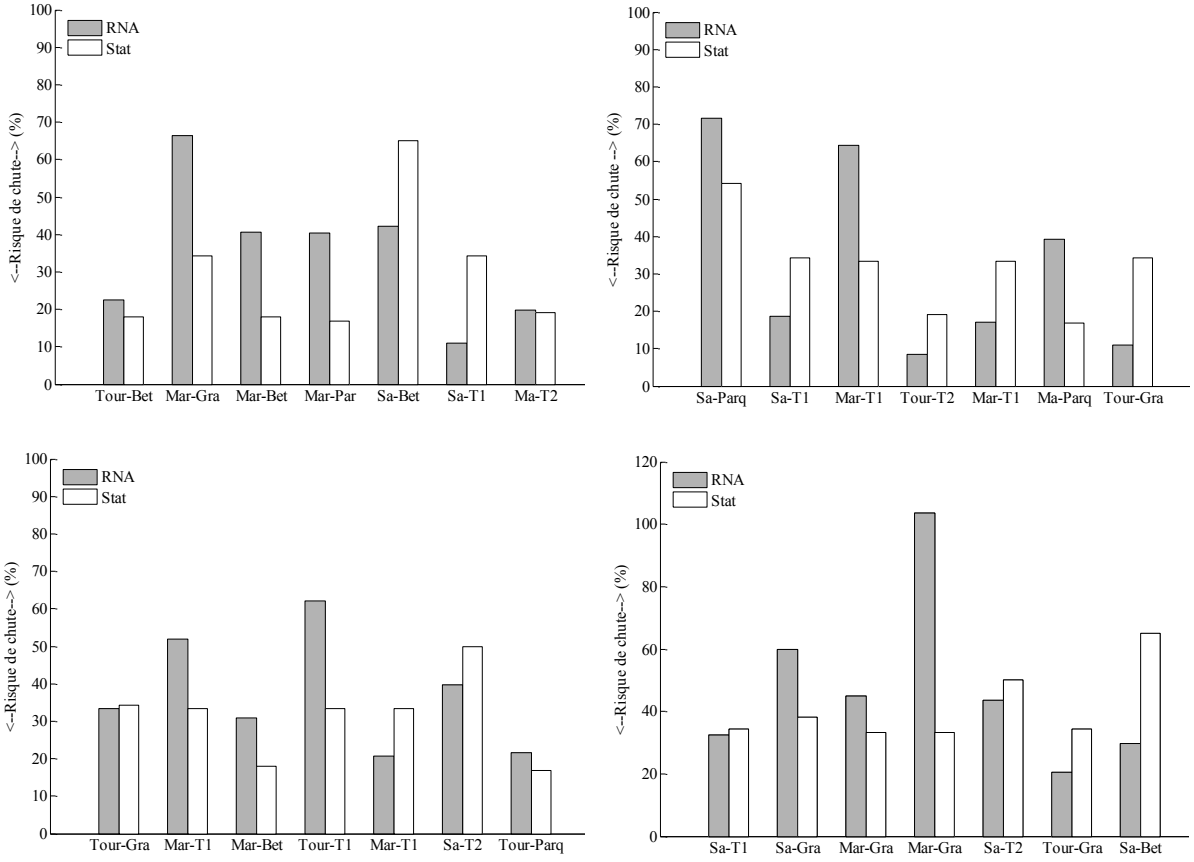


Figure 7.4. Risque de chute correspondant à des activités sur chaque type de sol : étude de cas d'un participant PAMP (la sortie des données testées)

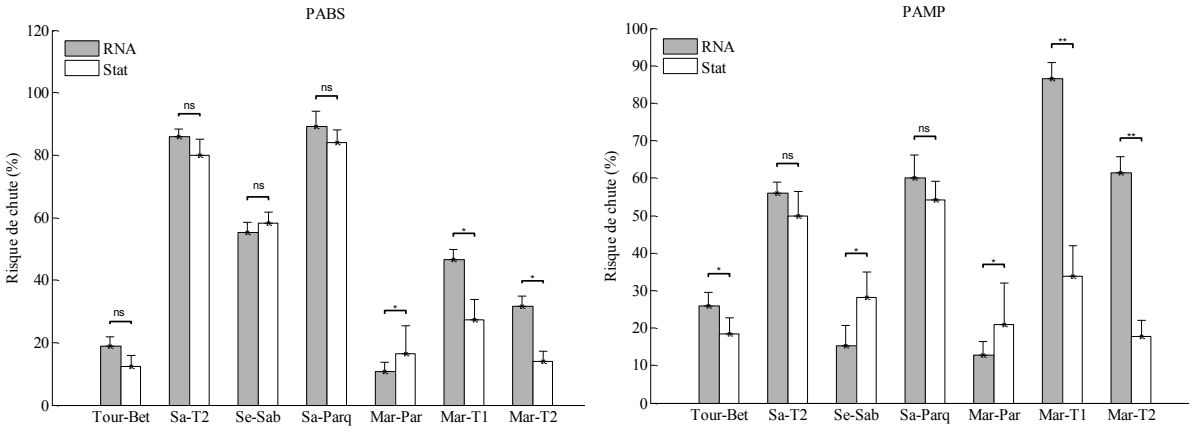


Figure 7.5. Moyenne du risque de chute correspondant à certaines activités sur chaque type de sol (la sortie du RNA des données testées)

7.4 Discussion

À partir des mesures cliniques qu'un médecin ou un utilisateur pourrait prélever à domicile, le but de cette étude était de démontrer qu'un réseau de neurones artificiels serait capable de déterminer le risque de chute chez les adultes âgés lors de l'exécution d'une tâche quotidienne. De notre hypothèse qui utilise des caractéristiques humaines (âge, UPDRS, score de la peur de tomber, etc.) et des paramètres de la marche (énergie, déviation standard, moyenne, etc.), nous avons pu montrer qu'un modèle de réseau de neurones artificiels pourrait déterminer un risque de chute pendant la marche et dans les activités quotidiennes comme se lever, s'asseoir et tourner. L'amélioration de la capacité de déterminer correctement les mesures du contrôle de l'équilibre a été démontrée avec un nombre accru des couches cachées dans un RNA. L'utilisation d'une seule couche cachée [206] ou de plusieurs [214] a déjà été supposée être un bon indicateur avec une plus grande précision fournissant ainsi une solution viable [14]. Des études antérieures ont également utilisé deux architectures de couches cachées et montré une capacité à identifier correctement les conditions de la marche en utilisant la transformée de Fourier rapide des données cinématiques en entrées, avec jusqu'à 83% de taux de classification [215]. Dans la présente étude, une seule couche cachée a été utilisée car il a été montré qu'elle serait facilement mise en œuvre

contrairement à deux ou plusieurs couches cachées. Cependant, la difficulté de cette partie de l'étude réside dans la configuration/architecture exacte du réseau. Finalement, nous avons adopté une architecture qui est constituée de trois sorties correspondant respectivement au type de sol, l'activité en cours et le risque associé. Une autre configuration pourrait être définie par quatre sorties correspondant aux activités principales du TUG telles que se lever, marcher, tourner, s'asseoir et une seconde architecture pour calculer le risque de chute en combinant ses quatre sorties. Le tableau 7.2 nous montre le taux de reconnaissance du RNA proposé. Nous avons remarqué que le RNA calculait un risque de chute plus élevé que l'expression statistique proposée (figure 7.4 et figure 7.5). Cependant, une différence non significative est observée entre ces deux modèles sur la plupart des sols rigides (figure 7.5) contrairement aux autres types de sol où la différence entre les deux modèles est grande. Cela pourrait être dû au faible taux de détection du type d'activités en cours. Ce qui suggère de rendre robuste cet algorithme en y intégrant un algorithme de reconnaissance d'activités. Car pour une meilleure évaluation, il avait été important de reconnaître l'activité en cours et le type de sol avant qu'un risque de chute ne soit calculé. Toutefois, durant tout le processus d'entraînement, le type de sol avait été reconnu avec un bon taux de détection. En utilisant un RNA et en segmentant les différentes tâches du TUG, nous pouvons remarquer par exemple une différence notable entre l'exécution des différentes activités sur un sol donné (marcher sur le tapis 1 et tourner sur le tapis 1, figure 7.4). Conformément à la littérature, ce résultat montre que les PAMP ont effectivement de la difficulté dans l'action de tourner dans un espace étroit contrairement à l'activité de la marche en elle-même. Les différences observées sur la figure 7.5 pourraient être dues à la différence d'énergie nécessaire pour réaliser chacune des activités, de même que les déplacements du centre de pression lors du test.

En conclusion, les résultats de cette étude ont montré qu'un RNA peut être également utilisé pour évaluer un niveau du risque de chute chez les personnes âgées.

7.5 Conclusion

L'utilisation d'équipements et d'environnements cliniques pour évaluer la performance peut être longue et coûteuse. Tandis que les données biomécaniques sont essentielles pour déterminer les mécanismes d'équilibre, la capacité de catégoriser et d'identifier les individus à risque de chute de manière rapide est nécessaire. Le but de cette étude était de répondre à ce besoin en utilisant les mesures d'activités dynamiques que pourraient recueillir les médecins ou les utilisateurs. Il s'agit donc des mesures qui caractérisent mieux le contrôle de l'équilibre d'une personne. L'avantage de l'utilisation d'un réseau de neurones artificiels est sa capacité à utiliser différents facteurs de risque qui peuvent conduire à un mauvais contrôle de l'équilibre. En incluant différents paramètres, il a été possible d'obtenir de meilleures applications pour les besoins cliniques. Toutefois, une limitation de cette étude comprend la petite taille de l'échantillon et le nombre de paramètres qui pourrait également être augmenté. Bien que seulement 21 adultes âgés aient jusqu'ici fait l'objet de notre étude, l'utilisation d'un RNA a encore démontré sa capacité à calculer une sortie correspondant à un risque de chute avec un taux de détection de 89,62%. Ceci fournit une preuve supplémentaire qu'un RNA peut être utilisé pour évaluer complètement le contrôle de l'équilibre d'une personne à domicile. Les recherches futures devraient généraliser cet algorithme à un plus grand nombre d'échantillon de personnes âgées car l'utilisation d'un réseau de neurones artificiels pour prédire les changements dans l'équilibre et le risque de chute serait bénéfique. De plus, cela pourrait permettre d'évaluer à domicile sur une grande période l'effet des médicaments sur le niveau du risque lorsque des activités quotidiennes sont effectuées.

Chapitre 8

Conclusion générale

Résumé

Notre principal travail, à l'origine, était d'ordre très pratique : la conception d'un nouveau dispositif portable capable non seulement d'évaluer un risque de chute mais aussi de prévenir une chute. Toutefois, cette étude se voulant axée sur la pratique a nécessité paradoxalement un travail assez considérable sur le plan théorique. Premièrement, nous avons regroupé les travaux précédents. Cette synthèse multidisciplinaire nous a permis d'appréhender le mécanisme sous-jacent l'équilibre humain. Les différents résultats issus des travaux précédents nous ont permis d'établir des points essentiels à prendre en compte dans la conception d'un nouveau dispositif portable. La différenciation des types de sol fût l'une des premières exigences pour la réalisation d'une assistance à domicile visant à prévenir les chutes. Une deuxième exigence, tout aussi importante, a été de modéliser l'équilibre de l'humain. Enfin, une dernière exigence a été d'explorer les moyens efficaces pour réduire le risque de chute.

8.1 Introduction

Les chutes chez les personnes atteintes de la maladie de Parkinson présentent des conséquences importantes (retrait de la vie sociale, traumatismes physiques et psychologiques se traduisant par la peur de tomber ou de retomber, augmentation de la dépendance : perte d'autonomie fonctionnelle, etc.). De plus, les personnes atteintes déclarent les chutes comme un des principaux problèmes de santé qu'elles désirent que les professionnels de la santé règlent. Évidemment, il est à rappeler que le risque de chute augmente lorsque les paramètres de la marche et les conditions environnementales et perceptuelles (comme les surfaces molles) changent. Dans un tel cas, les déficits sont nombreux et peuvent rendre la marche parfois périlleuse pour les PAMP. Le point de départ pour aider ces personnes à risque de chute est certainement une bonne évaluation de la marche. En effet, évaluer et diminuer le risque de chute par l'amélioration de la démarche, de l'équilibre et de la posture, est certainement une bonne façon de maintenir la qualité de vie chez les PAMP. Une meilleure évaluation du risque de chute aidera les professionnels de la santé et les proches aidants (PA) à développer des stratégies encore plus efficaces pour prévenir ou améliorer les déterminants qui conduisent inévitablement aux chutes. Cela permettra également de diminuer les coûts sociaux et monétaires. À ce sujet, nous constatons quand même que trop peu de progrès réels sont observés dans la recherche de solutions pour prévenir les chutes en particulier chez les PAMP. En ce sens, la question de départ dans ce domaine devrait être : comment est-ce que les nouvelles technologies et les nouvelles pistes de recherche peuvent aider ? En mesurant, la vitesse de la marche, la longueur des pas et la cadence, etc., serait-il possible de produire un algorithme de prédiction des chutes plus efficace dans le but de réduire le nombre de chutes/le risque de chute le cas échéant ?

À travers différentes contributions scientifiques, les travaux de recherches effectués dans le cadre de ce projet répondent donc à ces questions et ils introduisent une solution technologique viable et pertinente.

8.2 Contributions scientifiques

Ces travaux de recherche proposent une contribution scientifique comprenant quatre avancements des connaissances importants qui sont détaillés dans les paragraphes suivants.

La première avait pour but l'amélioration des méthodes utilisées à domicile pour évaluer un risque de chute chez les personnes âgées à l'aide du test clinique sur une seule jambe. Pour ce faire, nous avions proposé une version automatique de ce test où un score est calculé à l'aide d'une semelle interactive et d'une application fonctionnant sur *Android*. Cette partie de la recherche suggérait que le système proposé (semelle interactive et application *Android)* pourrait être utilisé à domicile comme un outil d'aide au diagnostic afin d'analyser et améliorer les performances des personnes âgées [105].

Dans le but d'affiner le test de la chaise chronométré instrumenté (iTUG), nous avions proposé, dans une deuxième contribution, une nouvelle méthode d'évaluation du risque de chute en utilisant un nouveau dispositif interactif et un algorithme (la logique floue) [207]. Ce dispositif évaluait un niveau du risque de chute par la mesure quantitative des paramètres intrinsèques de la marche (variabilité de la cadence et de la longueur de foulée). Il était également capable de mesurer des paramètres environnementaux tels que la température, l'humidité et la pression atmosphérique pour une meilleure évaluation du risque dans les activités de la vie quotidienne. Dans le cadre de cette étude, le dispositif de mesure proposé a été utilisé sur différents types de sol qui sont connus comme facteurs affectant la marche humaine.

Afin d'optimiser le calcul d'un risque de chute en temps réel et dans la vie quotidienne, un modèle d'équilibre en boucle fermée a été proposé et comparé au test clinique sur une seule jambe présenté dans le chapitre 3. Ce modèle d'équilibre permettait d'étudier la réponse posturale d'une personne ayant une perturbation imprévisible. Notre troisième contribution suggérait que le risque de chute lors du test sur une seule jambe pourrait être prédit à l'aide d'un modèle d'équilibre. Pour

le suivi à long terme à domicile, tout ce système pourrait être inclus dans un dossier médical électronique et pourrait être utile comme outil d'aide au diagnostic [148].

Dans une quatrième contribution, nous présentions, l'utilisation d'une chaussure interactive pour une différenciation automatique de plusieurs types de sol ; de même qu'un prototype amélioré (une semelle interactive) pour effectuer le test iTUG sans stimulation et avec stimulation vibrotactile. En fonction de la cadence calculée, la semelle interactive activait la stimulation vibrotactile visant à améliorer la marche et le contrôle de l'équilibre. D'une part, les résultats montraient qu'une stimulation vibrotactile pourrait contribuer à réduire le risque de chute sur différentes surfaces de marche. D'autre part, l'analyse de la fréquence de vibration du coup de talon au sol a permis la différenciation d'un certain nombre de types de sol [106].

Plusieurs recherches ont démontré les effets positifs de la stimulation auditive et visuelle dans les améliorations de la marche chez les personnes atteintes de la maladie de Parkinson. Cependant, peu d'études ont évalué l'effet de la stimulation vibrotactile en le comparant aux autres types de stimulations. Dans cette cinquième partie, nous comparons trois types de stimulation en utilisant un test TUG instrumenté. Nos résultats montraient une différence et une diminution significative des risques de chutes calculés pour une stimulation donnée contrairement à « sans stimulation ». Par rapport à d'autres stimulations, l'audio est un meilleur neurofeedback pour réduire le risque de chute sur différentes surfaces de marche.

En utilisant le facteur « temps » du test TUG comme score, la capacité à détecter un peu plus tôt une anomalie dans la démarche est difficile à faire en particulier chez les personnes âgées en bonne santé ou les PAMP en début de maladie. Dans cette dernière partie, nous proposons une nouvelle méthode pour évaluer le risque de chute quotidiennement lors de la réalisation des activités humaines (se lever, marcher, tourner, s'asseoir). Pour obtenir suffisamment d'informations, nous avions divisé en différentes phases le test iTUG selon les activités qu'il contient. Nous avions extrait certaines caractéristiques de la démarche et de l'équilibre pour chaque activité du test. Par

la suite, nous avions calculé le risque de chute de chaque activité à l'aide d'un réseau de neurones artificiels.

De ces différentes contributions, nous pouvons énumérer un certain nombre de perspectives pour des développements futurs.

8.3 Recommandations et travaux futurs

Cette recherche permet de tirer quelques recommandations qui seront destinées à des applications ou des recherches futures :

1) Détenir un journal de bord pour obtenir un historique des chutes.

Pour obtenir l'historique des chutes, nous pouvons procéder de deux façons. La première consisterait à demander directement au participant pendant le test combien de fois il avait chuté par le passé. La seconde façon serait un suivi bien avant le début des tests cliniques.

Dans la littérature, la durée du suivi varie d'un minimum de trois mois à un maximum de douze mois. Les données prospectives de suivi fournissaient le nombre réel de chutes au cours de la durée du suivi. Les méthodes utilisées pour déterminer les chutes au cours d'une période varient quelque peu d'une étude à l'autre, mais sont fiables pour déterminer de façon précise le statut du chute (chute unique ou récurrente). Par exemple, un personnel médical peut demander aux participants de signaler le nombre de chutes qu'ils ont subi au cours de trois périodes : la semaine précédente, le mois précédent, et l'année précédente. D'autres auteurs rapportent le nombre de chutes au moyen d'une entrevue ou par des appels téléphoniques effectués de façon hebdomadaire ou mensuelle. Notons que selon l'étude de Balash et coll. [17], un participant est classé comme « chuteur » s'il déclare deux ou plusieurs chutes dans l'une des périodes de suivi. Sinon, le participant est classé comme un "non-chuteur". Comme écrit précédemment dans la revue de littérature (chapitre 2), l'étude de Contreras et coll. [21], effectuée sur 161 PAMP, a permis de rapporter la moyenne des chutes chez les chuteurs récurrents (68%) au cours des années précédentes. Elle était reportée dans un journal de bord en fonction du nombre de participants

comme suit : une ou plusieurs chutes par jour (4.8%) ; une chute par semaine (9.7%) ; une chute par mois (25.8%) ; une chute tous les six mois (59,7%).

2) Ajouter un test clinique (instrumenté) meilleur que le test i*TUG* et le test OLS pour la prédiction des chutes. Probablement le *mini-best test*, qui permet également d'analyser plusieurs activités de la vie quotidienne comme par exemple monter et descendre les escaliers.

Le système d'évaluation d'équilibre nommé *BESTest*, comme tout autre test clinique, a été mis au point pour identifier le(s) système(s) de contrôle postural qui engendre(nt) un mauvais équilibre fonctionnel. Il permet ainsi aux physiothérapeutes de cibler le traitement adéquat pour une personne. Ce test se compose de 36 éléments regroupés en six sous-sections : contraintes biomécaniques ; limites de stabilité/verticalité ; transitions/contrôle postural anticipé ; contrôle postural réactif ; orientation sensorielle et stabilité de la démarche. Une limitation du *BESTest* est le temps nécessaire pour l'administrer (30 à 45 minutes). Par conséquent, une version plus courte du *BESTest* a été développée intitulée le mini test de systèmes d'évaluation d'équilibre (*Mini-BESTest*). Le *Mini-BESTest* comprend quatre sous-échelles : transitions/contrôle postural anticipé, contrôle postural réactif, orientation sensorielle et stabilité de la démarche. Chaque partie est évaluée sur une échelle ordinaire à trois points (0 = sévère à 2 = normal). Des variations dans la littérature existent entre le nombre d'items (14 contre 16) et le maximum de points à attribuer (24 contre 32). Le *Mini-BESTest* prend environ 10 à 15 minutes et il possède une bonne fiabilité. D'ailleurs, des études multiples ont montré sa validité et ont démontré des corrélations fortes et statistiquement significatives avec d'autres mesures d'équilibre et de démarche comme le *TUG* et l'échelle d'équilibre de Berg [216, 217]. De plus, une étude récente de Yingyongyudha et coll. [218] effectuée sur deux-cents personnes âgées d'au moins 70 ans, montre que le *Mini-BESTest* fournit la précision la plus élevée (0,84) par rapport au *BESTest* (0,74), l'échelle d'équilibre de Berg (0,69) et *TUG* (0,35). Ce qui suggère que le *Mini-BESTest* a la plus grande précision dans l'identification des adultes plus âgés avec des antécédents de chutes. En se basant sur un score de 16 (ou sur 28), le *Mini-BESTest* a également montré une précision posttest de 85% avec une sensibilité de

85% et une spécificité de 75%. Le *Mini-BESTest* a obtenu la plus haute précision en posttest, les autres ayant obtenu des résultats de 76% (*BESTest*), 60% (l'échelle d'équilibre de Berg) et 65% (*TUG*). Globalement, le *Mini-BESTest* semble avoir une sensibilité et une spécificité acceptable pour prédire le risque de chute chez les PAMP et pourrait être suppléé au test *TUG* et au test *OLS* ou les remplacer.

3) Valider la sensibilité du capteur : résolution, précision et exactitude comme décrit précédemment mais cette fois-ci en utilisant une méthodologie appropriée incluant test, re-tests ou pré-test, test et posttest avec un intervalle d'une semaine.

Globalement, les différents tests de ce projet ont été réalisés en une seule fois. Autrement dit, il ne s'agissait pas d'une étude longitudinale où un suivi à long terme dans le temps aurait été effectué. Dans le chapitre 6 par exemple, nous avions utilisé trois types de stimulation. L'objectif était d'évaluer la capacité d'un stimulus (auditif, visuel ou vibrotactile) à réduire le risque de chute sur différents types de sol. Il aurait été probablement plus adéquat d'effectuer des posttests afin de savoir si nous obtenons le même effet ou le même résultat après quelques jours. Cela permettrait d'évaluer la fiabilité du dispositif et en même temps réévaluer sa sensibilité : la résolution, la précision et l'exactitude. Dans un tel cas, d'autres tests statistiques plus rigoureux seront introduits dans l'analyse des données. Des pré-tests sur une période donnée pourront également permettre de diminuer l'effet d'apprentissage.

4) Mettre en place une installation permettant d'analyser les presque-chutes et les chutes.

Rappelons qu'une chute est définie comme un événement au cours duquel une personne est brusquement contrainte de prendre appui sur le sol, sur le plancher ou sur toute autre surface située en-dessous d'elle, pouvant causer une blessure. Une « quasi-chute » ou « presque-chute » se définit comme un évènement au cours duquel une personne aurait fait une chute s'elle n'avait pas été retenue par quelque chose ou quelqu'un. La quasi-chute peut se produire en présence ou non d'un intervenant. Notons tout de même que les chutes étant multifactorielles, il serait difficile d'obtenir un dispositif prenant en compte tous les paramètres intrinsèques et extrinsèques.

Cependant, des dispositifs d'alertes ou des chaussures/semelles améliorées analysant la marche de l'humain peuvent être mis en place. Il serait également possible de repérer grâce au système de caméra infrarouge la position du pied du participant pendant le temps de balancement afin de savoir si une chute pourrait avoir lieu.

8.4 Conclusion

Ces travaux de recherche ont abordé non seulement la discrimination automatique des types de sol, mais aussi l'amélioration des tests cliniques pour une utilisation à long terme. Grâce à une analyse du domaine fréquentiel et au calcul du centroïde spectral, nous avions déterminé un indice qui permet de différencier automatiquement plusieurs types de sol qui constituent l'un des principaux facteurs intervenant dans le risque de chute. Le test clinique *TUG* a montré que nous pouvons réussir à associer un niveau de risque pour chaque type de sol qui a été testé. Cela permet de calibrer notre système en ajustant son exactitude. Nous avions trouvé que la semelle interactive suggérée pourrait aider à réduire le risque de chute en activant une stimulation vibrotactile rythmique lorsqu'on marche sur un sol autre que sur le béton. Le contrôle de l'équilibre a non seulement été amélioré par les types de stimulation rythmique (auditif, visuel, vibrotactile), mais est également modéré sur les types de sol. Ce travail de recherche pourra donc être inclus dans une stratégie de prévention plus complète pour les programmes de réadaptation afin d'éviter une chute. Par conséquent, le réseau de neurones artificiels, de même que le modèle d'équilibre seront mis en œuvre dans un microcontrôleur pour le développement d'une meilleure assistance en temps réel afin d'analyser le désordre dans la marche et le corriger via une stimulation vibrotactile rythmique. L'objectif final étant le suivi à long terme des personnes en perte de mobilité. La semelle interactive pourra utiliser un dossier médical personnalisé ainsi qu'une application sur un téléphone mobile pour un entraînement quotidien. Les résultats de cette recherche favoriseront l'analyse des différentes interventions (médicales et humaines) et dans le même temps ils permettront de savoir si une intervention immédiate serait adéquate à un moment donné, et si celle-ci améliore la situation. Finalement, ils favoriseront l'orientation des recherches futures afin d'améliorer la qualité de vie des personnes âgées.

Annexes

Annexe 1 : Approbation de la demande d'éthique obtenue avant le début des expérimentations

UQAC

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

APPROBATION ETHIQUE

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 :	*Monsieur Cossoun Johannes Ayena, Étudiant* *Doctorat en ingénierie*
Direction de recherche :	*Monsieur Martin Otis, Professeur* *Département des sciences appliquées*
Codirection de recherche :	*Monsieur Bob-Antoine-Jerry Ménélas, Professeur* *Département d'informatique et de mathématique*
Cochercheur(s) :	*Madame Suzy 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* *Monsieur Landry Delphin Chapwouo Tchakoute, Étudiant* *Doctorat en sciences et technologies de l'information*
Projet de recherche intitulé :	*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.*
No référence du certificat :	*602.434.01*
Financement :	*N/A*

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 : *13 mai 2014*
Date(s) de renouvellement de l'approbation : *26 novembre 2015, 23 août 2016*

Nicole Bouchard,
Professeure et présidente

Annexe 2 : Questionnaire (avant et après expérimentation)

UQAC
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC
À CHICOUTIMI

Chicoutimi le ..../...../.....

QUESTIONNAIRE ADMINISTRÉ

PAR LE CHERCHEUR

Avant l'expérimentation

1- Caractéristiques du participant

Participant N°	
Âge (ans)	
Sexe (M/F)	
Taille (cm)	
Poids (Kg)	

2- Questions

2.1- Aviez-vous déjà consulté un médecin pour un problème visuel ou auditif ?

☐ Jamais

☐ Oui

Dans l'affirmative d'au moins « une fois » : demandez si des lunettes sont prescrites et si elles sont absolument nécessaires lors de la marche et/ ou un dispositif auditif dans le cas de problème auditif.

2.2-Aviez-vous du mal à marcher dans des conditions normales (sans un obstacle environnemental ?

- ☐ Oui
- ☐ Quelques fois
- ☐ Non

2.3- Aviez-vous des expériences particulières ou faites-vous souvent une activité en relation avec la musique ou la danse ?

- ☐ Non
- ☐ Oui
- ☐ Parfois

3- Présentation et explication des séries d'expériences à effectuer au participant

4- Prise de mesures quantitatives du participant :

UQAC
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC
À CHICOUTIMI

QUESTIONNAIRE POUR LE PARTICIPANT

Rappels et compréhension des termes au participant

La perturbation au sol a été l'utilisation de six différents types de sol à savoir le béton, le tapis1, le gravier, le sable, le parquet et le tapis2. Elle avait permis à obtenir une marche anormale par rapport au béton. Les différents stimuli étaient respectivement des vibrations à la plante du pied, l'utilisation de son et/ ou d'une image.

N°	La liste des cas d'expériences effectuées
1	Aucune stimulation et une perturbation au sol
2	une stimulation sonore et une perturbation au sol
3	une stimulation visuelle et une perturbation au sol
4	une stimulation haptique et une perturbation au sol

1- Parmi les six types de sols, sur lequel ou lesquels aviez-vous éprouvé de difficulté à marcher?

☐ Béton ☐ Tapis 2
☐ Tapis 1 ☐ Sable
☐ Bois ☐ Roche

2- Parmi les six types de sols, sur lequel ou lesquels, aviez-vous senti une impression de déséquilibre ou un risque lors de la marche ?

☐ Béton ☐ Tapis 2
☐ Tapis 1 ☐ Sable
☐ Bois ☐ Roche

3- Quelle pourrait-être selon vous ce niveau de risque dans chacun des cas suivants?

Expérience : La marche sur les six types de sols	Niveau du risque	
Béton	☐ Aucun ☐ Faible ☐ Modéré	☐ Élevé ☐ Très élevé
Tapis1	☐ Aucun ☐ Faible ☐ Modéré	☐ Élevé ☐ Très élevé
Bois	☐ Aucun ☐ Faible ☐ Modéré	☐ Élevé ☐ Très élevé
Tapis2	☐ Aucun ☐ Faible ☐ Modéré	☐ Élevé ☐ Très élevé
Sable	☐ Aucun ☐ Faible ☐ Modéré	☐ Élevé ☐ Très élevé
Roche	☐ Aucun ☐ Faible ☐ Modéré	☐ Élevé ☐ Très élevé

4- Comment qualifierez-vous la difficulté à marcher sur les six types de sols dans chacune des situations effectuées dans l'expérimentation ?

0 : Très facile **2 : Un peu difficile** **4 : Très difficile**

1 : Facile **3 : Difficile**

<u>Consigne</u> : Mettez le numéro correspondant à la difficulté éprouvée dans chacune des situations ci-dessous. (Voir tableau ci-dessous)

Expériences	Niveau de difficulté	
Aucune stimulation	☐ Béton ☐ Tapis 1 ☐ Tapis 2	☐ Sable ☐ Bois ☐ Roche
Avec une stimulation sonore rythmée	☐ Béton ☐ Tapis 1 ☐ Tapis 2	☐ Sable ☐ Bois ☐ Roche
Avec une stimulation visuelle rythmique	☐ Béton ☐ Tapis 1 ☐ Tapis 2	☐ Sable ☐ Bois ☐ Roche
Avec une stimulation haptique	☐ Béton ☐ Tapis 1 ☐ Tapis 2	☐ Sable ☐ Bois ☐ Roche

5- Comment qualifierez-vous le niveau de risque sur les six types de sols dans chacune des deux situations effectuées dans l'expérimentation ?

1 : Aucun risque **3 : Risque moyen** **5 : Risque très élevé**

2 : Faible risque **4 : Risque élevé**

Consigne : Mettez le numéro correspondant à la difficulté éprouvée dans chacune des situations ci-dessous. (Voir tableau)

Expériences	Niveau de difficulté	
Avec une stimulation sonore rythmée	☐ Béton ☐ Tapis 1 ☐ Tapis 2	☐ Sable ☐ Bois ☐ Roche
Avec une stimulation visuelle rythmique	☐ Béton ☐ Tapis 1 ☐ Tapis 2	☐ Sable ☐ Bois ☐ Roche
Avec une stimulation haptique	☐ Béton ☐ Tapis 1 ☐ Tapis 2	☐ Sable ☐ Bois ☐ Roche

6- Quelle(s) sensation(s) aviez-vous éprouvé dans chacune des expériences effectuées ?

Expériences	Sensation(s) éprouvée(s)	
Utilisation de la stimulation haptique rythmique	☐ Normal ☐ Fatigue ☐ Stressé ☐ Étourdissement ☐ Autre (précisez)	☐ Excité ☐ Inquiet
Utilisation de la stimulation sonore rythmée	☐ Normal ☐ Fatigue ☐ Stressé ☐ Étourdissement ☐ Autre (précisez)	☐ Excité ☐ Inquiet
Aucune stimulation rythmique n'a été utilisée	☐ Normal ☐ Fatigue ☐ Stressé ☐ Étourdissement ☐ Autre (précisez)	☐ Excité ☐ Inquiet
Utilisation de stimulation visuelle rythmée	☐ Normal ☐ Fatigue ☐ Stressé ☐ Étourdissement ☐ Autre (précisez)	☐ Excité ☐ Inquiet

7- Selon vous, lequel des trois systèmes de stimulation utilisés pendant l'expérimentation a le plus corrigé la trajectoire de votre pied lors des différents types de perturbations au sol?

☐ **Stimulation haptique**

☐ **Stimulation visuelle**

☐ **Stimulation auditive**

8- Seriez-vous d'accord pour son utilisation dans la vie quotidienne pour corriger d'éventuels anormalités lors de la marche?

totalement en désaccord				**totalement en accord**
1	2	3	4	5
○	○	○	○	○

Auriez-vous un commentaire à nous communiquer à ce propos?

Annexe 3 : Questionnaire sur la peur de tomber

FES-I

Nous aimerions vous poser quelques questions qui ont pour but de déterminer si vous ressentez de l'inquiétude face à la possibilité de tomber. Répondez en pensant à la manière dont vous effectuez habituellement cette activité. Si actuellement vous ne faites pas cette activité (par exemple si quelqu'un fait les courses à votre place), répondez à la question en imaginant votre degré d'inquiétude **SI** vous réalisiez en réalité cette activité. Pour chacune des activités suivantes, mettez une croix dans la case qui correspond le plus à votre opinion et qui montre le degré d'inquiétude que vous ressentez face au fait de pouvoir tomber lors de la réalisation de cette activité.

		Pas du tout inquiet 1	*Un peu Inquiet 2*	*Assez Inquiet 3*	*Très Inquiet 4*
1	Faire votre ménage (par ex : balayer, passer l'aspirateur, ou la poussière)	*1* ☐	*2* ☐	*3* ☐	*4* ☐
2	Vous habiller et vous déshabiller	*1* ☐	*2* ☐	*3* ☐	*4* ☐
3	Préparer des repas simples	*1* ☐	*2* ☐	*3* ☐	*4* ☐
4	Prendre une douche ou un bain	*1* ☐	*2* ☐	*3* ☐	*4* ☐
5	Aller faire des courses	*1* ☐	*2* ☐	*3* ☐	*4* ☐
6	Vous lever d'une chaise ou vous asseoir	*1* ☐	*2* ☐	*3* ☐	*4* ☐
7	Monter ou descendre des escaliers	*1* ☐	*2* ☐	*3* ☐	*4* ☐
8	Vous promener dehors dans le quartier	*1* ☐	*2* ☐	*3* ☐	*4* ☐
9	Atteindre quelque chose au-dessus de votre tête ou par terre	*1* ☐	*2* ☐	*3* ☐	*4* ☐
10	Aller répondre au téléphone avant qu'il s'arrête de sonner	*1* ☐	*2* ☐	*3* ☐	*4* ☐
11	Marcher sur une surface glissante (par ex : mouillée ou verglacée)	*1* ☐	*2* ☐	*3* ☐	*4* ☐
12	Rendre visite à un ami, ou à une connaissance	*1* ☐	*2* ☐	*3* ☐	*4* ☐
13	Marcher dans un endroit où il y a beaucoup de monde	*1* ☐	*2* ☐	*3* ☐	*4* ☐
14	Marcher sur un sol inégal (route caillouteuse, un trottoir non entretenu)	*1* ☐	*2* ☐	*3* ☐	*4* ☐
15	Descendre ou monter une pente	*1* ☐	*2* ☐	*3* ☐	*4* ☐
16	Sortir (par ex : service religieux, réunion de famille, rencontre d'une association)	*1* ☐	*2* ☐	*3* ☐	*4* ☐

FES-I Swiss French translated by Prof Chantal Piot-Ziegler

Annexe 4 : Questionnaire sur la maladie de Parkinson y compris le PDQ-39

Échelle d'évaluation unifiée pour la maladie de Parkinson (UPDRS)

I. État mental, comportemental et thymique

1. Affaiblissement intellectuel

0 = absent
1 = léger; manque de mémoire habituel avec souvenir partiel des événements, sans autre difficulté
2 = perte mnésique modérée, désorientation et difficultés modérées de faire face à des problèmes complexes; atteinte légère mais indiscutable des capacités fonctionnelles avec besoin d'une incitation occasionnelle de l'entourage
3 = déficit mnésique grave avec désorientation dans le temps et souvent dans l'espace; handicap grave face aux problèmes
4 = perte mnésique sévère avec uniquement préservation de sa propre orientation; incapacité de porter des jugements et de résoudre des problèmes, demande d'aide pour les soins personnels, ne peut plus être laissé seul

2. Troubles de la pensée (en rapport avec la démence ou une intoxication médicamenteuse)

0 = aucun
1 = rêves animés
2 = hallucinations bénignes critiquées
3 = hallucinations occasionnelles ou fréquentes ou idées délirantes non critiquées, pouvant gêner les activités quotidiennes
4 = hallucinations continuelles, idées délirantes ou psychose expansive, incapacité de prendre soin de soi

3. Dépression

0 = absente
1 = périodes de tristesse ou sentiment de culpabilité excessif ne persistant pas plusieurs jours ou semaines
2 = dépression durable (une semaine ou plus)
3 = dépression durable avec symptômes végétatifs (insomnie, anorexie, perte de poids, perte d'intérêt)
4 = dépression durable avec troubles végétatifs, pensées ou intentions suicidaires

4. Motivation, initiative

0 = normale
1 = moins franche que d'habitude, plus de passivité
2 = perte d'initiative et désintérêt pour certaines activités non routinières
3 = perte d'initiative ou désintérêt dans les activités quotidiennes routinières
4 = absence d'initiative, perte totale d'intérêt

II. Activités dans la vie quotidienne (à déterminer en période *on* et en période *off*)

5. Parole

0 = normale
1 = légèrement perturbée, pas de difficultés à être compris
2 = modérément perturbée; on doit lui demander occasionnellement de répéter
3 = gravement perturbée; on doit lui demander fréquemment de répéter
4 = incompréhensible la plupart du temps

6. Salivation

0 = normale
1 = légère, mais excès habituel de salive dans la bouche, peut baver la nuit
2 = hypersialorrhée modérée, peut baver un peu
3 = hypersialorrhée nette avec un peu de bave
4 = écoulement habituel de bave nécessitant en permanence un mouchoir

7. Déglutition

0 = normale
1 = s'étrangle rarement
2 = s'étrangle occasionnellement
3 = nécessite une alimentation semi-liquide
4 = nécessite une alimentation par sonde gastrique ou une gastrectomie

8. Écriture

0 = normale
1 = légèrement ralentie ou micrographique
2 = nettement ralentie ou micrographique, tous les mots sont lisibles
3 = gravement perturbée, tous les mots ne sont pas lisibles
4 = la majorité des mots sont illisibles

9. S'alimenter et manipuler les couverts

0 = normal
1 = un peu lent et maladroit mais n'a pas besoin d'être aidé
2 = peut se débrouiller seul pour la plupart des aliments mais lent et maladroit
3 = a besoin d'une aide pour les repas mais peut encore s'alimenter lentement
4 = on doit lui donner à manger

10. Habillage

0 = normal
1 = un peu lent mais ne doit pas être aidé
2 = aide occasionnelle pour boutonner ou enfiler une manche
3 = a besoin d'être très aidé mais peut faire certaines choses seul
4 = totalement dépendant

11. Hygiène

0 = normale
1 = un peu lent mais n'a pas besoin d'aide
2 = nécessite une aide pour la douche ou le bain, très lent dans les soins hygiéniques
3 = nécessite une aide pour se laver, se brosser les dents, se coiffer, se baigner
4 = sonde urinaire ou autres aides mécaniques

12. Se retourner dans le lit, arranger draps et couvertures

0 = normal
1 = un peu lent et maladroit mais n'a pas besoin d'être aidé
2 = peut se retourner seul ou arranger les draps mais avec une grande difficulté
3 = peut commencer le geste mais n'arrive pas à se retourner ou arranger les draps seul
4 = dépendant

13. Chute non liée au piétinement

0 = aucune
1 = chutes rares
2 = chutes occasionnelles mais moins d'une fois par jour
3 = en moyenne une chute par jour
4 = chutes pluriquotidiennes

14. Piétinement lors de la marche

0 = aucun
1 = rare, peut avoir une hésitation au départ
2 = piétinement occasionnel lors de la marche
3 = piétinement fréquent entraînant occasionnellement des chutes
4 = chutes fréquentes dues au piétinement

15. Marche

0 = normale
1 = difficultés légères, peut balancer les bras, traîne les pieds
2 = difficultés modérées mais ne demande que peu ou pas d'aide
3 = difficultés importantes nécessitant une aide
4 = ne peut marcher du tout même avec aide

16. Tremblement

0 = absent
1 = léger et rarement présent
2 = modéré, gênant le patient
3 = important, gênant certaines activités
4 = marqué, gênant la plupart des activités

17. Troubles subjectifs sensitifs liés au parkinsonisme

0 = aucun
1 = occasionnellement, engourdissement, picotements, douleurs légères
2 = engourdissement, picotements, douleurs fréquentes, pas gênant
3 = sensations douloureuses fréquentes
4 = douleurs très vives

III. Examen moteur

18. Parole

0 = normale
1 = légère perte d'expression, de la diction et/ou du volume vocal
2 = voix monotone, bredouillée mais compréhensible, altération modérée
3 = altération marquée, difficile à comprendre
4 = incompréhensible

19. Expression faciale

0 = normale
1 = hypomimie légère, semble avoir un visage normalement impassible
2 = diminution légère mais franchement anormale de l'expression faciale
3 = hypomimie modérée ; lèvres souvent entrouvertes
4 = masque facial ou faciès figé avec perte importante ou totale de l'expression faciale : lèvres entrouvertes (0,6 cm ou plus)

20. Tremblement de repos

0 = absent
1 = léger et rarement présent
2 = tremblement de faible amplitude mais persistant, ou d'amplitude modérée mais présent seulement de façon intermittente
3 = tremblement modéré en amplitude et présent la plupart du temps
4 = tremblement d'amplitude marquée et présent la plupart du temps

21. Tremblement d'action ou tremblement postural des mains

0 = absent
1 = léger : présent lors de l'action
2 = modéré en amplitude, présent lors de l'action
3 = modéré en amplitude, tant lors du maintien postural que lors de l'action
4 = amplitude marquée : gêne l'alimentation

22. Rigidité (évaluée lors des mouvements passifs des principales articulations avec un malade relâché, en position assise ; ne pas tenir compte de la roue dentée)

0 = absent
1 = minime ou apparaissant lors des manœuvres de sensibilisation
2 = légère à modérée
3 = marquée, mais la plupart des mouvements peuvent être effectués aisément
4 = sévère, les mouvements sont effectués difficilement

23. Tapotement des doigts (le malade fait les mouvements rapides et de large amplitude du pouce sur l'index)

0 = normal
1 = ralentissement léger et/ou réduction d'amplitude
2 = modérément perturbé, se fatigue nettement et rapidement, peut avoir d'occasionnels arrêts du mouvement
3 = sévèrement perturbé; hésitation fréquente au démarrage du mouvement
4 = peut à peine effectuer le mouvement

24. Mouvements des mains (le malade ouvre et ferme rapidement les mains avec la plus grande amplitude possible, chaque main séparément)

0 = normal
1 = ralentissement léger et/ou réduction d'amplitude
2 = modérément perturbé; se fatigue nettement et rapidement, peut avoir d'occasionnels arrêts dans le mouvement
3 = sévèrement perturbé, hésitation fréquente au début du mouvement ou arrêt en cours de mouvement
4 = peut à peine effectuer la tâche

25. Mouvements alternatifs rapides (mouvements de pronosupination des mains verticalement ou horizontalement, avec la plus large amplitude possible, les deux mains simultanément)

0 = normal
1 = ralentissement léger et/ou réduction d'amplitude
2 = modérément perturbé; se fatigue nettement et rapidement, peut avoir d'occasionnels arrêts dans le mouvement
3 = sévèrement perturbé, hésitation fréquente au début du mouvement ou arrêt en cours de mouvement
4 = peut à peine effectuer la tâche

26. Agilité de la jambe (le patient tape le talon sur le sol de façon rapide en soulevant tout le pied ; l'amplitude doit être d'environ 7,5 cm) [en position assise]

0 = normal
1 = ralentissement léger et/ou réduction d'amplitude
2 = modérément perturbé; se fatigue nettement et rapidement, peut avoir d'occasionnels arrêts dans le mouvement
3 = sévèrement perturbé, hésitation fréquente au début du mouvement ou arrêt en cours de mouvement
4 = peut à peine effectuer la tâche

27. Se lever d'une chaise (le patient essaye de se lever d'une chaise à dos droit en bois ou en métal, les bras pliés devant la poitrine)

0 = normal
1 = lentement ou a besoin de plus d'un essai
2 = se pousse sur les bras du siège
3 = tend à tomber en arrière et doit essayer plus d'une fois mais peut se lever sans aide
4 = incapable de se lever sans aide

28. Posture

0 = normalement droite
1 = pas tout à fait droite, posture légèrement fléchie (cette attitude peut être normale pour une personne plus âgée)
2 = posture modérément fléchie, nettement anormale : peut être légèrement penché d'un côté
3 = flexion sévèrement fléchie avec cyphose : peut être modérément penché d'un côté
4 = flexion marquée avec posture très anormale

29. Stabilité posturale (réponse à un déplacement postérieur soudain produit par une poussée sur les épaules alors que le patient est debout, les yeux ouverts et les pieds légèrement écartés ; le patient doit être prévenu)

0 = normale
1 = rétropulsion mais l'équilibre est rétabli sans aide
2 = absence de réponse posturale : peut tomber s'il n'est pas retenu par l'examinateur
3 = très instable, tend à perdre l'équilibre spontanément
4 = incapable de se tenir debout sans aide

30. Démarche

1 = marche lentement, peut traîner les pieds et faire de petits pas, mais sans festination ni propulsion
2 = marche avec difficultés, mais nécessite peu ou pas d'aide; peut avoir un peu de festination, des petits pas ou une propulsion
3 = perturbations sévères de la marche, nécessitant une aide
4 = ne peut marcher du tout, même avec aide

31. Bradykinésie corporelle ou hypokinésie (combinant la lenteur, l'hésitation, la diminution du ballant des bras, l'amplitude faible et la pauvreté des mouvements en général)

0 = aucune

1 = lenteur minime, donnant aux mouvements un caractère délibéré, pourrait être normal pour certaines personnes; possibilité d'une réduction d'amplitude
2 = degré léger de lenteur et de pauvreté du mouvement qui est nettement anormal; de plus, une certaine réduction d'amplitude
3 = lenteur modérée, pauvreté et petite amplitude du mouvement
4 = lenteur marquée, pauvreté et petite amplitude du mouvement

IV. Complications du traitement (au cours de la dernière semaine)

A. Dyskinésies

32. Durée : durant quelle proportion de la journée les dyskinésies sont-elles présentes ? (information tenue par l'interrogatoire)

0 = aucune
1 = 1 à 25 % de la journée
2 = 26 à 50 % de la journée
3 = 51 à 75 % de la journée
4 = 76 à 100 % de la journée

33. Incapacité : quelle incapacité entraîne les dyskinésies ?

0 = aucune
1 = légère
2 = modérée
3 = sévère
4 = complète

34. Douleur : les dyskinésies entraînent-elles des douleurs ?

0 = aucune
1 = légère
2 = modérée
3 = sévère
4 = complète

35. Présence d'une dystonie matinale précoce (information obtenue à l'interrogatoire)

0 = non
1 = oui

B. Fluctuations cliniques

36. Y a-t-il des périodes *off* dont on peut prédire le moment *après* une prise médicamenteuse ?

0 = non
1 = oui

37. Y a-t-il des périodes *off* dont on ne peut pas prédire le moment *après* une prise médicamenteuse ?

0 = non
1 = oui

38. Est-ce que certaines des périodes *off* viennent soudainement, c'est-à-dire en quelques secondes ?

0 = non
1 = oui

39. Quelle est la proportion de la journée durant laquelle le patient est en situation *off* ?

0 = aucune
1 = 1 à 25 % de la journée
2 = 26 à 50 % de la journée
3 = 51 à 75 % de la journée
4 = 76 à 100 % de la journée

C. Autres complications

40. Le patient a-t-il de l'anorexie, des nausées, des vomissements ?

0 = non
1 = oui

41. Le patient a-t-il des troubles du sommeil (insomnie, hypersomnolence) ?

0 = non
1 = oui

42. Le patient a-t-il une hypotension orthostatique symptomatique ?

0 = non
1 = oui

V. Stade de Hoehn et Yahr

Il évalue la sévérité globale du syndrome parkinsonien selon cinq stades :
- stade 1 : maladie unilatérale ;
- stade 1,5 : maladie unilatérale avec atteinte axiale ;
- stade 2 : maladie bilatérale sans trouble de l'équilibre ;
- stade 2,5 : maladie bilatérale légère avec retentissement lors du test de la poussée ;
- stade 3 : maladie bilatérale légère à modérée, certaine instabilité posturale, physiquement autonome ;
- stade 4 : handicap sévère, toujours capable de marcher ou de se tenir debout sans aide ;
- stade 5 : malade en chaise roulante ou alité, n'est plus autonome.

VI. Échelle de Schwab et England

Elle apprécie globalement le degré d'autonomie du patient :
- 100 % : totalement indépendant ;
- 90 % : indépendant mais plus lent ;
- 80 % : indépendant mais conscient de sa lenteur ;
- 70 % : pas tout à fait indépendant, 3 à 4 fois plus lent ;
- 60 % : partiellement dépendant ;
- 50 % : aidé dans 50 % des activités ;
- 40 % : très dépendant ;
- 30 % : peu d'activités effectuées seul ;
- 20 % : ne fait rien seul, aide légèrement ;
- 10 % : alité, totalement dépendant ;
- 0 % : alité, troubles végétatifs.

PDQ 39

	Jamais	Rarement	Parfois	Souvent	Toujours ou totalement incapable
1. Avez-vous eu des difficultés dans la pratique de vos loisirs ?	☐	☐	☐	☐	☐
2. Avez-vous eu des difficultés à vous occuper de votre maison, par exemple : bricolage, ménage, cuisine ?	☐	☐	☐	☐	☐
3. Avez-vous eu des difficultés à porter vos sacs de provisions ?	☐	☐	☐	☐	☐
4. Avez-vous eu des problèmes pour faire 1 km à pied ?	☐	☐	☐	☐	☐
5. Avez-vous eu des problèmes pour faire 100 m à pied ?	☐	☐	☐	☐	☐
6. Avez-vous eu des problèmes pour vous déplacer chez vous aussi aisément que vous l'auriez souhaité ?	☐	☐	☐	☐	☐
7. Avez-vous eu des problèmes pour vous déplacer dans des lieux publics ?	☐	☐	☐	☐	☐
8. Avez-vous eu besoin de quelqu'un pour vous accompagner lors de vos sorties ?	☐	☐	☐	☐	☐
9. Avez-vous eu peur ou vous êtes-vous senti(e) inquiet(e) à l'idée de tomber en public ?	☐	☐	☐	☐	☐
10. Avez-vous été confiné (e) chez vous plus que vous ne l'auriez souhaité ?	☐	☐	☐	☐	☐
11. Avez-vous eu des difficultés pour vous laver ?	☐	☐	☐	☐	☐
12. Avez-vous eu des difficultés pour vous habiller ?	☐	☐	☐	☐	☐
13. Avez-vous eu des problèmes pour boutonner vos vêtements ou lacer vos chaussures ?	☐	☐	☐	☐	☐
14. Avez-vous eu des problèmes pour écrire lisiblement ?	☐	☐	☐	☐	☐
15. Avez-vous eu des difficultés pour couper la nourriture ?	☐	☐	☐	☐	☐
16. Avez-vous eu des difficultés pour tenir un verre sans le renverser ?	☐	☐	☐	☐	☐
17. Vous êtes-vous senti(e) déprimé(e) ?	☐	☐	☐	☐	☐
18. Vous êtes-vous senti(e) isolé(e), seul(e) ?	☐	☐	☐	☐	☐
19. Vous êtes-vous senti(e) au bord des larmes ou avez-vous pleuré ?	☐	☐	☐	☐	☐
20. Avez-vous ressenti de la colère ou de l'amertume ?	☐	☐	☐	☐	☐
21. Vous êtes-vous senti(e) anxieux(se) ?	☐	☐	☐	☐	☐

(*Suite*)

	Jamais	Rarement	Parfois	Souvent	Toujours ou totalement incapable
22. Vous êtes-vous senti(e) inquiet(e) pour votre avenir ?	☐	☐	☐	☐	☐
23. Avez-vous ressenti le besoin de dissimuler aux autres votre maladie ?	☐	☐	☐	☐	☐
24. Avez-vous évité des situations où vous deviez manger ou boire en public ?	☐	☐	☐	☐	☐
25. Vous êtes-vous senti(e) gêné(e) en public à cause de votre maladie de Parkinson ?	☐	☐	☐	☐	☐
26. Vous êtes-vous senti(e) inquiet(e) des réactions des autres à votre égard ?	☐	☐	☐	☐	☐
27. Avez-vous eu des problèmes dans vos relations avec vos proches ?	☐	☐	☐	☐	☐
28. Avez-vous manqué du soutien dont vous aviez besoin de votre époux(se) ou conjoint(e) ?	☐	☐	☐	☐	☐
29. Avez-vous manqué du soutien dont vous aviez besoin de la part de votre famille ou de vos amis proches ?	☐	☐	☐	☐	☐
30. Vous êtes-vous endormi(e) dans la journée de façon inattendue ?	☐	☐	☐	☐	☐
31. Avez-vous eu des problèmes de concentration, par exemple en lisant ou en regardant la télévision ?	☐	☐	☐	☐	☐
32. Avez-vous senti que votre mémoire était mauvaise ?	☐	☐	☐	☐	☐
33. Avez-vous eu de mauvais rêves ou des hallucinations ?	☐	☐	☐	☐	☐
34. Avez-vous eu des difficultés pour parler ?	☐	☐	☐	☐	☐
35. Vous êtes-vous senti(e) incapable de bien communiquer normalement avec les autres ?	☐	☐	☐	☐	☐
36. Vous êtes-vous senti(e) ignoré(e) par les autres ?	☐	☐	☐	☐	☐
37. Avez-vous eu des crampes ou des spasmes musculaires douloureux ?	☐	☐	☐	☐	☐
38. Avez-vous eu mal ou avez-vous eu des douleurs dans les articulations ou dans le corps ?	☐	☐	☐	☐	☐
39. Avez-vous eu une sensation désagréable de chaud ou de froid ?	☐	☐	☐	☐	☐

Mobilité : questions 1 à 10 ; Activités de la vie quotidienne : questions 11 à 16 ; Bien-être affectif : questions 17 à 22 ; Gêne psychologique : questions 23 à 26 ; Soutien social : questions 27 à 29 ; Troubles cognitifs : questions 30 à 33 ; Communication : questions 34 à 36 ; Inconfort physique : questions 37 à 39.

Références

[1] United Nations, "Second World Assembly on Ageing," Madrid (Spain)2002.

[2] Employment and Social Development Canada, "Canadians in Context Aging Population," ed, 2011.

[3] J. Dupâquier, "The aging population in the world,," United Nations Organization2002.

[4] National College of Teachers of Geriatrics, "Human aging," in *Corpus Geriatrics*, ed, 2000, pp. 9-18.

[5] P. D. Hoang, M. H. Cameron, S. C. Gandevia, and S. R. Lord, "Neuropsychological, Balance, and Mobility Risk Factors for Falls in People With Multiple Sclerosis: A Prospective Cohort Study," *Arch Phys Med Rehabil,* Oct 3 2013.

[6] L. C. Mion, A. M. Chandler, T. M. Waters, M. S. Dietrich, L. A. Kessler, S. T. Miller*, et al.*, "Is it possible to identify risks for injurious falls in hospitalized patients?," *Jt Comm J Qual Patient Saf,* vol. 38(9), pp. 408-13, 2012 Sep.

[7] M. Rossi-Izquierdo, D. Basta, J. P. Rubio-Rodríguez, S. Santos-Pérez, A. Ernst, Á. Sesar-Ignacio*, et al.*, "Is posturography able to identify fallers in patients with Parkinson's disease?," *Gait & Posture*.

[8] Public Health Agency of Canada, "Report on Seniors' falls in Canada," Division of Agind and Seniors, Ed., ed, 2005, p. 8.

[9] S. Mohapatra, V. Krishnan, and A. Aruin, "Postural control in response to an external perturbation: effect of altered proprioceptive information," *Experimental Brain Research,* vol. 217, pp. 197-208, 2012.

[10] 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," *Osteoporosis International,* vol. 23, pp. 2409-2424, Oct 2012

[11] D. Hamacher, N. B. Singh, J. H. Van Dieën, M. O. Heller, and W. R. Taylor, "Kinematic measures for assessing gait stability in elderly individuals: a systematic review," *J R Soc Interface,* vol. 8, pp. 1682-1698, Dec 2011

[12] K. Dujardin and L. Defebvre, "3 - La Maladie de Parkinson," in *Neuropsychologie de la maladie de Parkinson et des syndromes apparentés (Second Edition)*, K. Dujardin and L. Defebvre, Eds., ed Paris: Elsevier Masson, 2007, pp. 11-88.

[13] Parkinson society of Quebec, "Collaborative project with the various actors working with people living with Parkinson's disease," presented at the Integrated national program for Parkinson's, 2012.

[14] N. E. Allen, C. Sherrington, S. S. Paul, and C. G. Canning, "Balance and falls in Parkinson's disease: A meta-analysis of the effect of exercise and motor training," *Movement Disorders,* vol. 26, pp. 1605-1615, 2011.

[15] B. R. Bloem, Y. A. Grimbergen, M. Cramer, M. Willemsen, and A. H. Zwinderman, "Prospective assessment of falls in Parkinson's disease.," *J Neurol,* vol. 248(11), pp. 950-958, 2001 Nov.

[16] A. Ashburn, E. Stack, R. M. Pickering, and C. D. Ward, "Predicting fallers in a community-based sample of people with Parkinson's disease," *Gerontology,* vol. 47(5), pp. 277-81, 2001 Sep-Oct.

[17] Y. Balash, C. Peretz, G. Leibovich, T. Herman, J. M. Hausdorff, and N. Giladi, "Falls in outpatients with Parkinson's disease : frequency, impact and identifying factors," *J Neurol,* vol. 252(11), pp. 1310-5, 2005 Nov.

[18] B. H. Wood, J. A. Bilclough, A. Bowron, and R. W. Walker, "Incidence and prediction of falls in Parkinson's disease: a prospective multidisciplinary study," *Journal of neurology, neurosurgery, and psychiatry,* vol. 72, pp. 721-725, 2002.

[19] P. Valkovic, H. Brozova, K. Bötzel, E. Ruzicka, and J. Benetin, "Two simple clinical postural instability tests and their ability to predict fallers and non-fallers in subjects with Parkinson's disease," *Parkinsonism & Related Disorders,* vol. 3, p. S177, 2007.

[20] R. M. Pickering, Y. A. M. Grimbergen, U. Rigney, A. Ashburn, G. Mazibrada, B. Wood*, et al.*, "A meta-analysis of six prospective studies of falling in Parkinson's disease," *Movement Disorders,* vol. 22, pp. 1892-1900, 2007.

[21] A. Contreras and F. Grandas, "Risk of Falls in Parkinson's Disease: A Cross-Sectional Study of 160 Patients," *Parkinson's Disease,* vol. 2012, p. 10, 2012.

[22] T. S. Voss, J. J. Elm, C. L. Wielinski, M. J. Aminoff, D. Bandyopadhyay, K. L. Chou*, et al.*, "Fall frequency and risk assessment in early Parkinson's disease," *Parkinsonism & Related Disorders,* vol. 18, pp. 837-841, 2012.

[23] L. Tremblay, "The lack of balance and posture problems in Parkinson's disease ", Physiotherapy unit and Parkinson Society of Saguenay-Lac-Saint-Jean

[24] L. E. Tremblay, "Système nerveux central, les systèmes sensori-moteur et cognitif," ed. UQAC: Physiologie humaine 1.

[25] A. J. Hughes, E. D. Susan, B. Siobhan, and J. L. Andrew, "A Clinicopathologic Study of 100 Cases of Parkinson's Disease," *Arch Neurol,* vol. 50, pp. 140-148, 1993.

[26] K. M. Doherty, B. P. van de Warrenburg, M. C. Peralta, L. Silveira-Moriyama, J.-P. A. Oscar S Gershanik, and B. R. Bloem, "Postural deformities in Parkinson's disease," *The Lancet Neurology,* vol. 10, pp. 538–549, June 2011.

[27] W. C. Koller, S. Glatt, B. Vetere-Overfield, and R. Hassanein, "Falls in Parkinson's disease," *clin Neuropharmacol,* vol. 12, pp. 98-105, 1989.

[28] E. Fernando, M. Fraser, J. Hendriksen, C. H. Kim, and S. W. Muir-Hunter, "Risk Factors Associated with Falls in Older Adults with Dementia: A Systematic Review," *Physiotherapy Canada,* pp. 1-10, 2016.

[29] C. Zampieri, S. Arash, C.-K. Patricia, G. John, and B. H. Fay, "Assessing mobility at home in people with early Parkinson's disease using an instrumented Timed Up and Go test," *Parkinsonism and Related Disorders* vol. 17 pp. 277-280, 2011.

[30] A. Salarian, F. B. Horak, C. Zampieri, P. Carlson-Kuhta, J. G. Nutt, and K. Aminian, "iTUG, a Sensitive and Reliable Measure of Mobility," *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on,* vol. 18, pp. 303-310, 2010.

[31] M. Yu, Y.-J. Piao, H.-i. Eun, D.-W. Kim, M.-h. Ryu, and N.-G. Kim, "Development of Abnormal Gait Detection and Vibratory Stimulation System on Lower Limbs to Improve Gait Stability," *Journal of Medical Systems,* vol. 34, pp. 787-797, 2010.

[32] 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.," *Otol Neurotol.,* vol. 32(9), pp. 1492-9, 2011.

[33] 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(3), pp. 383-7, 2009.

[34] M. J. D. Otis and B. J. Menelas, "Toward an augmented shoe for preventing falls related to physical conditions of the soil," in *Systems, Man, and Cybernetics (SMC), IEEE International Conference on*, 2012 Oct, pp. 3281-3285.

[35] 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.

[36] A. Shumway-Cook, S. Brauer, and M. Woollacott, "Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test," *Phys Ther,* vol. 80(9), pp. 896-903, 2000.

[37] I. Bodis-Wollner, M. S. Marx, S. Mitra, P. Bobak, L. Mylin, and M. Yahr, "Visual Dysfunction in Parkinson's disease: loss in spatio temporal contrast sensitivity," *Brain,* vol. 110, pp. 1675-1698, 1987.

[38] R. Rodnitzky, "Visual dysfunction in Parkinson's disease," *Clin Neurosci,* vol. 5(2), pp. 102-6, 1998.

[39] R. A. Armstrong, "Parkinson's disease," *Visual Symptoms in Parkinson's Disease,* vol. 2011, p. 9, 2011.

[40] A. Churchyard, "Parkinsonism and subjective visual impairment: an overview of a poorly understood area," *Clin Exp Optom,* vol. 91(2), pp. 127-8, 2008 Mar.

[41] S. R. Lord, "Visual risk factors for falls in older people," *Age Ageing* vol. 35 Suppl 2, pp. 42-45, 2006.

[42] S. R. Lord and H. B. Menz, "Visual contributions to postural stability in older adults," *Gerontology,* vol. 46, pp. 306–10, 2000.

[43] S. R. Lord and J. A. Ward, "Age-associated differences in sensorimotor function and balance in community dwelling women," *Age Ageing,* vol. 23, pp. 452–60, 1994.

[44] Hélene Normand, Amélie Simoneau, and Alex Belletete. (28 Fev 2014). *Physio SN+*. Available: http://www.physiosn.com/specialites/reeducation-vestibulaire/

[45] R. C. Fitzpatrick and B. L. Day, "Probing the human vestibular system with galvanic stimulation," *J Appl Physiol,* vol. 96(6), pp. 2301-2316, 2004.

[46] A. E. Pavlik, J. T. Inglis, M. Lauk, L. Oddsson, and J. J. Collins, "The effects of stochastic galvanic vestibular stimulation on human postural sway," *Exp Brain Res,* vol. 124(3), pp. 273-280 1999.

[47] D. L. Wardman, J. L. Taylor, and R. C. Fitzpatrick, "Effects of galvanic vestibular stimulation on human posture and perception while standing," *J Physiol,* vol. 551(Pt 3), pp. 1033-1042, 2003.

[48] F. B. Horak and F. Hlavacka, "Somatosensory loss increases vestibulospinal sensitivity," *J Neurophysiol,* vol. 86(2), pp. 575-585, 2001.

[49] J. H. J. Allum , B. R. Bloem, M. G. Carpenter, M. Hulliger, and M. Hadders-Algra, "Proprioceptive control of posture: a review of new concepts," *Gait and Posture,* vol. 8, pp. 214–242, 1998.

[50] K. O. Johanson and S. S. Hsiao, "Neural mechanisms of tacturalform and texture perception " *Annual Review of Neuroscience,* vol. 15, pp. 227-250, 1992.

[51] K. O. Johanson, "The roles and functions of cutaneous mechanoreceptors," *Current opinion in Neurobiology,* vol. 11, pp. 455-461, 2001.

[52] K. O. Johanson and A. B. Valbo, "Properties of cutaneous mechanoreceptors in human hand," *Human Neurobiology,* vol. 3, pp. 3-14, 1984.

[53] J. Dargahi and S. Najaria, "Human tactile perception as standard for artificial tactile," *Int J Med Robotic and Computer Assisted Surgery,* vol. 1, pp. 23-35, 2004.

[54] J. M. Loomis and S. J. Lederman, *Hand book of perception and human performance* vol. 2: Thomas JP Editors, 1986.

[55] R. Velazquez and E. Pissaloux, "Tactile displays in human machine interaction: four case studies," *International Journal of virtual reality,* vol. 7, pp. 51-58, 2008.

[56] A. Kavounoudias, R. Roll, and J. P. Roll, "Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation," *The Journal of Physiology,* vol. 532, pp. 869-78, 2000.

[57] M. C. Do, B. Bussel, and Y. Breniere, "Influence of plantar cutaneous afferents on early compensatory reactions to forward fall," *Exp Brain Res,* vol. 79(2), pp. 319-24, 1990.

[58] P. Meyer, L. E. Oddsson, and C. De Luca, "The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance," *Experimental Brain Research,* vol. 156, pp. 505-512, 2004.

[59] R. J. Peterka, "Sensorimotor integration in human postural control," *Journal Neurophys,* vol. 88, pp. 1097-1118, 2002.

[60] R. J. Peterka and M. S. Benolken, "Role of somatosensory and vestibular cues in attenuating visually induced human postural sway," *Exp Brain Res,* vol. 105, pp. 101-110, 1995.

[61] A. L. Shoushtari and P. Abedi, "Realistic dynamic posture prediction of humanoid robot: manual lifting task simulation," in *International Conference on Intelligent Robotics and Applications*, 2012, pp. 565-578.

[62] D. A. Winter, A. E. Patla, F. Prince, M. Ishac, and K. Gielo-Perczak, "Stiffness control of balance in quiet standing," *Journal of neurophysiology,* vol. 80, pp. 1211-1221, 1998.

[63] R. Johansson, M. Magnusson, and M. Akesson, "Identification of human postural dynamics," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering,* vol. 35, pp. 858-869, 1988.

[64] T. Ersal and K. Sienko, "A mathematical model for incorporating biofeedback into human postural control," *J Neuroeng and Rehabil,* vol. 10(14), pp. 1-12, 2013.

[65] A. Shumway-Cook and M. H. Woollacott, *Motor control: theory and practical applications*: Lippincott Williams & Wilkins, 1995.

[66] G. Thrane, R. Joakimsen, and E. Thornquist, "The association between timed up and go test and history of falls: The Tromso study," *BMC Geriatrics,* vol. 7, pp. 1-7, Jan 2007

[67] M. Milosevic, E. Jovanov, and A. Milenkovic, "Quantifying Timed-Up-and-Go test: A smartphone implementation," in *Body Sensor Networks (BSN), IEEE International Conference on*, 2013 May, pp. 1-6.

[68] M. K. Mak and M. Y. Pang, "Balance confidence and functional mobility are independently associated with falls in people with Parkinson's disease," *Journal of neurology,* vol. 256, pp. 742-749, 2009.

[69] W. Dite and V. A. Temple, "Development of a clinical measure of turning for older adults," *American journal of physical medicine & rehabilitation,* vol. 81, pp. 857-866, 2002.

[70] P.-T. Cheng, M.-Y. Liaw, M.-K. Wong, F.-T. Tang, M.-Y. Lee, and P.-S. Lin, "The sit-to-stand movement in stroke patients and its correlation with falling," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation,* vol. 79, pp. 1043-1046, 1998.

[71] B. Najafi, K. Aminian, F. Loew, Y. Blanc, and P. A. Robert, "Measurement of stand-sit and sit-stand transitions using a miniature gyroscope and its application in fall risk evaluation in the elderly," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on,* vol. 49, pp. 843-851, 2002.

[72] J. M. Hausdorff, D. A. Rios, and H. K. Edelberg, "Gait variability and fall risk in community-living older adults: A 1-year prospective study," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation,* vol. 82, pp. 1050-1056, 2001.

[73] T. Michikawa, Y. Nishiwaki, T. Takebayashi, and Y. Toyama, "One-leg standing test for elderly populations," *J. of Orthopaedic Science,* vol. 14, pp. 675-685, 2009.

[74] B. A. Springer, R. Marin, T. Cyhan, H. Roberts, and N. Gill, "Normative values for the unipedal stance test with eyes open and closed," *J Geriatr Phys Ther,* vol. 30(1), pp. 8-15, 2007.

[75] F. Menegoni, E. Tacchini, M. Bigoni, L. Vismara, L. Priano, M. Galli*, et al.*, "Mechanisms underlying center of pressure displacements in obese subjects during quiet stance," *J Neuroeng and Rehabil,* vol. 8, p. 20, 2011.

[76] A. W. O. Gil, M. R. Oliveira, V. A. Coelho, C. E. Carvalho, D. C. Teixeira, and R. A. d. Silva Jr, "Relationship between force platform and two functional tests for measuring balance in the elderly," *Braz. J. Phy. Ther,* vol. 15, pp. 429-435, 2011.

[77] M. Piirtola and P. Era, "Force platform measurements as predictors of falls among older people - a review," *Gerontology,* vol. 52(1), pp. 1-16, 2006.

[78] M. Moghadam, H. Ashayeri, M. Salavati, J. Sarafzadeh, K. D. Taghipoor, A. Saeedi*, et al.*, "Reliability of center of pressure measures of postural stability in healthy older adults: Effects of postural task difficulty and cognitive load," *Gait & Posture,* vol. 33, pp. 651-655, 2011.

[79] M. E. Tinetti, D. I. Baker, G. Mc Avay, E. B. Claus, P. Garrett, M. Gottschalk*, et al.*, "A multifactorial intervention to reduce the risk of falling among elderly people living in the community," *N Engl J Med,* vol. 331, pp. 821-827, 1994.

[80] S. W. Muir, K. Berg, B. Chesworth, and M. Speechley, "Use of the Berg Balance Scale for predicting multiple falls in community-dwelling elderly people: a prospective study.," *Phys Ther,* vol. 88(4), pp. 449-59, Apr 2008

[81] M. Ganesan, P. K. Pal, A. Gupta, and T. N. Sathyaprabha, "Dynamic posturography in evaluation of balance in patients of Parkinson's disease with normal pull test: Concept of a diagonal pull test," *Parkinsonism & Related Disorders,* vol. 16, pp. 595-599, Nov 2010.

[82] J. E. Visser, L. B. Oude Nijhuis, L. Janssen, C. M. Bastiaanse, G. F. Borm, J. Duysens*, et al.*, "Dynamic posturography in Parkinson's disease: diagnostic utility of the "first trial effect"," *Cognitive, Behavioral and Systems Neuroscience,* vol. 168, pp. 387–394, 30 June 2010.

[83] H. Chaudhry, B. Bukiet, Z. Ji, and T. Findley, "Measurement of balance in computer posturography: Comparison of methods--A brief review.," *The Journal of Bodywork and Movement Therapies,* vol. 15 No. 1, pp. 82-91, 2011.

[84] A. Nelson, D. Zwick, S. Brody, C. Doran, L. Pulver, G. Rooz*, et al.*, "The validity of the GaitRite and the Functional Ambulation Performance scoring system in the analysis of Parkinson gait," *NeuroRehabilitation,* vol. 17 No. 3, pp. 255-62, 2002.

[85] T. Frenken, M. Brell, M. Gövercin, S. Wegel, and A. Hein, "aTUG: technical apparatus for gait and balance analysis within component-based Timed Up & Go using mutual ambient sensors," *Journal of Ambient Intelligence and Humanized Computing,* vol. 4, pp. 759-778, 2013.

[86] Y. Higashi, K. Yamakoshi, T. Fujimoto, M. Sekine, and T. Tamura, "Quantitative evaluation of movement using the timed up-and-go test," *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE,* vol. 27, pp. 38-46, 2008.

[87] R. Barry, O. D. Alan, R.-O. Roman, C. Lisa, N. S. Cliodhna, and A. K. Rose, "Quantitative Falls Risk Assessment Using the Timed Up and Go Test," *IEEE Transactions on biomedical Engineering,* vol. 57 (12), pp. 2918-2926, 2010 DEC.

[88] Y. Ohtaki, K. Sagawa, and H. Inooka, "A Method for Gait Analysis in a Daily Living Environment by Body-Mounted Instruments," *JSME International Journal Series C Mechanical Systems, Machine Elements and Manufacturing,* vol. 44, pp. 1125-1132, 2001.

[89] S. R. Simon, "Quantification of human motion: gait analysis—benefits and limitations to its application to clinical problems," *Journal of biomechanics,* vol. 37, pp. 1869-1880, 2004.

[90] M. Magaa and R. Velazquez, "On-shoe tactile display," in *Haptic Audio visual Environments and Games, IEEE International Workshop on*, 2008 Oct, pp. 114-119.

[91] N. Hegde, M. Bries, and E. Sazonov, "A Comparative Review of Footwear-Based Wearable Systems," *Electronics,* vol. 5, p. 48, 2016.

[92] E. S. Chumanov, C. D. Remy, and D. G. Thelen, "Computational techniques for using insole pressure sensors to analyse three-dimensional joint kinetics.," *Comput Methods Biomech Biomed Engin,* vol. 13(5), pp. 505-14, 2010 Oct.

[93] S. J. M. Bamberg, A. Y. Benbasat, D. M. Scarborough, D. E. Krebs, and J. A. Paradiso, "Gait Analysis Using a Shoe-Integrated Wireless Sensor System," *Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on,* vol. 12, pp. 413-423, 2008.

[94] H. Noshadi, S. Ahmadian, H. Hagopian, J. Woodbridge, F. Dabiri, N. Amini*, et al.*, "Hermes: Mobile balance and instability assessment system," *Proceedings of the 3rd International Conference on Bio-inpsired Systems and Signal Processing,* vol. 264–270, 2010.

[95] S. Edgar, T. Swyka, G. Fulk, and E. S. Sazonov, "Wearable shoe-based device for rehabilitation of stroke patients.," *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc,* pp. 3772-5, 2010.

[96] C. Hodapp, S. R. Edgar, G. Fulk, and E. Sazonov, "Real-time posture and activity recognition by smartshoe," in *International Conference on Environment Science and Engieering*, 2012, pp. 177-181.

[97] L. Wafai, A. Zayegh, J. Woulfe, S. M. Aziz, and R. Begg, "Identification of foot pathologies based on plantar pressure asymmetry," *Sensors,* vol. 15, pp. 20392-20408, 2015.

[98] N. Hegde, G. D. Fulk, and E. S. Sazonov, "Development of the RT-GAIT, a Real-Time feedback device to improve Gait of individuals with stroke," in *2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2015, pp. 5724-5727.

[99] F. Martinez-Marti, M. S. Martinez-Garcia, S. G. Garcia-Diaz, J. Garcia-Jiménez, A. J. Palmo, and M. A. Carvajal, "Embedded sensor insole for wireless measurement of gait parameters," *Australian Physical & Engineering Sciences in Medecine,* vol. 37, pp. 25-35, March 2014.

[100] H. Noshadi, S. Ahmadian, H. Hagopian, J. Woodbridge, F. Dabiri, N. Amini*, et al.*, "Hermes: Mobile balance and instability assessment system," *In Conference on Bio-inpsired Systems and Signal, BIOSIGNALS,* pp. 264-270, Jan 2010.

[101] S. Crea, M. Donati, S. M. M. De Rossi, C. M. Oddo, and N. Vitiello, "A wireless flexible sensorized insole for gait analysis," *Sensors,* vol. 14, pp. 1073-1093, 2014.

[102] J. Klucken, J. Barth, P. Kugler, J. Schlachetzki, T. Henze, F. Marxreiter*, et al.*, "Unbiased and mobile gait analysis detects motor impairment in Parkinson's disease," *PloS one,* vol. 8, p. e56956, 2013.

[103] H. Noshadi, S. Ahmadian, H. Hagopian, J. Woodbridge, F. Dabiri, N. Amini*, et al.*, "Hermes: Mobile balance and instability assessment system," *In Conference on Bio-inpsired Systems and Signal, BIOSIGNALS,,* pp. 264-270, 2010.

[104] 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," in *Proceedings of the Second ACM Workshop on Mobile Systems, Applications, and Services for Healthcare*, 2012, p. 5.

[105] 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 *Medical Measurements and Applications (MeMeA), IEEE International Symposium on*, May 2015, pp. 416-421.

[106] M. J.-D. Otis, J. C. Ayena, L. E. Tremblay, P. E. Fortin, and B.-A. J. Ménélas, "Use of an Enactive Insole for Reducing the Risk of Falling on Different Types of Soil Using Vibrotactile Cueing for the Elderly," *PloS one,* vol. 11, p. e0162107, 2016.

[107] B. Maki, "Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear," *J Am Geriatr Soc,* vol. 45(3), pp. 313-20, 1997 Mar.

[108] J. C. Menant, J. R. Steele, H. B. Menz, B. J. Munro, and S. R. Lord, "Effects of walking surfaces and footwear on temporo-spatial gait parameters in young and older people," *Gait & Posture,* vol. 29, pp. 392-397, 2009.

[109] D. S. Marigold and A. E. Patla, "Adapting locomotion to different surface compliances: neuromuscular responses and changes in movement dynamics," *J. of neurophysiology,* vol. 94, pp. 1733-1750, 2005 Sept.

[110] P. R. Davis, "Human factors contributing to slips, trips and falls," *Ergonomics,* vol. 26, pp. 51-59, 1983 Jan.

[111] H. H. Cohen and D. M. Cohen, "Psychophysical assessment of the perceived slipperiness of floor tile surfaces in a laboratory setting," *Journal of Safety Research,* vol. 25, pp. 19-26, 1994.

[112] G. Cappellini, Y. Ivanenko, N. Dominici, R. Poppele, and F. Lacquaniti, "Motor patterns during walking on a slippery walkway," *J Neurophysiol,* vol. 103(2), pp. 746-60, 2010 Feb.

[113] M. J.-D. Otis, "Note de cours, Automatique Industrielle," ed, 2015.

[114] S.-W. Lai, L.-T. Su, C.-H. Lin, C.-H. Tsai, F.-C. Sung, and D. P. Hsientang, "Polypharmacy increases the risk of Parkinson's disease in older people in Taiwan: A population-based study," *Psychogeriatrics,* vol. 11, pp. 150-156, 2011.

[115] Canadian Institute for Health Information, "Drug use among the elderly in the context of publicly funded drug people in Canada, 2002-2008," ed. Ottawa (Ont), ICIS, 2010, pp. 7,9,47.

[116] Health insurance for social security employees, "Poly-medication elderly: a public health issue,," ed, 2003, p. 7.

[117] E. R. Hajjar, A. C. Cafiero, and J. T. Hanlon, "Polypharmacy in elderly patients," *The American Journal of Geriatric Pharmacotherapy,* vol. 5, pp. 345-351, 2007.

[118] A. J. Campbell, M. C. Robertson, M. M. Gardner, R. N. Norton, and D. M. Buchner, "Psychotropic medication withdrawal and a home-based exercise program to prevent falls: a randomized, controlled trial," *Journal of the American Geriatrics Society,* vol. 47, pp. 850-853, 1999.

[119] ASPC, "Rapport sur les chutes des ainés au Canada," ed, 2005, p. 8.

[120] N. S. W. h. Department, "Preventing injuries from falls in older people: Background information to assist in the planning and evaluation of local area-based strategies in New South Wales," p. 43, 2001.

[121] Y. B. David A.Ganz, Paul G. Shekelle and Laurence Z. Rubenstein, "Will My Patient Fall," *American Medical Association,* vol. 297, p. 77, 2007.

[122] I. Lim, E. van Wegen, C. de Goede, M. Deutekom, A. Nieuwboer, A. Willems*, et al.*, "Effects of external rhythmical cueing on gait in patients with Parkinson's disease: a systematic review," *Clinical Rehabilitation,* vol. 19 No. 7, pp. 695-713, 2005.

[123] P. Arias and J. Cudeiro, "Effect of rhythmic auditory stimulation on gait in Parkinsonian patients with and without freezing of gait," *PLoS One,* vol. 5, p. e9675, 2010.

[124] J. Azulay, Mesure, S., B. Amblanrd, O. Blin, I. Sangla, and J. Pouget, "Visual control of locomotion in Parkinson's disease," *Brain,* vol. Vol. 122, No. 1, pp. pp. 111-120, 1999.

[125] N. Smania, A. Picelli, C. Geroin, P. Ianes, E. La Marchina, A. Zenorini*, et al.*, "Balance and Gait Rehabilitation in Patients with Parkinson's Disease," in *Diagnosis and Treatment of Parkinson's Disease*, P. A. Q. Rana, Ed., ed Italy: In Tech, 2011 sept, p. 264.

[126] T. C. Rubinstein, N. Giladi, and J. M. Hausdorff, "The power of cueing to circumvent dopamine deficits: a review of physical therapy treatment of gait disturbances in Parkinson's disease.," *Movement Disorders,* vol. 17, No. 6, pp. 1148-1160, 2002.

[127] C. de Oliveira Souza, M. C. Voos, H. F. Chien, A. F. Barbosa, R. B. Rodrigues, F. C. Fonoff*, et al.*, "Combined auditory and visual cueing provided by eyeglasses influence gait performance in Parkinson Disease patients submitted to deep brain stimulation: a pilot study," *International Archives of Medicine,* vol. 8, 2015.

[128] W. C. Yang, H. B. Chen, W. L. Hsu, and K. H. Lin, "Motion analysis of real-time somatosensory cue on freezing of gait during turning in people with Parkinson's disease," *Physiotherapy,* vol. 101, Supplement 1, p. e880, 2015.

[129] P. A. Rocha, G. M. Porfírio, H. B. Ferraz, and V. F. M. Trevisani, "Effects of external cues on gait parameters of Parkinson's disease patients: A systematic review," *Clinical Neurology and Neurosurgery,* vol. 124, pp. 127-134, 2014.

[130] A. Delval, C. Moreau, S. Bleuse, C. Tard, G. Ryckewaert, D. Devos*, et al.*, "Auditory cueing of gait initiation in Parkinson's disease patients with freezing of gait," *Clinical Neurophysiology,* vol. 125, pp. 1675-1681, 2014.

[131] J. Martin, "The basal ganglia and posture Pitman," ed: London, 1967.

[132] G. C. McIntosh, S. H. Brown, R. R. Rice, and M. H. Thaut, "Rhythmic auditory-motor facilitation of gait patterns in patients with Parkinson's disease," *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry,* vol. 62, pp. 22-26, 1997.

[133] M. Suteerawattananon, G. Morris, B. Etnyre, J. Jankovic, and E. Protas, "Effects of visual and auditory cues on gait in individuals with Parkinson's disease," *Journal of the neurological sciences,* vol. 219, pp. 63-69, 2004.

[134] T. E. Howe, B. Lövgreen, F. Cody, V. Ashton, and J. Oldham, "Auditory cues can modify the gait of persons with early-stage Parkinson's disease: a method for enhancing parkinsonian walking performance?," *Clinical Rehabilitation,* vol. 17, pp. 363-367, 2003.

[135] A.-M. Willems, A. Nieuwboer, F. Chavret, K. Desloovere, R. Dom, L. Rochester*, et al.*, "The use of rhythmic auditory cues to influence gait in patients with Parkinson's disease, the differential effect for freezers and non-freezers, an explorative study," *Disability and rehabilitation,* vol. 28, pp. 721-728, 2006.

[136] M. Thaut, G. McIntosh, R. Rice, R. Miller, J. Rathbun, and J. Brault, "Rhythmic auditory stimulation in gait training for Parkinson's disease patients," *Movement disorders,* vol. 11, pp. 193-200, 1996.

[137] P. Arias and J. Cudeiro, "Effects of rhythmic sensory stimulation (auditory, visual) on gait in Parkinson's disease patients," *Experimental Brain Research,* vol. 186, pp. 589-601, 2008.

[138] C. Moreau, L. Defebvre, S. Bleuse, J. Blatt, A. Duhamel, B. Bloem*, et al.*, "Externally provoked freezing of gait in open runways in advanced Parkinson's disease results from motor and mental collapse," *Journal of neural transmission,* vol. 115, pp. 1431-1436, 2008.

[139] C. Dibenedetto and M. Oleson, "Intelligent footwear systems," ed: Google Patents, 2007.

[140] A. Chan, K. MacLean, and J. McGrenere, "Learning and identifying haptic icons under workload," in *Eurohaptics Conference, 2005 and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, 2005. World Haptics 2005. First Joint*, 2005, pp. 432-439.

[141] M. E. Tinetti, "Performance-Oriented Assessment of Mobility Problems in Elderly Patients," *Journal of the American Geriatrics Society,* vol. 34, pp. 119-126, 1986.

[142] S. Sprager and D. Zazula, "Impact of different walking surfaces on gait identification based on higher-order statistics of accelerometer data," in *Signal and Image Processing Applications (ICSIPA), IEEE International Conference on*, 2011, pp. 360-365.

[143] M. N. K. Boulos, S. Wheeler, C. Tavares, and R. Jones, "How smartphones are changing the face of mobile and participatory healthcare: an overview, with example from eCAALYX," *BioMedical Engineering OnLine,* vol. 10, pp. 24-24, 2011.

[144] E. Kyriacou, S. Pavlopoulos, A. Berler, M. Neophytou, A. Bourka, A. Georgoulas*, et al.*, "Multi-purpose HealthCare Telemedicine Systems with mobile communication link support," *BioMedical Engineering OnLine,* vol. 2, pp. 7-7, 2003.

[145] L. J. Smart, T. A. Stoffregen, and B. G. Bardy, "Visually induced motion sickness predicted by postural instability," *Hum. Fact,* vol. 44, pp. 451–465, 2002.

[146] R. Stemplewski, J. Maciaszek, W. Osiński, and R. Szeklicki, "Test-Retest Reliability of Measurements of the Center of Pressure Displacement in Quiet Standing and During Maximal Voluntary Body Leaning Among Healthy Elderly Men," *J Hum Kinet,* vol. 28, pp. 15–23, Jun 2011.

[147] A. G. Rodrigo, S. Rony, A. R. Francisco, A. A. David, and A. O. Pablo, "Relationship between unipedal stance test score and center of pressure velocity in elderly," *Rev Esp Geriatr Gerontol,* vol. 46(5), pp. 256-60, Sep-Oct 2011

[148] J. C. Ayena, H. Zaibi, M. J. D. Otis, and B. A. J. Ménélas, "Home-Based Risk of Falling Assessment Test Using a Closed-Loop Balance Model," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering,* vol. 24, pp. 1351-1362, 2016.

[149] R. J. Peterka, "Postural control model interpretation of stabilogram diffusion analysis," *Biological Cybernetics,* vol. 82, pp. 335-343, 2000.

[150] A. L. Hof, M. G. Gazendam, and W. E. Sinke, "The condition for dynamic stability," *J Biomech,* vol. 38, pp. 1-8, Jan 2005.

[151] S. J. Wood, F. O. Black, H. G. MacDougall, and S. T. Moore, "Electrotactile feedback of sway position improves postural performance during galvanic vestibular stimulation," *Ann N Y Acad Sci,* vol. 1164, pp. 492-8, May 2009.

[152] 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.

[153] 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.

[154] A. Ishida, T. Masuda, H. Inaoka, and Y. Fukuoka, "Stability of the human upright stance depending on the frequency of external disturbances," *Med Biol Eng Comput,* vol. 46, pp. 213-21, March 2008.

[155] 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.

[156] M. Patel, P. A. Fransson, R. Johansson, and M. Magnusson, "Foam posturography: standing on foam is not equivalent to standing with decreased rapidly adapting mechanoreceptive sensation," *Experimental Brain Research,* vol. 208, pp. 519-527, 2011.

[157] 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.

[158] H. Zaibi, "Conception, réalisation et évaluation d'un modèle biomécanique lié à l'équilibre inclus dans une orthèse pour les personnes ayant un déficit moteur " University of Quebec At Chicoutimi2016.

[159] C. Frank, S. Anthony, K. Lon, H. Jacob, and G. Richard, "A Transfer of Training Study of Control Loader Dynamics," in *AIAA Modeling and Simulation Technologies Conference*, ed: American Institute of Aeronautics and Astronautics, 2011.

[160] M. Gilbert, "Principles of pressure transducers, resonance, damping and frequency response," *Anaesthesia & Intensive Care Medicine,* vol. 13, pp. 1-6, 2012.

[161] D. T. McRuer and E. S. Krendel, "Mathematical models of human pilot behavior," *NTIS, Springfield,* 1974.

[162] J. A. Lusardi, C. L. Blanken, M. C. R. Ott, C. A. Malpica, and W. v. Grünhagen, "In Flight Evaluation of Active Inceptor Force-Feel Characteristics and Handling Qualities," in *Proceedings of the 68th Annual Forum of the American Helicopter Society, Phoenix, AZ*, ed, May 2012

[163] M. Cenciarini, P. J. Loughlin, P. J. Sparto, and M. S. Redfern, "Stiffness and Damping in Postural Control Increase With Age," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on,* vol. 57, pp. 267-275, 2010.

[164] J. Park, N. Pažin, J. Friedman, V. M. Zatsiorsky, and M. L. Latash, "Mechanical properties of the human hand digits: Age-related differences," *Clinical Biomechanics,* vol. 29, pp. 129-137, Feb 2014.

[165] 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,* vol. 132, pp. 2139–2150, 2009.

[166] 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.

[167] M. Stalin and C. L. Bennett, "Development of an Insole System for Real-time Capture of Ground Reaction Forces in Lower-limb Amputees," in *Biomedical Engineering Conference (SBEC), 29th Southern*, May 2013, pp. 137-138.

[168] M. J. Campbell, A. J. McComas, and F. Petito, "Physiological changes in ageing muscles," *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry,* vol. 36, pp. 174-182, 1973.

[169] 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.

[170] T. Marasovic, M. Cecic, and V. Zanchi, "Analysis and interpretation of ground reaction forces in normal gait," *WTOS,* vol. 8, pp. 1105-1114, 2009.

[171] M. Nolano, V. Provitera, A. Estraneo, M. M. Selim, G. Caporaso, A. Stancanelli*, et al.*, "Sensory deficit in Parkinson's disease: evidence of a cutaneous denervation," vol. 131, pp. 1903-1911, May 2008.

[172] 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.

[173] J. Filiatrault, M. Parisien, S. Laforest, C. Genest, L. Gauvin, M. Fournier*, et al.*, "Implementing a community-based falls-prevention program: From drawing board to reality," *Canadian Journal on Aging,* vol. 26(3), pp. 213–225, 2007.

[174] J. T. Chang, S. C. Morton, L. Z. Rubenstein, W. A. Mojica, M. Maglione, M. J. Suttorp*, et al.*, "Interventions for the prevention of falls in older adults: systematic review and meta-analysis of randomised clinical trials," *BMJ,* vol. 328, p. 680, 2004-03-18 22:59:13 2004.

[175] C. Weiss, H. Tamimi, and A. Zell, "A combination of vision- and vibration-based terrain classification," in *Intelligent Robots and Systems, IEEE International Conference on*, 2008 Sept, pp. 2204-2209.

[176] K. Kisung, K. Kwangjin, K. Wansoo, Y. SeungNam, and H. Changsoo, "Performance comparison between neural network and SVM for terrain classification of legged robot," in *SICE Annual Conference,*, 2010, pp. 1343-1348.

[177] M. A. Hoepflinger, C. D. Remy, M. Hutter, L. Spinello, and R. Siegwart, "Haptic terrain classification for legged robots," in *Robotics and Automation (ICRA), IEEE International Conference on*, 2010 May, pp. 2828-2833.

[178] E. R. Fahn S, UPDRS Program Members. Unified Parkinson's, M. C. disease rating scale. In: Fahn S, Goldstein, C. D. M, editors. Recent developments in Parkinson's disease, N. M. H. I. Vol. 2. Florham Park, and 1987. p 153–163.

[179] M. E. Tinetti, D. Richman, and L. Powell, "Falls efficacy as a measure of fear of falling," *Journal of gerontology,* vol. 45, pp. P239-P243, 1990.

[180] D. M. Bushnell and M. L. Martin, "Quality of life and Parkinson's disease: translation and validation of the US Parkinson's Disease Questionnaire (PDQ-39)," *Quality of Life Research,* vol. 8, pp. 345-350, 1999.

[181] G. N. Lewis, W. D. Byblow, and S. E. Walt, "Stride length regulation in Parkinson's disease: the use of extrinsic, visual cues," *Brain,* vol. 123 (Pt 10), pp. 2077-90, 2000.

[182] C. A. Lohnes and G. M. Earhart, "The impact of attentional, auditory, and combined cues on walking during single and cognitive dual tasks in Parkinson disease," *Gait & Posture,* vol. 33, pp. 478-483, 2011.

[183] 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 & Related Disorders,* vol. 15, pp. 697-702, 2009 May.

[184] S. Ayub, X. Zhou, S. Honary, A. Bahraminasab, and B. Honary, "Sensor Placement Modes for Smartphone Based Pedestrian Dead Reckoning," in *Computer, Informatics, Cybernetics and Applications*. vol. 107, X. He, E. Hua, Y. Lin, and X. Liu, Eds., ed: Springer Netherlands, 2012, pp. 123-132.

[185] J. Kim, H. Jang, D. Hwang, and C. Park, "A Step, Stride and Heading Determination for the Pedestrian Navigation System," *Journal of Global Positioning Systems,* vol. 3, pp. 273-279, 2004.

[186] A. Gabell and U. Nayak, "The effect of age on variability in gait," *J Gerontol,* vol. 39(6), pp. 662-6, Nov 1984

[187] G. Azizah, "Characterisitcs of bait and walking effects of a sensory change information on programming and implementation of first step in seniors fallers, nonfallers and youth adults," Ph.D. Ph.D., Medicine Department, Laval University, National Library of Canada, 2001 August.

[188] H. G. Kang, A. M. Galica, A. A. Priplata, O. V. Starobinets, S. E. D'Andrea, J. J. Collins*, et al.*, "Gait Variability Is Reduced by Sub-threshold Vibrations to The Feet," in *North American Congress on Biomechanics*, 2008.

[189] G. Frazzitta, R. Maestri, D. Uccellini, G. Bertotti, and P. Abelli, "Rehabilitation treatment of gait in patients with Parkinson's disease with freezing: a comparison between two physical therapy protocols using visual and auditory cues with or without treadmill training," *Mov Disord,* vol. 24(8), pp. 1139-43, 2009 Jun 15.

[190] A. Nieuwboer and N. Giladi, "Characterizing freezing of gait in Parkinson's disease: Models of an episodic phenomenon," *Movement Disorders,* vol. 28, pp. 1509-1519, 2013.

[191] L. E. Dibble and M. Lange, "Predicting falls in individuals with Parkinson disease: a reconsideration of clinical balance measures," *Journal of Neurologic Physical Therapy,* vol. 30, pp. 60-67, 2006.

[192] G. Sprint, D. Cook, and D. Weeks, "Towards Automating Clinical Assessments: A Survey of the Timed Up and Go (TUG)," *Biomedical Engineering, IEEE Reviews in,* vol. PP, pp. 64-77, 2015.

[193] K. Baker, L. Rochester, and A. Nieuwboer, "The effect of cues on gait variability—Reducing the attentional cost of walking in people with Parkinson's disease," *Parkinsonism & Related Disorders,* vol. 14, pp. 314-320, 2008.

[194] M. Muaaz and C. Nickel, "Influence of different walking speeds and surfaces on accelerometer-based biometric gait recognition," in *Telecommunications and Signal Processing (TSP), 35th International Conference on*, 2012, pp. 508-512.

[195] O. Moore, C. Peretz, and N. Giladi, "Freezing of gait affects quality of life of peoples with Parkinson's disease beyond its relationships with mobility and gait," *Movement Disorders,* vol. 22, pp. 2192-2195, 2007.

[196] V. Pardo, D. Knuth, B. McDermott, J. Powell, and A. Goldberg, "Validity, reliability and minimum detectable change of the maximum step length test in people with stroke," *Journal of the Neurological Sciences,* vol. 325, pp. 74-78, 2013.

[197] S. J. Lee, J. Y. Yoo, J. S. Ryu, H. K. Park, and S. J. Chung, "The effects of visual and auditory cues on freezing of gait in patients with Parkinson disease," *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation,* vol. 91, pp. 2-11, 2012.

[198] S. J. Spaulding, B. Barber, M. Colby, B. Cormack, T. Mick, and M. E. Jenkins, "Cueing and Gait Improvement Among People With Parkinson's Disease: A Meta-Analysis," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation,* vol. 94, pp. 562-570, 2013.

[199] D. Podsiadlo and S. Richardson, "The timed “up and go”: a test of basic functional mobility for frail elderly persons," *J Am Geriatr Soc,* vol. 39, pp. 142-148, 1991.

[200] L. K. Boulgarides, S. M. McGinty, J. A. Willett, and C. W. Barnes, "Use of clinical and impairment-based tests to predict falls by community-dwelling older adults Phys," *Ther,* vol. 83 pp. 328–39, 2003

[201] O. A. Donoghue, N. F. Horgan, G. M. Savva, H. Cronin, C. O'Regan, and R. A. Kenny, "Association Between Timed Up-and-Go and Memory, Executive Function, and Processing Speed," *Journal of the American Geriatrics Society,* vol. 60, pp. 1681-1686, 2012.

[202] E. E. Stone and M. Skubic, "Mapping Kinect-based in-home gait speed to TUG time: A methodology to facilitate clinical interpretation," in *Pervasive Computing Technologies for Healthcare (PervasiveHealth), 7th International Conference on*, 2013, pp. 57-64.

[203] M. Marschollek, G. Nemitz, M. Gietzelt, K. H. Wolf, H. Meyer zu Schwabedissen, and R. Haux, "Predicting in-patient falls in a geriatric clinic," *Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie,* vol. 42, pp. 317-322, 2009.

[204] B. R. Greene, A. O. Donovan, R. Romero-Ortuno, L. Cogan, C. N. Scanaill, and R. A. Kenny, "Quantitative Falls Risk Assessment Using the Timed Up and Go Test," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on,* vol. 57, pp. 2918-2926, 2010.

[205] D. Gagnon, B. A. J. Menelas, and M. J. D. Otis, "Qualitative Risk of Falling Assessment Based on Gait Abnormalities," in *Systems, Man, and Cybernetics (SMC), IEEE International Conference on*, Oct 2013, pp. 3966-3971.

[206] V. Lugade, V. Lin, A. Farley, and L.-S. Chou, "An artificial neural network estimation of gait balance control in the elderly using clinical evaluations," *PloS one,* vol. 9, p. e97595, 2014.

[207] M. B. Brahem, J. C. Ayena, M. J. D. Otis, M. B. A. J, and las, "Risk of Falling Assessment on Different Types of Ground Using the Instrumented TUG," in *Systems, Man, and Cybernetics (SMC), IEEE International Conference on*, 2015, pp. 2372-2377.

[208] A. Weiss, T. Herman, M. Plotnik, M. Brozgol, I. Maidan, N. Giladi*, et al.*, "Can an accelerometer enhance the utility of the Timed Up & Go Test when evaluating patients with Parkinson's disease?," *Medical engineering & physics,* vol. 32, pp. 119-125, 2010.

[209] M. Yang, H. Zheng, H. Wang, S. McClean, and D. Newell, "iGAIT: An interactive accelerometer based gait analysis system," *Computer methods and programs in biomedicine,* vol. 108, pp. 715-723, 2012.

[210] N. A. Capela, E. D. Lemaire, and N. Baddour, "Novel algorithm for a smartphone-based 6-minute walk test application: algorithm, application development, and evaluation," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation,* vol. 12, p. 19, 2015.

[211] H. Hirschfeld, M. Thorsteinsdottir, and E. Olsson, "Coordinated ground forces exerted by buttocks and feet are adequately programmed for weight transfer during sit-to-stand," *Journal of neurophysiology,* vol. 82, pp. 3021-3029, 1999.

[212] D. Vervoort, N. Vuillerme, N. Kosse, T. Hortobágyi, and C. J. Lamoth, "Multivariate Analyses and Classification of Inertial Sensor Data to Identify Aging Effects on the Timed-Up-and-Go Test," *PloS one,* vol. 11, p. e0155984, 2016.

[213] K. Kerr, J. White, D. Barr, and R. Mollan, "Analysis of the sit-stand-sit movement cycle in normal subjects," *Clinical Biomechanics,* vol. 12, pp. 236-245, 1997.

[214] M. E. Hahn, A. M. Farley, V. Lin, and L.-S. Chou, "Neural network estimation of balance control during locomotion," *Journal of Biomechanics,* vol. 38, pp. 717-724, 2005.

[215] J. Barton and A. Lees, "An application of neural networks for distinguishing gait patterns on the basis of hip-knee joint angle diagrams," *Gait & Posture,* vol. 5, pp. 28-33, 1997.

[216] F. B. Horak, D. M. Wrisley, and J. Frank, "The balance evaluation systems test (BESTest) to differentiate balance deficits," *Physical therapy,* vol. 89, pp. 484-498, 2009.

[217] K. Potter and K. Brandfass, "The Mini-Balance Evaluation Systems Test (Mini-BESTest)," *Journal of physiotherapy,* vol. 61, p. 225, 2015.

[218] A. Yingyongyudha, V. Saengsirisuwan, W. Panichaporn, and R. Boonsinsukh, "The Mini-Balance Evaluation Systems Test (Mini-BESTest) demonstrates higher accuracy in identifying older adult participants with history of falls than do the BESTest, Berg Balance Scale, or Timed Up and Go Test," *Journal of Geriatric Physical Therapy,* vol. 39, pp. 64-70, 2016.