



MÉMOIRE

PRÉSENTÉ À

L'UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À CHICOUTIMI

COMME EXIGENCE PARTIELLE

DE LA MAÎTRISE EN INGÉNIERIE

PAR

MAHMOUD BEN BRAHEM

**CONCEPTION, RÉALISATION ET ÉTUDE D'UN DISPOSITIF D'ÉVALUATION DES
RISQUES DE DÉSÉQUILIBRE LORS DE LA MARCHÉ**

MAI 2016

RÉSUMÉ

La dégradation du contrôle postural observée avec l'âge est en partie responsable du problème d'équilibre chez les aînés, essentiellement pendant la marche. En effet, une perte progressive du tonus postural génère une démarche irrégulière, et augmente, par conséquent, le risque de chute [5]. L'état de santé des personnes âgées se trouve considérablement affecté après une chute et conduit souvent à l'hospitalisation et par la suite à l'isolement. Cela constitue une grande préoccupation, pour elles, pour leur entourage et la société. Le risque de chute est également plus important dans certaines pathologies chroniques comme la maladie de Parkinson et les différentes Ataxies [6, 7]. Ce risque dépend de facteurs intrinsèques liés à des problèmes de santé (déficience visuelle, une diminution de la mobilité des membres inférieurs, la dégradation proprioceptive et les troubles cognitifs [9], troubles d'origine médicamenteuse), et de facteurs extrinsèques liés à l'environnement (faible luminosité, conditions climatiques particulières, et les sols glissants ou déformables) [10]. Le sol étant un facteur de risque externe majeur, il s'avère crucial d'évaluer le niveau de risques de chute en fonction des propriétés physiques des sols (dureté, déformation, et adhérence), et en fonction de leur composition (béton, terre, parquet, sable, et le gravier).

La première approche pour pallier les chutes consiste à intervenir en urgence pour les prendre en charge. Mais ceci ne réduit pas les conséquences souvent dramatiques qui en découlent. La deuxième approche vise à réduire la probabilité d'occurrence et idéalement les éliminer. Les tests classiques utilisés pour l'évaluation de l'équilibre d'une personne comme celui du *Berg Balance Scale* ou du TUG « Test de la chaise chronométré » sont subjectifs [11]. En revanche les mesures réalisées par les capteurs de mouvement positionnés sur le corps sont objectives et complètent par conséquent les tests classiques. Les tests cliniques utilisés pour l'évaluation des risques de chute comme le TUG soit le « Test de la chaise chronométré » ont récemment été améliorés par l'introduction d'instrumentations, spécialement des capteurs portés sur le corps (iTUG). Mais l'évaluation par le TUG instrumenté (iTUG) ne prend pas en considération la capacité de mesure sur des types de sols différents [12].

Ce projet de recherche a donc comme objectif de développer un dispositif mécatronique portable qui permettra de mesurer les risques de chute lors des activités quotidiennes. Il s'agit d'un appareil simple d'utilisation et non invasif, équipé d'une centrale inertielle et de capteurs. Sa fonction principale sera d'évaluer les différents facteurs sélectionnés pour le calcul d'un risque de chute. À cet effet, nous présenterons, une nouvelle méthodologie d'évaluation des risques de chute basée sur la mesure quantitative des paramètres de la démarche en vue d'améliorer le test TUG instrumenté. Le dispositif de mesure proposé sera développé en considérant différents types de sols susceptibles d'avoir un impact sur la démarche humaine. Ainsi il est prévu que, la simulation d'un environnement réel de la marche améliore grandement la capacité de différencier les niveaux de risque par une évaluation quantitative des paramètres quantitativement les paramètres intrinsèques à la démarche. Ce dispositif peut aussi mesurer les paramètres environnementaux comme la température, l'humidité et la pression atmosphérique pour une meilleure évaluation au quotidien des risques de chute. La méthode privilégiée et employée dans ces travaux de recherche est celle de la logique floue permettant d'établir une gamme de niveaux de risques différenciables. L'objectif final de ce dispositif sera de transmettre, en fonction du temps et de manière fiable, un message tactile lorsqu'un risque est détecté, cependant cela ne sera pas abordé dans ces travaux de recherche.

REMERCIEMENTS

J'exprime ma profonde gratitude et ma reconnaissance à mon directeur de recherche monsieur Martin OTIS, professeur au département des sciences appliquées de l'Université du Québec à Chicoutimi pour m'avoir donné l'opportunité d'entreprendre ce projet et pour son soutien indéfectible et ses conseils judicieux. J'exprime également ma profonde gratitude à mon codirecteur de recherche monsieur Bob-Antoine MÉNÉLAS, professeur au département d'informatique et de mathématique de l'UQAC pour ses remarques pertinentes, ses critiques et ses commentaires constructifs.

Je tiens également à remercier tous ceux qui ont participé à l'élaboration de ma maîtrise, que ce soit par la participation aux diverses expérimentations que j'ai menées ou par leurs conseils et leurs suggestions variées.

Je n'oublie pas aussi tous mes collègues étudiants du LAIMI, avec lesquels j'ai eu de nombreux échanges constructifs.

Je dédie ce mémoire à toute ma famille, en particulier à mon père et à ma mère. Je n'oublie pas ma chère épouse qui est un véritable soutien affectif et moral. Un spécial merci aussi à tous les amis d'ici et d'ailleurs pour leurs encouragements au fil des ans.

TABLE DES MATIÈRES

RÉSUMÉ	i
REMERCIEMENTS	iii
TABLE DES MATIÈRES	iv
LISTE DES TABLEAUX	vii
LISTE DES FIGURES	viii
Chapitre 1 INTRODUCTION	1
1.1 PROBLÉMATIQUE	1
Chapitre 2 ÉTAT DE L’ART	5
2.1 INTRODUCTION	5
2.2 CONTEXTE DES CHUTES	6
2.3 EXPLORATION DE LA MARCHÉ	8
2.3.1 LES CYCLES DE LA MARCHÉ	9
2.3.2 LES PARAMÈTRES CARACTÉRISTIQUES DE LA MARCHÉ.....	11
2.3.3 LES BASES PHYSIOLOGIQUES ET ANATOMIQUES DE LA MARCHÉ	12
2.3.4 MÉTHODES D’ANALYSE DE LA MARCHÉ.....	13
2.4 INSTRUMENTS DE MESURE PORTABLES	13
2.4.1 DISPOSITIFS FIXÉS SUR LA JAMBE.....	14
2.4.2 DISPOSITIFS FIXÉS À LA CEINTURE	15
2.4.3 DISPOSITIFS FIXÉS À LA CHAUSSURE	15
2.5 LES TESTS CLINIQUES USUELS	16
2.5.1 LE TEST DE BERG.....	16
2.5.2 LE TEST DGI (DYNAMIC GAIT INDEX)	17
2.5.3 LE TEST DE <i>timed UP AND GO</i> (TUG)	17
2.5.4 LE TEST DE TINETTI	18
2.6 EFFET DE L’ÂGE SUR LES PARAMÈTRES DE LA MARCHÉ	19
2.7 LES TROUBLES DE LA MARCHÉ	20
2.8 LA MALADIE DE PARKINSON	20
2.9 DÉFINITION ET ANALYSE D’UNE CHUTE	22
2.9.1 LES FACTEURS DE RISQUE DE CHUTE	22

2.9.2	LES FACTEURS INTRINSÈQUES	22
2.9.3	LES FACTEURS EXTRINSÈQUES	23
2.10	CONCLUSION	25
Chapitre 3 MÉTHODOLOGIE ET EXPÉRIMENTATION INITIALE		26
3.1	INTRODUCTION	26
3.2	Conception du système	26
3.3	CONCEPTION DU SYSTÈME	28
3.3.1	CONTRAINTES DE CONCEPTION MÉCANIQUE DU DISPOSITIF.....	28
3.3.2	CHOIX DU MATÉRIAU POUR LE PROTOTYPE (NATURE ET FORME).....	29
3.3.3	PROCÉDÉ DE FABRICATION DU DISPOSITIF	36
3.4	CONCEPTION ÉLECTRONIQUE DU DISPOSITIF	37
3.5	DÉTECTION DES PHASES DE LA MARCHÉ.....	38
3.6	VARIABILITÉ DES PARAMÈTRES DE LA MARCHÉ.....	44
3.7	MÉTHODOLOGIE EXPÉRIMENTALE	46
3.7.1	APPROBATION D'ÉTIQUE.....	47
3.7.2	ÉTAPES DE L'ÉVALUATION DE LA MARCHÉ.....	47
3.7.3	DÉROULEMENT DE L'EXPÉRIMENTATION	47
3.7.4	LE SYSTÈME 3D DE DÉTECTION DE MOUVEMENT	48
3.7.5	CONFIGURATION DE L'ENVIRONNEMENT D'EXPÉRIMENTATION : LES SOLS UTILISÉS	50
3.7.6	TEST DE LA CHAISE CHRONOMÉTRÉ (TUG) POUR L'ÉVALUATION DU RISQUE.....	51
3.7.7	MODÉLISATION DE LA POSTURE EN ÉQUILIBRE PENDANT LA MARCHÉ.....	53
3.8	CONCLUSION	56
Chapitre 4 CALCUL DU RISQUE DE CHUTE.....		57
4.1	INTRODUCTION	57
4.2	LA LOGIQUE FLOUE.....	58
4.3	DÉVELOPPEMENT DE L'ALGORITHME DE LOGIQUE FLOUE	60
4.4	MÉTHODOLOGIE DE CALCUL DU RISQUE.....	64
4.5	CONCLUSION	68
Chapitre 5 CONCLUSION		69
	TRAVAUX FUTURS.....	71
BIBLIOGRAPHIE		72

ANNEXE A	LES GRILLES DES TESTS MÉDICAUX.....	80
A.1	TEST DE BERG	80
A.2	LE TEST DE GET UP AND GO (TUG)	81
ANNEXE B	MATÉRIAU UTILISÉ	84
ANNEXE C	RÈGLES DE LOGIQUE FLOUE	86
ANNEXE D	IMPRIMANTE 3D	90
ANNEXE E	APPROBATION D'ÉTHIQUE	92

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1 - Effet de l'âge sur les paramètres de la marche [56].....	19
Tableau 2 - Classification des troubles de la marche et de l'équilibre.....	20
Tableau 3 - Facteurs de risque de chute [3]	24
Tableau 4 – Caractéristiques du matériau du premier prototype	30
Tableau 5 – Caractéristiques du maillage	30
Tableau 6 – Simulation de contraintes sur le prototype	32
Tableau 7 – Caractéristiques des différents matériaux d'impression 3D.....	33
Tableau 8 - Les composantes du circuit électronique de notre dispositif [76].....	38
Tableau 9 - Impact des variabilités sur le risque de chute	45

LISTE DES FIGURES

Figure 1 - Description du concept de calcul du risque.....	2
Figure 2- Taux estimés pour 1000 personnes de blessures liées à une chute par sexe, pour des adultes âgés de plus de 65ans (agence de la santé publique au Canada 2014)	6
Figure 3- Taux d'hospitalisation liés à une chute par sexe et par groupe d'âge, adultes de 65 ans et plus. Canada année financière 2010-2011 (institut canadien d'information sur la santé 2010) ...	7
Figure 4- Hospitalisation liée à une chute, par lieu de chute, adultes de 65 ans et plus (les données de toutes les années financières sont regroupées, institut canadien dur la santé 2010)	7
Figure 5 - Les phases de la marche [35].....	10
Figure 6 - Les paramètres spatiaux de la marche [36]	12
Figure 7 - Les compartiments nécessaires aux mouvements [2].....	13
Figure 8 - Exemple de dispositif à la jambe [1]	14
Figure 9 - Dispositif d'étude des paramètres de la marche [8].....	14
Figure 10 - Exemple de dispositif à la chaussure [4]	16
Figure 11 - Le test de get up and go (TUG) [3]	18
Figure 12 – Maillage de la pièce principale	31
Figure 13 – Schéma technique du deuxième prototype	34
Figure 14. Parties mécanique et électronique du dispositif.....	36
Figure 15 - Imprimante 3D Connex 350	37
Figure 16 - Méthode d'intégration du signal	41
Figure 17 - Processus de détection des phases de la marche	42
Figure 18 - Processus de traitement des signaux d'accélération [34]	43
Figure 19 - Caméras	48
Figure 20. Matériel de l'iTUG	49
Figure 21 - Suivi de la trajectoire du pied.....	49
Figure 22. Disposition des caméras sur le plancher	51
Figure 23 - Résultats du test TUG sur différents types de sol.....	52
Figure 24 - Temps réalisé par les participants sur différents types de sols.....	53
Figure 25 - Modélisation du corps humain	54
Figure 26 - Composition des règles de la logique floue.....	59

Figure 27. Exemples de fonction d'appartenance.....	61
Figure 28 - Entrée et sortie du niveau de risque.....	63
Figure 29 - Processus de calcul de la logique floue	64
Figure 30 - Méthodologie de calcul de risque.....	64
Figure 31. Exemple de variabilité chez un participant (I).....	65
Figure 32. Niveau de risque du participant (I)	65
Figure 33 - Niveau de risque sur les différents types de sols.....	66
Figure 34 - Niveau de risque par rapport au béton.....	67

CHAPITRE 1

INTRODUCTION

Les chutes suite à un déséquilibre de la marche, apparaissant fréquemment avec l'âge, constituent un réel problème de santé publique amplifié par l'augmentation nette de la population vieillissante [13]. Elles sont à l'origine de dommages physiques et psychologiques chez les personnes âgées engendrant souvent des frais considérables de prise en charge et des symptômes post chute à l'origine d'une sidération des automatismes acquis. Plusieurs stratégies sont mises à l'œuvre pour traiter ces chutes et pallier à toutes les conséquences. Ce constat souligne le besoin d'élaborer plutôt des moyens de prévention des chutes, idée qui a toute sa place dans ce contexte. Or, pour qu'un programme de prévention soit efficace, il doit prendre en considération et cibler les facteurs susceptibles de favoriser les chutes. On peut alors se questionner sur la performance des moyens utilisés pour éviter une chute. Il existe présentement quelques programmes de prévention qui visent à réduire les chutes chez les personnes âgées. Tinetti et coll. [14] ont démontré l'efficacité d'un programme de prévention, chez certains patients sujets aux chutes. Dans leur étude sur différents types d'interventions effectuées sur des échantillons allant de vingt à mille sujets, Gillespie et coll. [15] montrent que le renforcement musculaire, l'ajustement des médicaments et l'étude de risque dans le milieu de vie contribuent à la réduction des chutes dans ce groupe d'âge.

1.1 PROBLÉMATIQUE

Néanmoins, malgré les résultats prometteurs de ces programmes, peu d'entre eux sont à même de fournir une aide immédiate lorsqu'une personne à risque évolue dans un environnement non contrôlé. Les aspects préventifs de ce processus, bien que très peu abordés, demeurent la meilleure approche pour prendre en charge cette question. Notre intérêt s'est donc porté à la mise au point d'un système de prévention d'une chute, dédié aux personnes âgées lors de la marche. Notre objectif serait de détecter et d'anticiper à tout moment de la marche, un éventuel risque de chute et en avertir la personne. Nous tenterons plus précisément de valider l'hypothèse que, par une chaussure instrumentée, il est possible de repérer les risques pouvant causer une chute et en avertir efficacement l'utilisateur.

Les chutes sont souvent le résultat d'une interaction entre des facteurs extrinsèques en lien avec l'environnement physique (type de sol et conditions climatiques), et des facteurs intrinsèques associés à la santé de l'individu (diminution des facultés visuelles, altération de la mobilité des membres inférieurs, dégradation proprioceptive et dépréciation cognitive) [9]. Ces faits nous emmènent à étudier ces différents paramètres afin d'évaluer le risque de chute dans les tests cliniques et proposer une amélioration du diagnostic basée sur les tests instrumentés (iTUG). Le niveau de risque est basé sur types de paramètres liés au sol, la marche et les habitudes de la personne comme le montre la figure 1. Le système présenté dans ce projet peut être utilisé afin d'étalonner l'algorithme pour chaque personne dans un environnement contrôlé, et de l'adapter ensuite aux activités quotidiennes (ADL).

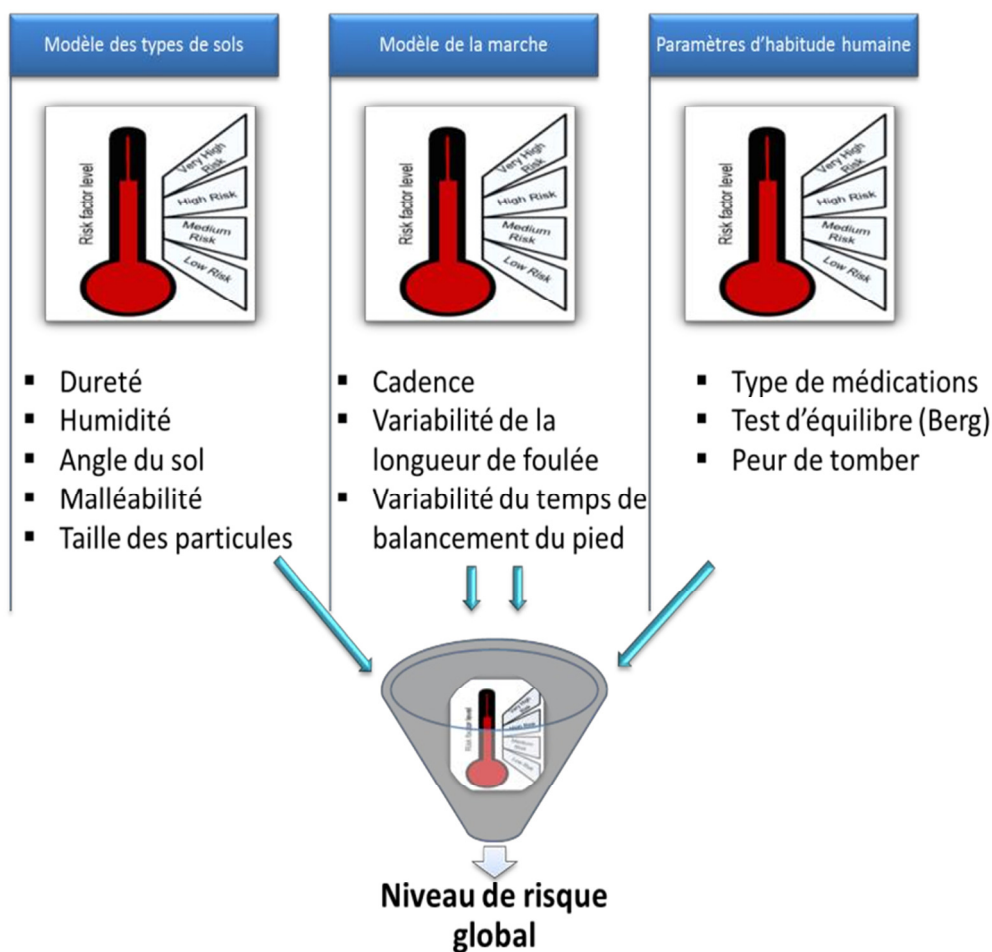


Figure 1 - Description du concept de calcul du risque

1.2 MÉTHODOLOGIE

Le TUG est l'un des multiples tests utilisés dans l'analyse des problèmes de l'équilibre. Il en existe d'autres, comme le test *Tinelli* [16] et le test *Sit To Stand* (STST) [17]. Lors du test TUG [18], le participant se lève d'une chaise, marche tout droit sur une distance de trois mètres, tourne, puis revient s'asseoir. Plusieurs recherches se sont intéressées au TUG. Le premier critère d'évaluation du risque de chute est la durée du test : considéré comme très élevée lorsque la personne subit le test en dépassant la moyenne normale [19] fixée à 14 secondes (le risque est présent [20, 21]). En cas d'une durée supérieure à 20 secondes le risque est clairement accru [7,8]. L'efficacité du TUG dans la prédiction des chutes est approuvée par beaucoup de sociétés gériatriques dans le monde en particulier pour sa capacité à faire la distinction entre chuteurs, et non-chuteurs. Cependant, étant basé sur des critères subjectifs et grossiers [11, 22], ce test ne considère pas la variabilité des paramètres temporels pendant la démarche suivant une ligne droite et sa durée n'est pas suffisante pour estimer le risque. Plusieurs recherches ont suggéré sans compromettre sa simplicité, son amélioration, en utilisant des capteurs portés sur le corps [7, 12, 23, 24]. Pour réduire les conséquences des chutes chez les personnes âgées, en particulier celles qui sont atteintes de la maladie de Parkinson (PAMP), notre équipe de recherche travaille sur un nouveau système pour évaluer automatiquement le risque en fonction du temps et essayer d'éviter des chutes accidentelles. Notre projet propose une nouvelle méthodologie d'évaluation en utilisant un système portable à faible coût qui confère une aide au diagnostic lors de l'évaluation du risque de chute par l'utilisation d'iTUG combiné à un environnement plus réaliste. Ce nouveau système est analysé et évalué sur différents types de sols afin de mieux reproduire des conditions quotidiennes, le sol étant une des plus importantes composantes qui ont un impact sur les paramètres de la démarche [25, 26]. Dans le nouveau système proposé, les signaux de la centrale inertielle (IMU) nous permettent d'estimer la variabilité des paramètres intrinsèques notamment la longueur de la foulée, la cadence des pas, la longueur des pas, ainsi que le temps de balancement des pieds. Ce dispositif peut également mesurer les paramètres environnementaux tels que la température, l'humidité et la pression atmosphérique. Ces paramètres extrinsèques représentent des perturbations supplémentaires, mais non négligeables pour évaluer le risque de chute. Notons aussi que l'équipe de recherche développe des solutions pour évaluer le risque en fonction des types de médicaments et des doses prescrites. Cela permettra de compléter des suivis à domicile plus performant.

Les travaux présentés dans ce mémoire s'articulent autour de deux volets principaux : la conception du système portable et la détection du risque. Le deuxième volet étudie la détection des risques de chute dus à la démarche. Ce risque est directement lié et est proportionnel à la variabilité des paramètres de la démarche. L'algorithme présenté pour détecter les anomalies de la démarche se base sur la technique de la logique floue. Ces méthodes sont également évaluées par deux expérimentations distinctes pour démontrer leur performance quant à la détection de grandes ou de faibles variations de la démarche.

En somme, nous nous efforcerons au travers des lignes de ce mémoire d'analyser chacun de ces volets, pour en faire une synthèse et extraire les principales retombées. Le document est organisé de la manière suivante. Le premier chapitre correspond à une revue de la littérature sur la place du phénomène des chutes en santé publique, une description succincte du fonctionnement biomécanique de la marche et surtout des troubles qui sont à l'origine des chutes et enfin des facteurs de risque de chute et des différents tests utilisés pour explorer la marche et des dispositifs employés pour éviter les chutes. Le deuxième chapitre est une description des outils, de la méthodologie, et des stratégies expérimentales menant à la conception d'un dispositif d'évaluation de risques de déséquilibre lors de la marche. Le dernier chapitre constitue une présentation des résultats obtenus ; il est suivi d'une discussion, pour terminer par une conclusion et évaluation des retombées de l'étude et des perspectives futures.

CHAPITRE 2

ÉTAT DE L'ART

2.1 INTRODUCTION

Les prévisions démographiques mondiales annoncent pour 2050, un vieillissement accéléré de la population mondiale âgée de 65 ans et plus, avec un taux multiplié par 5, et un nombre triplé de personnes âgées de 80 ans et plus [27]. Au Québec, nous nous attendons à ce que la proportion des 65 ans et plus double d'ici 2031 passants de 13% à 27% (Institut de Statistique du Québec 2003). L'âge étant un facteur de risque de chute, le vieillissement entrainera sans aucun doute une hausse des chutes et de leurs complications. Les blessures non intentionnelles, comme la fracture de la hanche, représentent un enjeu de santé publique important pour les pays industrialisés. Plusieurs maladies neurologiques comme le Parkinson amplifient les effets de l'âge sur la capacité de la personne à garder son équilibre en tout temps. Ces maladies touchent directement les mécanismes assurant l'action de la marche.

D'après ce constat, la compréhension et l'analyse des différents facteurs de risque liés à l'occurrence des chutes chez les personnes âgées s'avèrent d'une grande priorité. Ces facteurs de risque sont directement ou indirectement liés à la démarche de la personne ainsi que son environnement. Raison pour laquelle il est pertinent de se rappeler le fonctionnement du patron moteur de la marche, dont ses cycles et sa biomécanique. La compréhension des paramètres de la marche permettra de bien saisir les facteurs de risque de chutes dans l'espoir d'être capable de les prévenir. La prévention des chutes élimine leurs conséquences et leurs séquelles souvent très graves sur état de santé des personnes âgées.

Il existe plusieurs tests cliniques pour analyser la démarche et évaluer un éventuel risque de chute. Ces tests seront présentés et évalués pour arriver aux points d'amélioration possible. Nous allons aussi présenter dans ce chapitre, des travaux de recherche qui ont traité ce sujet tout en montrant les forces et faiblesses de chaque méthodologie ou et chaque dispositif. Ce prochain chapitre va être consacré à la revue de littérature qui va couvrir toutes les notions liées à la marche humaine.

2.2 CONTEXTE DES CHUTES

Les chutes sont parmi les principales causes d'hospitalisation chez toutes les catégories de la population, en particulier les personnes âgées. Elles représentent de ce fait l'une des causes prépondérantes d'invalidité et de décès au Canada [28]. Les chutes occupent également le premier rang des causes d'hospitalisation pour blessure chez les aînés du Canada [29]. Par ailleurs selon le rapport II de l'agence de santé du Canada, un taux de 20 à 30% des personnes âgées sont victimes chaque année de chute (Agence de la santé publique du Canada, 2014). Cette proportion étant plus élevée chez les personnes très âgées (plus de 80 ans).

Les données rapportées par plusieurs recherches indiquent que les chutes sont responsables de 95% de fractures de la hanche et malheureusement, 20% des aînés victimes d'une telle fracture décèdent l'année suivante [30, 31]. Les taux estimés de blessures liés à une chute en fonction du sexe sont représentés sur la figure 1.

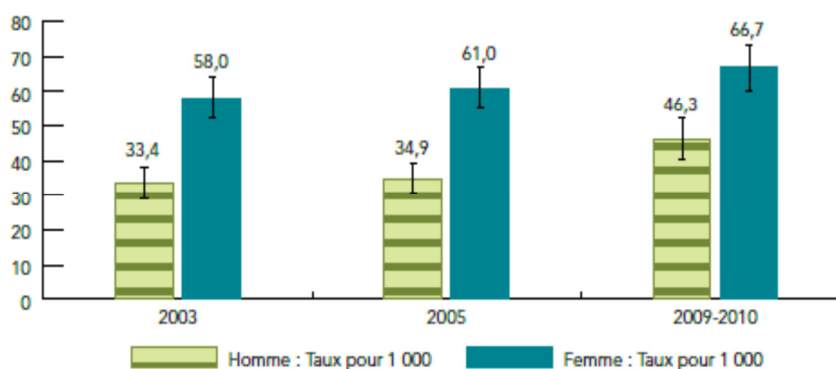


Figure 2- Taux estimés pour 1000 personnes de blessures liées à une chute par sexe, pour des adultes âgés de plus de 65ans (agence de la santé publique au Canada 2014)

Il ressort clairement à partir de ces données, des taux plus élevés chez les femmes comparées aux hommes. Ces dernières ayant un risque plus important en rapport essentiellement, avec l'ostéoporose. La tendance des blessures en fonction de l'âge se trouve à la hausse avec des données statistiques maximales, pour les tranches d'âge situées entre 85 à 89 ans et 90 ans et plus (Statistique Canada 2012) avec un taux d'hospitalisation maximal illustré sur la figure 2.

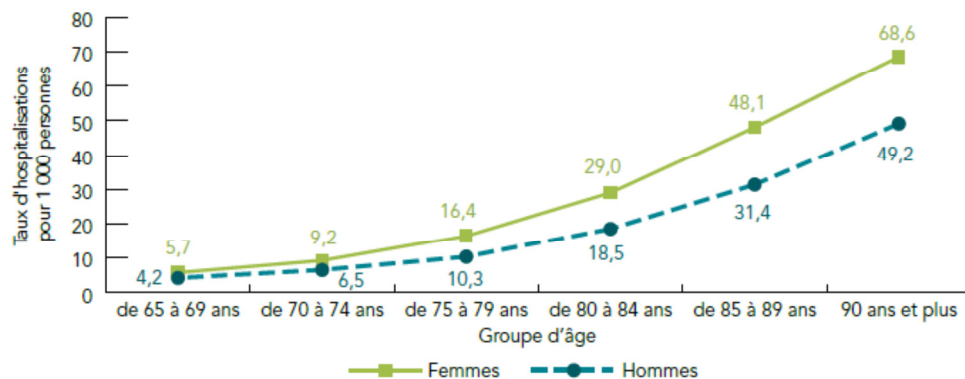


Figure 3- Taux d'hospitalisation liés à une chute par sexe et par groupe d'âge, adultes de 65 ans et plus. Canada année financière 2010-2011 (institut canadien d'information sur la santé 2010)

L'exploration des lieux où sont survenues les chutes menant à une hospitalisation chez les personnes de plus de 65 ans, montre que 50% des cas de chute surviennent à domicile comme le montre la figure 3.

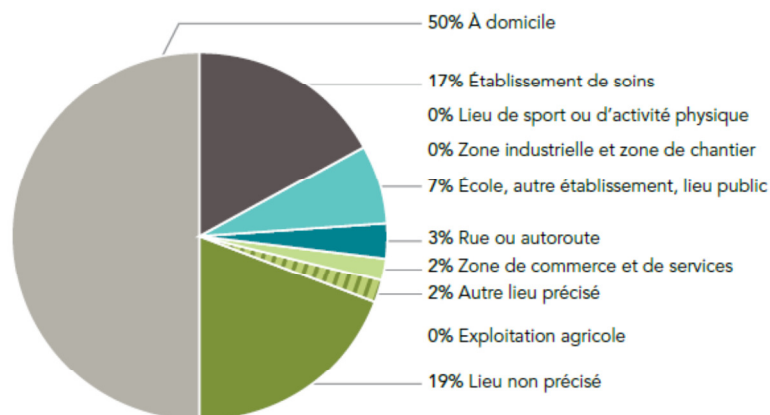


Figure 4- Hospitalisation liée à une chute, par lieu de chute, adultes de 65 ans et plus (les données de toutes les années financières sont regroupées, institut canadien dur la santé 2010)

Les chutes semblent aussi être souvent l'évènement qui précipite la transition vers les soins de longue durée. En effet, plus du tiers des personnes hospitalisées pour une chute envisagent à leur sortie, une prise en charge de longue durée. Généralement quand une personne tombe une fois, elle développe une certaine peur de retomber, ce qui augmente son niveau du risque de chute. Cette augmentation est causée par un manque de confiance en soi suite à la première expérience de chute. Cette situation provoque chez elles un isolement social, pouvant conduire à

un modèle cyclique de la détérioration de la mobilité en réduisant considérablement leurs activités quotidiennes. Les données de statistique Canada sur la mortalité due aux chutes pour les plus de 65 ans sur la période 2003-2008 font ressortir une hausse constante d'un groupe d'âge à un autre.

Aux États-Unis, les décès accidentels ainsi que les visites aux services d'urgence dues à des blessures chez les personnes âgées de 65 ans et plus, ont comme étiologie principale les pertes d'équilibre [27]. Ces blessures leur coûtent 20 milliards de dollars par année [22]. Au moins une fois/année, le tiers des personnes dans cette catégorie d'âge perdent leur équilibre [22]. Les coûts directs de soin des blessures liées aux chutes sont estimés à 32.4 milliards de dollars par année d'ici 2020 [22].

Ce constat nous amène à étudier les différents problèmes de la marche, de la posture et de l'équilibre, notamment chez les personnes âgées ou atteintes de maladies neurologiques qui affectent leurs mouvements et leurs réflexes. Afin de mieux cerner la problématique, nous présentons dans cette section quelques définitions et terminologies en relation avec la marche, les troubles les plus fréquents, les facteurs de risque des chutes et les tests utilisés pour analyser les différents paramètres de la marche.

2.3 EXPLORATION DE LA MARCHE

La marche consiste à se déplacer par mouvements successifs des jambes et des pieds sans quitter le sol [32]. C'est un mouvement qui caractérise l'être humain des autres créatures, et qui est extrêmement difficile à reproduire. En moyenne, une personne effectue entre 5000 et 15000 pas par jour, ce qui fait entre 2 et 5 millions de pas par années [32].

La marche se définit également comme une activité alternée des membres inférieurs, succession de doubles appuis et appuis unilatéraux, qui permet le déplacement du corps, tout en assurant le maintien de son équilibre en orthostatisme (position debout immobile). C'est une production motrice très automatisée, qui échappe largement au contrôle conscient et qui demande un apprentissage dès l'enfance. Sur une activité rythmique et cyclique de fond viennent se greffer les modulations nécessaires à l'adaptation, à l'environnement, aux caractéristiques de la personne

et sa volonté. Le corps restant en permanence au contact avec le sol avec au moins un appui unilatéral. Dans cette partie nous allons présenter les différents cycles de la marche, les paramètres qui la caractérisent, ses bases physiologiques et anatomiques et finalement les méthodes d'analyse de la marche.

2.3.1 LES CYCLES DE LA MARCHÉ

D'Aristote à Étienne-Jules Marey en passant par Léonard de Vinci et Giovanni Borelli, la compréhension de la marche n'a cessé de passionner les chercheurs [33]. Quand une personne marche, elle a au moins un pied en contact avec le sol. Dans certaines phases de la marche, la personne peut avoir les deux pieds en même temps, en contact avec le sol. La marche peut paraître simple et évidente, car la majorité des gens sont capables de l'effectuer sans y penser ou sans se rendre compte de son intrication (2 à 5 millions de pas par personne par année en moyenne [33]). Pourtant, tout être humain doit fournir énormément d'effort et de temps depuis sa naissance pour arriver à la maîtriser et bien marcher : événement qui prend place vers l'âge de 2 ans [33].

La marche a suscité la curiosité et l'intérêt de plusieurs chercheurs dans plusieurs domaines. Différentes méthodologies sont appliquées pour définir les cycles de la marche humaine et l'analyser en profondeur [34]. Le modèle le plus simple comme l'illustre la figure 4, consiste à diviser la marche en phase de double appui quand les deux pieds sont en contact avec le sol et une phase de simple appui dans le cas où un seul pied touche le sol. Le cycle complet de la marche est fixé par rapport aux mouvements d'un seul pied, de telle sorte que le cycle commence quand le pied quitte le sol et finit quand le même pied retouche le sol de nouveau. Ce cycle complet est nommé phase de balancement ou oscillante (swing) où la foulée désigne la distance parcourue par le pied durant cette phase [5]. En revanche, la distance entre les points de contact des deux pieds pendant le double appui désigne le pas. Par ailleurs, puisque la marche permet le déplacement d'une personne d'un point à un autre, et du maintien de son équilibre, la dynamique joue également un rôle prépondérant.

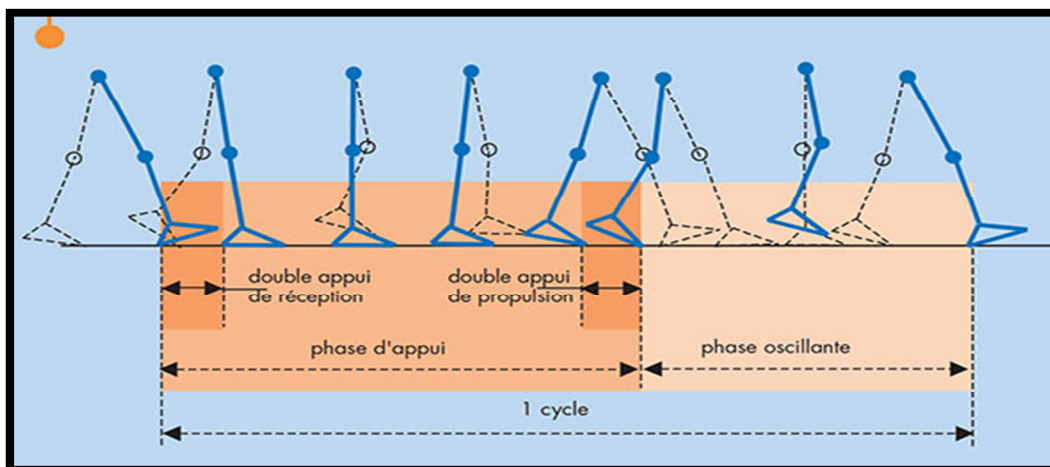


Figure 5 - Les phases de la marche [35]

La description d'une marche normale ou pathologique est basée sur l'analyse du cycle. Le cycle de marche de chaque membre inférieur comprend deux phases, l'une d'appui et l'autre oscillante. Il débute par le contact central du pied avec le sol et se termine lors du nouveau contact de ce même pied au sol. Un cycle de démarche commence par une position de double appui et en contient un autre après 50% de ce cycle. La phase d'appui a une durée d'environ 60% du cycle de démarche.

La phase d'appui : Durant la phase d'appui, les muscles sont sollicités pour maintenir l'équilibre tandis que pendant la phase de pivotement, la jambe accélère en avant devant le marcheur comme un pendule double. C'est toute la phase où le pied est en contact avec le sol. Son début correspond au premier contact du pied avec le sol et sa fin au décollage ou détachement des orteils, correspondant à une fin de contact de ce même pied avec le sol. Elle représente 60% de la durée du cycle de marche. Elle peut être décomposée en quatre sous phases :

- La mise en charge : elle correspond à la période de double appui initial. Elle commence par le contact initial d'un pied (en général une attaque du talon) et se termine lorsque le pied opposé quitte le sol.
- Le milieu de la phase d'appui : c'est la première moitié du simple appui. Elle permet au corps d'avancer au-dessus du pied en appui, et se termine quand le centre de pression est aligné avec l'avant du pied.

- La fin de la phase d'appui : c'est la deuxième moitié du simple appui. Elle se termine au contact du pied opposé avec le sol. Le centre de pression passe en avant du pied.
- La préoscillation : c'est la période du double appui. Il y a un transfert du poids du corps vers le pied opposé qui est en phase d'appui. Le pied se prépare à la phase oscillante.

La phase oscillante : c'est la période où le pied n'est plus en contact avec le sol et qui permet l'avancée du membre inférieur. Son début correspond à la fin de la phase d'appui c'est-à-dire au détachement des orteils du sol et sa fin au contact initial suivant du même pied. Elle représente en termes de durée 40% du cycle de la marche. Elle peut être subdivisée en trois sous phases :

- Le début de l'oscillation : elle débute au décollage des orteils et se termine quand le pied passe à côté du pied opposé.
- Le milieu de l'oscillation : elle se termine lorsque le tibia est vertical et le pied opposé est toujours en appui stable.
- La fin de l'oscillation : elle termine le cycle de la marche et prépare le prochain pied en le mettant en bonne position pour le contact suivant.

2.3.2 LES PARAMÈTRES CARACTÉRISTIQUES DE LA MARCHE

La marche est caractérisée par des paramètres spatio-temporels qui reflètent l'activité dynamique au cours de la marche. Parmi les paramètres spatiaux de la marche humaine, nous pouvons citer d'après la figure 5 :

- la longueur du pas : c'est la distance séparant les deux talons lors du double appui ;
- la longueur d'enjambée : correspondant à la succession de deux pas ;
- l'attaque du talon : représente le début de la phase d'appui et
- la largeur du pas : c'est la distance entre le plan sagittal du corps et la position du pied.

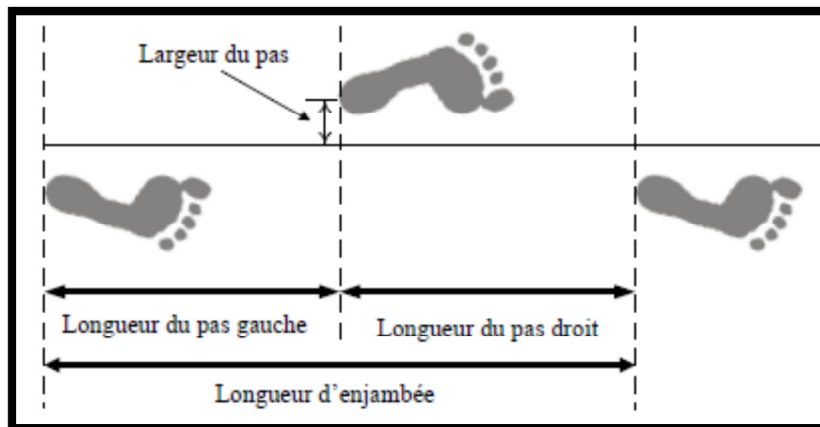


Figure 6 - Les paramètres spatiaux de la marche [36]

De plus, nous retrouvons les paramètres temporels de la marche dont :

- le double appui : reflété par la période où les deux pieds sont en contact avec le sol. Cette phase apparaît au début et à la fin de la phase d'appui ;
- le simple appui : est la période où un seul pied est en contact avec le sol ;
- la durée du pas : est la période de temps pour un pas mesurée à partir de l'attaque du talon ;
- la cadence : c'est le rythme de la marche d'une personne exprimé par le nombre de pas effectué par minute et
- la vitesse de marche : exprimée par le produit de la longueur moyenne du pas, par la cadence.

2.3.3 LES BASES PHYSIOLOGIQUES ET ANATOMIQUES DE LA MARCHÉ

La marche nécessite l'intégrité des voies motrices, cérébelleuses, vestibulaires et des afférences proprioceptives. Les voies motrices comprennent le cortex moteur, le tronc cérébral, les voies cérébelleuses impliquées dans les réactions d'équilibre statique et dynamique, les voies vestibulaires et les afférences proprioceptives qui indiquent la position des articulations et des membres dans l'espace. Les afférences de la face plantaire du pied sont particulièrement cruciales dans la marche. La marche suppose un contrôle postural dynamique où le sujet est capable de maintenir une position stable. Les structures assurant cette stabilisation et qui doivent être fonctionnelles sont le système vestibulaire, le système nociceptif, le système visuel et le système cérébelleux. Le déroulement de la marche peut être altéré par un quelconque dysfonctionnement de ces systèmes. Elle implique aussi l'activation des muscles inférieurs : ce processus implique le contrôle du générateur spinal de la marche, lui-même contrôlé par le système nerveux central.

La synthèse des centres neurologiques impliqués dans la réalisation de l'exécution motrice établie par Allen et Tsukahara en 1974 et reprise par J Paillard en 1982 fait l'objet d'un consensus en Neurologie depuis sa publication [2]. Comme le montre la figure 6, deux compartiments sont nécessaires à l'apparition des mouvements : le compartiment de préparation et le compartiment d'exécution des mouvements.

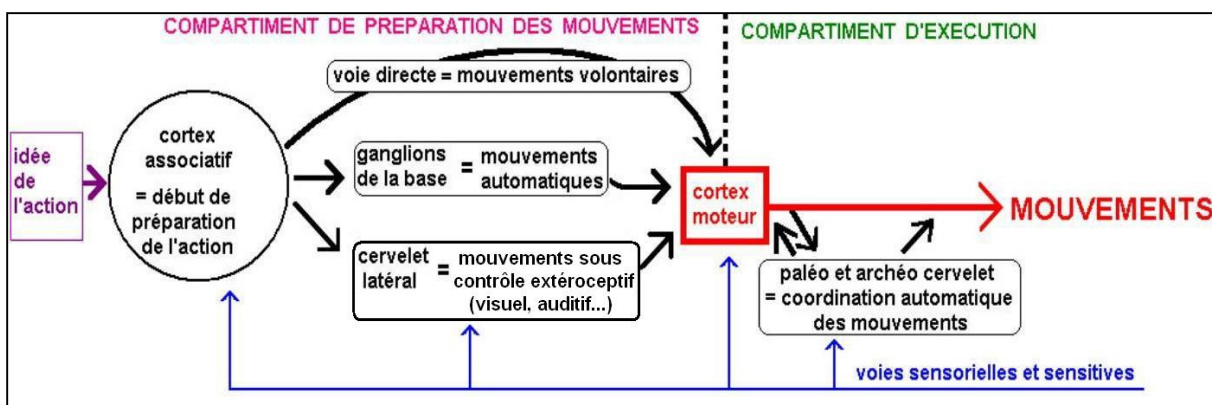


Figure 7 - Les compartiments nécessaires aux mouvements [2]

2.3.4 MÉTHODES D'ANALYSE DE LA MARCHE

Il existe trois méthodes d'étude de la marche : la plus intuitive et naturelle correspond à l'observation visuelle, complétée par l'analyse vidéographique. La deuxième méthode permet de quantifier les paramètres spatio-temporels de la marche. Plusieurs outils sont développés dans ce sens: on citera le chronométrage du sujet, le locomètre, la mesure des pressions plantaires basée sur l'utilisation de revêtements (tapis) munis de petits capteurs de pression et l'accéléromètre couplé à des gyroscopes pour détecter les accélérations linéaires, angulaires et les inclinaisons en différents points du corps. La troisième méthode appelée AQM ou Analyse Quantifiée de la Marche est beaucoup plus développée. Cette dernière permet une acquisition synchronisée des données cinématiques, cinétiques et électromyographiques du patient pendant sa marche et permet d'évaluer les angles articulaires, les forces de réaction du sol, les paramètres spatiaux temporels et les activations musculaires.

2.4 INSTRUMENTS DE MESURE PORTABLES

Outre la méthode classique et naturelle d'analyse visuelle de la marche renforcée récemment par la vidéographie, plusieurs travaux de recherche se sont intéressés à l'analyse de la marche, à la détection des phases de la marche [37, 38], et à la prévention des chutes [39]. Ces

travaux ont des similitudes et des différences, mais la plupart d'entre eux utilisent des centrales inertielles localisées à différents points du corps pour faire l'acquisition des données. Ohtakie et al [40] utilisent un dispositif attaché au pied pour détecter les paramètres temporels de la marche et calculer l'angle de la flexion de la cheville. Le dispositif utilisé contient un accéléromètre unidimensionnel et un gyroscope. Malgré l'efficacité de leur méthodologie, la complexité du dispositif ne suscite pas son utilisation par des personnes âgées. Les prochaines sections permettront d'analyser les différentes technologies portables afin d'identifier les principales spécifications qui serviront à la conception de notre système.

2.4.1 DISPOSITIFS FIXÉS SUR LA JAMBE

Ces travaux présentent des instruments montés sur le corps, développés pour détecter des paramètres temporels de la marche et calculer l'angle de flexion de la cheville. Ils utilisent comme capteurs un accéléromètre à deux axes et un gyroscope [40]. Pour valider leurs résultats, les calculs de position de leur algorithme sont comparés avec les positions de marqueurs installés au sol. Ce protocole expérimental présente une fonctionnalité appréciable, mais utilise un système intrusif et complexe à installer comme le suggère le système présenté à la figure 8; ce système est trop complexe pour être destiné aux personnes âgées [5]. D'autres travaux proposent de placer des capteurs sur tout le corps pour arriver à mesurer des données plus précises et significatives, mais il est évident que c'est loin d'être des dispositifs portables utilisables facilement [27].



Figure 8 - Exemple de dispositif à la jambe
[1]

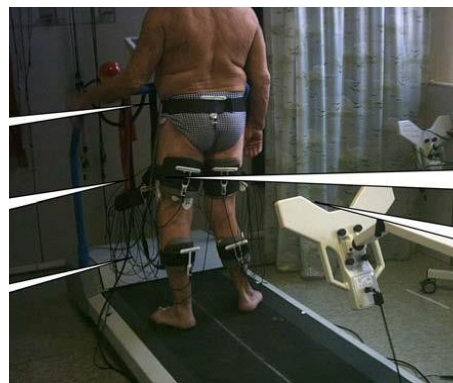


Figure 9 - Dispositif d'étude des paramètres de la marche
[8]

2.4.2 DISPOSITIFS FIXÉS À LA CEINTURE

Certaines études tentent d'enregistrer les paramètres de la marche avec des dispositifs d'acquisition positionnés à la ceinture [8]. Cette méthodologie peut être intéressante pour des applications bien particulières, car limitée en nombre de paramètres extraits [39, 41]. Cependant, cette technologie pourrait éventuellement être transférée à un téléphone intelligent qui sera largement utilisé par les personnes âgées dans les 20 à 40 prochaines années. Cela demeure donc une avenue potentiellement intéressante.

2.4.3 DISPOSITIFS FIXÉS À LA CHAUSSURE

Plusieurs systèmes avec des dispositifs attachés à la chaussure sont développés et équipés de différents types de capteurs. Plusieurs dispositifs utilisent principalement les capteurs de force qui donnent une très bonne détection des différentes phases de la marche [4]. Ces capteurs de force résistifs présentent néanmoins des inconvénients en lien avec leur consommation d'énergie et leur autonomie dans une application de mobilité. De plus, un tel dispositif ne peut jamais être totalement externe à la chaussure [42]. Pour cette raison, plusieurs travaux de recherche examinent de nouvelles technologies de transduction pour la mesure des points de pression dans une semelle.

D'autres dispositifs utilisent des boîtiers fixés de différentes manières à la chaussure avec des emplacements et positions variés. L'emplacement de fixation est important, car il affecte directement la qualité des données mesurées et leur accessibilité au traitement et à l'analyse. Certains sont fixés sur le côté [6], d'autres en avant [6] ou alors en arrière [43, 44]. Ce dernier représente le cas le plus fréquent, car le mouvement du talon est facilement détectable et fournit plusieurs informations sur les paramètres de la marche.



Figure 10 - Exemple de dispositif à la chaussure [4]

2.5 LES TESTS CLINIQUES USUELS

2.5.1 LE TEST DE BERG

Le test de Berg a été introduit par Berg *et al.* 1992. Il se base sur l'observation de 14 mouvements de la vie quotidienne. Il concerne les personnes pour lesquelles la perte d'autonomie n'est pas évidente, mais le risque bien présent. Pour chaque aspect du questionnaire (annexe A) un score allant de 0 à 4 est attribué par le médecin gériatre ou le physiothérapeute. (0 = incapacité ; 1 = très difficile ; 2 = assez difficile ; 3 = un peu difficile ; 4 = pas de difficultés). La cotation minimale de zéro point est indicatrice d'un risque sérieux de chute. Habituellement avoir un score <45 signifie que la personne est à risque [45]. Certains auteurs proposent ces différents niveaux de risque de chute [46] : 41-56 = faible risque, 21-40 = risque modéré, 0 -20 = haut niveau de risque.

La limite principale de ce test est l'effet plafond ne permettant pas de discriminer les sujets ayant un meilleur équilibre. De plus, certaines cotations n'arrivent pas à différencier les individus d'habiletés différentes. Certains chercheurs mettent en question aussi la redondance dans les diverses épreuves [47]. En conséquence, des versions simplifiées du test de Berg ont été développées pour diminuer cet effet, ce qui réduit également le temps d'exécution.

2.5.2 LE TEST DGI (DYNAMIC GAIT INDEX)

Ce test comporte 8 exercices avec pour chacun un score gradué de 0 à 3 (0=grave altération, 1= altération modérée ; 2=faible altération, 3=normal). Un score inférieur à 19/24 révèle un risque important de chute. Le DGI a montré une fiabilité élevée et s'impose devant la concurrence d'autres tests d'équilibre et de mobilité. Il est un outil clinique utile pour évaluer l'équilibre dynamique chez les personnes ambulatoires avec AVC en phase chronique [48].

Les scores totaux du DGI, administrés en utilisant les instructions publiées, ont montré une fiabilité modérée avec des sujets souffrant de troubles vestibulaires. Le DGI doit être utilisé avec prudence avec cette population, en raison de l'absence de fiabilité satisfaisante[49].

2.5.3 LE TEST DE *TIMED UP AND GO* (TUG)

Ce test a été présenté en première version sans chronomètre sous le nom de « Test du lever de chaise de Mathias ». Par la suite, c'est Podsiadlo qui a pensé à chronométrer le test pour améliorer la fidélité des résultats [21]. Il est destiné principalement aux personnes âgées avec une santé fragile afin d'évaluer leur équilibre. Le TUG dure quelques minutes et demande la présence d'un professionnel de la santé, d'un espace où l'on peut marcher sur une distance de trois mètres et d'une chaise de hauteur entre 45 et 47 cm [21]. Ce test est très simple d'exécution, car il consiste à mesurer le temps que met une personne pour se lever d'une chaise, parcourir une distance de 2.66m (8 pieds) et retourner au fauteuil durant un temps minimal. Statistiquement ce test est fiable et permet de discriminer entre les chuteurs et les non-chuteurs avec une prédiction globale de 82% [50]. Pour le test TUG, il existe plusieurs méthodes d'évaluation pour estimer le risque de chute. À titre d'exemple, Podsiadlo [20] l'avait testé avec une fragile et vieille population pour reporter les règles suivantes :

- $T < 10$ secondes : personne librement indépendante ;
- $10 \text{ secondes} < T < 20 \text{ secondes}$: personne indépendante capable de monter les escaliers et sortir toute seule et,
- $T > 30$ secondes : personne dépendante dans la majorité des activités.

D'autres chercheurs comme Bohannon proposent des temps limites selon la tranche d'âge avec des seuils critiques (voir plus de détails annexes A) :

- Temps supérieur à 9.0 secondes pour des personnes âgées de 60 à 69 ans.

- Temps supérieur à 10.2 secondes pour des personnes âgées de 70 à 79 ans.
- Temps supérieur à 12.7 secondes pour des personnes âgées de 80 à 99 ans.

Pour ce test, le type de chaise (hauteur, accoudoirs) influence directement les résultats du test, parce qu'il est plus difficile de se lever d'une chaise basse. Une standardisation par rapport à la taille des personnes serait souhaitable. Tout comme les autres tests, la capacité du TUG à prédire le risque de chute reste modeste.

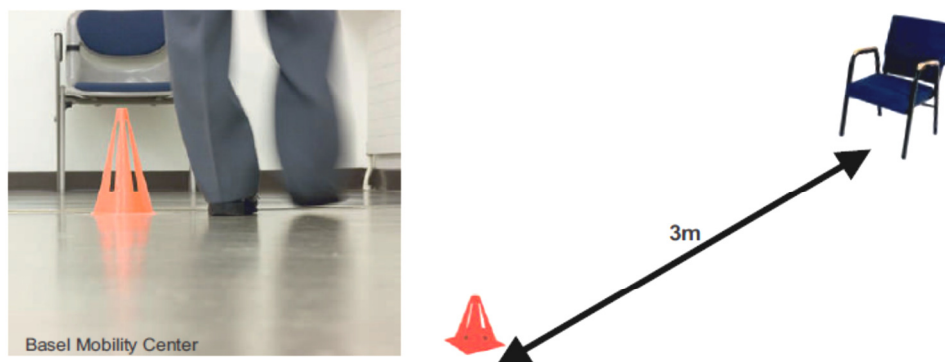


Figure 11 - Le test de get up and go (TUG) [3]

2.5.4 LE TEST DE TINETTI

Ce teste analyse l'équilibre dans différentes situations de la vie quotidienne et ne nécessite pas d'expérience particulière de l'examineur ni de matériel spécifique. Il a été validé et il présente une spécificité et une sensibilité acceptable. L'observation est basée sur l'analyse des aspects statiques comportant 13 épreuves et dynamiques avec 9 épreuves. Le score 0 correspond une réponse normale, lorsqu'il est égal à 1 la réponse est adaptée et une valeur de 2 implique une réponse anormale. Ces exercices présentent des risques pour une personne âgée et l'évaluation des manœuvres reste subjective [51]. Les paramètres utilisés pour évaluer l'équilibre dynamique sont toutefois objectifs et peuvent être recueillis de manière automatique.

Il est à noter que d'autres tests peuvent être utilisés tels que le *Floor transfer*, le *5 steps test*, le *5 chairs stand's*, le *fonctional Reach test* et le *tandem Stance* [52, 53]. Tous ces tests dans leur globalité sont simples et rapides, mais ne permettent pas d'évaluer le patient dans un environnement changeant, ni de déterminer et de quantifier la qualité des mouvements utilisés. De plus, ils ne renseignent pas sur les structures responsables de la détérioration de la performance motrice. Une revue détaillée de ces différents tests est présentée dans [21].

L'ensemble de ces limites des tests cliniques fait émerger la nécessité de se diriger vers d'autres approches pour appréhender au mieux les risques de chute. Le test Tinetti a l'inconvénient de ne pas présenter de valeur seuil permettant de prédire le risque de chute.

2.6 EFFET DE L'ÂGE SUR LES PARAMÈTRES DE LA MARCHÉ

Plusieurs travaux de recherche [54, 55], ont étudié l'effet de l'âge avancé sur les paramètres de la marche. Les personnes âgées en bonne santé sont également concernées par les troubles d'équilibre. Le tableau 1 résume les résultats obtenus dans ces travaux de recherche.

Tableau 1 - Effet de l'âge sur les paramètres de la marche [56]

Paramètres de la marche	Moyenne ± Écart type	Âge	Référence
Vitesse [m/s] (bonne santé)	1.4		Götz-Neumann (2003)
	1.25 ± 0.18	80.1 ± 16.0	Nelson <i>et al.</i> (1999)
	1.15 ± 0.20	70 - 79	Öberg <i>et al.</i> (1993)
	1.11 ± 0.19	71.1 ± 5.2	Lord <i>et al.</i> (1996)
Vitesse [m/s] (facultés affaiblies)	<1.0		Götz-Neumann (2003)
	0.97 ± 0.23	79.6 ± 5.8	Kressig <i>et al.</i> (2004b)
	0.82 ± 0.26	79.4 ± 8.7	Nelson <i>et al.</i> (1999)
	0.66 ± 0.19	82 ± 6	Maki (1997)
Cadence [pas/min] (bonne santé)	100 - 130		Götz-Neumann (2003)
	118.2 ± 11.9	70 - 79	Öberg <i>et al.</i> (1993)
	115.4 ± 11.2	71.1 ± 5.2	Lord <i>et al.</i> (1996)
	108.0 ± 8.2	79.0 ± 3.0	Menz <i>et al.</i> (2003)
Cadence [pas/min] (facultés affaiblies)	105.7 ± 12.7	79.6 ± 5.8	Kressig <i>et al.</i> (2004b)
	78.9 ± 14.3	84.4	Liu <i>et al.</i> (2009)
Longueur de foulée [m] (bonne santé)	1.4		Götz-Neumann (2003)
	1.30 ± 0.14	79.6 ± 5.8	Menz <i>et al.</i> (2003)
	1.15 ± 0.13	71.1 ± 5.2	Lord <i>et al.</i> (1996)
	1.15 ± 0.12	70 - 79	Öberg <i>et al.</i> (1993)
Longueur de foulée [m] (facultés affaiblies)	1.11 ± 0.18	79.6 ± 5.8	Kressig <i>et al.</i> (2004b)
	0.83 ± 0.16	82 ± 6	Maki (1997)

2.7 LES TROUBLES DE LA MARCHE

Les troubles de la marche constituent une plainte fréquente en Neurologie, qui peut exister en dehors de toute pathologie comme c'est le cas lors d'un processus de vieillissement physiologique (marche à petits pas, chute) normal. Ces troubles ont souvent pour conséquence la survenue d'une chute accidentelle. Nous présenterons une classification clinique simplifiée de ces troubles pour aborder dans un second temps le phénomène de chute et le cas de la maladie de Parkinson avec sa symptomatologie très typique. Les troubles sont présentés dans le tableau ci-dessous :

Tableau 2 - Classification des troubles de la marche et de l'équilibre

Marche douloureuse	Le trouble observé relève d'un mécanisme d'évitement de la douleur ou d'une véritable limitation fonctionnelle.
Marche ataxique	Elle peut être cérébelleuse avec une étiologie variée telle que la sclérose en plaques, certaines ataxies héréditaires, et les accidents vasculaires cérébraux. La marche ataxique est également retrouvée dans des cas de syndrome vestibulaire ou des cas d'atteintes de voies nociceptives.
Marche déficitaire	C'est le cas des syndromes liés aux séquelles d'accidents vasculaires cérébraux ou des neuropathies périphériques.
Marche hyperkinésique (grands pas)	Elle correspond à des mouvements anormaux et s'observe sous forme de dystonies, avec troubles complexes de la marche et de l'équilibre. On y retrouve également la présence de tremblements qui peuvent être peu symptomatiques ou orthostatiques.
Marche hypokinésique (petits pas)	Elle représente un tiers des troubles de la marche, caractérisée par une diminution de la longueur du pas. C'est une marche caractéristique des syndromes parkinsoniens qui seront abordés ultérieurement.
Marche psychogène	Ils sont relativement fréquents et peuvent représenter 10% des patients entrant dans cette catégorie. On y retrouve la phobie de chute associée à une peur panique de tomber et la marche précautionneuse, ralentie, marquée par la recherche d'appui et le besoin d'une réassurance. Ces troubles sont typiques chez les sujets âgés en particulier les femmes [57].

2.8 LA MALADIE DE PARKINSON

La maladie de Parkinson a été décrite pour la première fois par le célèbre neurologue, James Parkinson en 1817 qui publiait son essai sur « la paralysie agitante » [58] ou il décrivait une maladie neurologique où les patients présentaient des tremblements au repos avec apparition progressive d'incapacités motrices. Le nom de maladie de Parkinson fut donné par Charcot en 1890.

C'est la maladie dégénérative la plus fréquente après la maladie d'Alzheimer [59]. La prévalence de la maladie est estimée à 2% de la population des plus de 70 ans [60]. Actuellement il est admis que les causes sont génétiques et environnementales [61], associées à une dégénérescence massive des cellules du cerveau, produisant la dopamine dans la substance noire. La dopamine est un neurotransmetteur appartenant aux catécholamines, issu de l'acide aminé tyrosine. Dans le système nerveux central, elle active les récepteurs dopaminergiques post-synaptiques. Elle est principalement produite dans la substance noire et dans l'aire segmentale ventrale, qui sont situées dans le mésencéphale (partie supérieure du tronc). La raréfaction de la dopamine engendre des dysfonctions des circuits moteurs avec des symptômes moteurs incontrôlés ou tremblements, une bradykinésie ou lenteur d'exécution d'un mouvement, une rigidité musculaire auxquels s'ajoute l'instabilité posturale [62].

Ainsi 38% des patients Parkinsoniens sont sujets aux chutes pendant la marche, dont 13% avec des fractures. L'hospitalisation est requise dans 18% des cas et 3% se voient confinés à des fauteuils roulants [58]. La démarche hypokinésique caractéristique est généralement considérée comme un facteur amplifiant le risque de chute. De plus, le changement de direction provoque souvent une instabilité et augmente énormément le risque d'une perte d'équilibre [63].

Enfin, indépendamment des paramètres qui peuvent mener à une chute, l'évolution de la maladie de Parkinson entraîne inévitablement des pertes d'équilibre lors de la marche. De plus, les PAMP ont tendance à accélérer leurs pas afin d'éviter une chute en avant, ce qui augmente le risque de chute. Ce symptôme de la maladie est appelé *festination*. Grâce au test *Berg Balance Scale*, l'évaluation d'équilibre chez les PAMP met en évidence les réactions posturales avec facultés affaiblies. En contrepartie, l'évaluation de la marche dévoile des anomalies involontaires dans la vitesse de la marche. Donc, il faut faire un suivi de la posture ambulatoire. Pour ce faire, on peut enregistrer, pour une distance donnée, le nombre de pas et le temps que le patient a pris pour la parcourir. On dénombre quatre méthodes ou stratégies pour remédier et corriger ces problèmes chez les PAMP, il s'agit de :

- La rétroaction auditive : en mettant de la musique rythmée [64];
- La rétroaction visuelle : en marchant sur des rayures ou en se concentrant sur un objet fixe dans son environnement [64];

- La rétroaction tactile : en appliquant des pressions ou vibrations sur le pied ou la hanche [65] et,
- La rétroaction cognitive : en se concentrant sur une image mentale en lien avec la longueur de pas appropriée [65].

Ces méthodes permettraient au système nerveux central d'atteindre un niveau supérieur de conscience. La correction somatosensorielle rythmique permet de modifier dynamiquement les séquences de pas des personnes atteintes de Parkinson. Cette correction est intéressante, car elle permet, pour une vitesse de marche constante, de diminuer la fréquence de la foulée et par conséquent, d'augmenter sa longueur [66]. De plus, avec l'aide d'une méthode cognitive, il serait possible d'activer la kinésie paradoxale afin de réduire et même éliminer les symptômes moteurs.

2.9 DÉFINITION ET ANALYSE D'UNE CHUTE

Le terme chute est défini comme un évènement durant lequel un individu tombe sur le sol ou sur un autre niveau inférieur, indépendamment de sa volonté, avec ou sans perte de conscience [67]. Les prochains paragraphes expliquent les risques de chute afin d'identifier les éléments importants à considérer dans le système à concevoir dans ses travaux de recherche.

2.9.1 LES FACTEURS DE RISQUE DE CHUTE

Les chutes sont souvent multifactorielles découlant généralement de l'interaction complexe entre deux types majeurs de facteurs de risque : les facteurs intrinsèques liés à la personne et à son état physique et/ou pathologique et les facteurs de risque extrinsèques, liés à l'environnement incluant les éléments favorisant les trébuchements. Le tableau 3 résume l'ensemble des risques possibles pouvant mener à une chute.

2.9.2 LES FACTEURS INTRINSÈQUES

Les facteurs intrinsèques sont ceux qui sont liés directement au fonctionnement du corps humain, du système nerveux et des différents sens intervenant dans le mécanisme de la marche. Parmi ces facteurs on peut citer :

- Déficiences cognitives : les déficiences cognitives affectent la capacité d'une personne

d'anticiper les stimuli de son milieu et de s'y adapter de manière à maintenir son équilibre [68]. Ces symptômes peuvent être aggravés par les effets secondaires des médicaments qui traitent les troubles du comportement.

- **Déficiences visuelles** : elles affectent la capacité des personnes âgées de marcher en toute sécurité, car elles empêchent de détecter tous les dangers environnementaux et réduisent la capacité de maintenir l'équilibre [69].
- **Faiblesse musculaire** : L'American Geriatrics Society 2011 a rapporté que la faiblesse musculaire augmentait le risque majeur de chute de 4 à 5 fois. La force musculaire dépend des facteurs neuronaux et de la masse musculaire. La diminution de la masse musculaire liée à l'âge est appelée sarcopénie. L'atrophie musculaire concerne les fibres musculaires à contraction rapide et c'est la réaction rapide à des pertes d'équilibres et à des perturbations extérieures qui s'en trouve altérée [3]. La sarcopénie fait souvent partie d'un syndrome de fragilité globale qui s'accompagne d'une diminution de la force physique et d'un ralentissement de la marche.
- **Pathologies et invalidités chroniques** : elles incluent essentiellement les troubles neurologiques comme la maladie de Parkinson, le diabète, les maladies cardiovasculaires et les répercussions d'un AVC. Wood et al [70] estiment à 60%, le taux de Parkinsoniens ayant au moins une chute par année avec un risque de fracture deux fois plus élevé [71]. À ces risques majeurs s'ajoute le port de chaussures inappropriées, d'ailleurs la conception de chaussures adéquates permet d'améliorer amplement la posture [72] et l'équilibre.
- **La prise médicamenteuse** : Cadario et Scott [73] ont observé que les médicaments entraînant de la somnolence, des étourdissements, des effets parkinsoniens, de l'ataxie et des troubles de la marche augmentent le risque de chute chez les personnes âgées.

2.9.3 LES FACTEURS EXTRINSÈQUES

Les facteurs extrinsèques sont souvent liés à l'environnement de vie de la personne, nous citerons les tapis mal fixés, les objets trainant au sol, les animaux domestiques, le type de sol, son état, ou un mauvais éclairage. De plus, les conditions météorologiques peuvent accroître le risque de chute. Au Canada, comme dans les pays nordiques, la température et les précipitations peuvent rendre les surfaces glissantes ou humides et par conséquent très dangereuses (Agence de la santé publique du Canada 2014).

Tableau 3 - Facteurs de risque de chute [3]

Facteurs intrinsèques	Âge
	Troubles de la marche et de l'équilibre
	Antécédents de chute à l'anamnèse
	Baisse de l'acuité visuelle ou de l'audition
	Sarcopénie/fragilité
	Polyneuropathie, maladies neurologiques
	Affections articulaires des membres inférieurs
	Limitations cognitives
Facteurs extrinsèques	Conditions favorisant les trébuchements
	Chaussures
	Aides à la marche inappropriées
	Mauvaises conditions de luminosité et d'éclairage
	Revêtement de sol inadéquat
Facteurs iatrogènes	Polypharmacie
	Psychotropes
	Antihypertenseurs

2.10 CONCLUSION

Les notions discutées dans ce chapitre servent d'assise pour les travaux présentés dans ce mémoire. En effet, ce chapitre a permis de démontrer qu'il est possible d'utiliser un dispositif portable capable de détecter, analyser et transmettre les données liées aux paramètres de la marche. Il pourra éventuellement être combiné à un algorithme qui évalue le niveau de risque de chute en temps réel. Ce système portable complexe permettra d'atteindre l'objectif initial de réduire l'occurrence et la sévérité des chutes, une fois associé à un algorithme qui évalue le niveau de risque en conséquence. Ainsi, une méthodologie pourrait être inspirée du test « Test de la chaise chronométré » (TUG) utilisant le nouveau système comme instrument de mesure quantitatif.

La première étape de traitement de cette problématique consiste dans la compréhension du processus de la marche et des facteurs de risque de déséquilibre ou de chute. Ensuite, nous présenterons la conception mécanique et électronique de notre système ainsi que l'algorithme de détection des paramètres de la marche. Ce dernier devra par la suite être validé et expérimenté sur un échantillonnage d'individus volontaires. La finalité étant la conception d'un dispositif fiable, facile à porter et capable de calculer le niveau de risque en fonction des différents types de sol. Le prochain chapitre va exposer en détail la méthodologie pour traiter cette problématique.

CHAPITRE 3

MÉTHODOLOGIE ET EXPÉRIMENTATION INITIALE

3.1 INTRODUCTION

Afin de pouvoir prévenir la perte d'équilibre chez les personnes âgées, il faudra adopter une méthodologie simple d'utilisation, mais assez efficace, dans un contexte d'utilisation à domicile et dans une clinique de physiothérapie. L'objectif final consiste à détecter n'importe quelle anomalie dans la démarche de la personne. À ce sujet, la revue littéraire du précédent chapitre nous a convaincus que ce système, contenant de l'instrumentation, doit être calibré pour chaque personne, nécessitant un protocole dans une clinique de physiothérapie. Ainsi, ce chapitre se consacre à la conception du dispositif et de son évaluation initiale.

En premier lieu, ce chapitre propose la conception d'un dispositif composé de deux entités. Une partie électronique, qui assure la mesure de différents paramètres nécessaires au calcul du risque de chute (soit l'instrumentation), et assure la transmission et l'enregistrement des données et une partie mécanique qui représente d'une part le support et la protection de la partie électronique, et qui permet d'autre part de fixer le dispositif adéquatement à la chaussure. Deuxièmement, on exploitera les données recueillies par notre dispositif pour pouvoir en déduire un niveau de risque correspondant à partir de la proposition d'un modèle biomécanique.

Dans ce troisième chapitre, la méthodologie de conception, les choix techniques ainsi que l'algorithme de détection des phases de la démarche sont exposés en détail. Par la suite, pour calculer un niveau de risque correspondant, nous allons nous baser sur la variabilité de chacun des paramètres étudiés. Enfin, un modèle de pendule inverse est proposé afin de représenter la difficulté de l'évaluation du risque. Cela permettra de déterminer un cône dans lequel le pendule doit être contenu pour éviter une chute.

3.2 CONCEPTION DU SYSTEME

Les types de sol représentent un facteur important dans le calcul du risque de chute ou du déséquilibre, car ils affectent clairement la trajectoire du pied. Cette situation ne concerne pas

uniquement les personnes ayant des problèmes de santé, mais la population dans sa globalité [29]. Les travaux de Zampieri et al [74] et Salarian et al [12] combinent différents capteurs inertiels pour détecter une différence significative dans les paramètres de la marche. D'un premier côté, les types de sol seront utilisés afin de valider la sensibilité du système conçu dans ce chapitre. Les types de sol représenteront l'épreuve pour des personnes en bonne santé dont la variabilité des paramètres du patron moteur de la marche pourra éventuellement être associée à un symptôme d'une maladie affectant les fonctions motrices.

D'un autre côté, l'influence du type de sol et la variabilité des paramètres temporels de la marche affectant directement le niveau de risque de chute n'ont toutefois pas été explorées. Pour pallier à cette situation, Sprager et al [75] ont utilisé un accéléromètre sur différentes surfaces telles que la terre, le verre, le gravier et la roche. Pour déterminer les caractéristiques de la marche, il était demandé à chaque participant de marcher sur le sol avec leur rythme normal. Plusieurs autres études ont confirmé et démontré l'importance de l'influence du type de sol sur la marche [12-31-32]. Ainsi, le système à concevoir doit être suffisamment précis avec une résolution et une exactitude adéquate pour mesurer les différences du mouvement du pied sur les types de sol. C'est le principal critère de conception du système présenté dans nos travaux de recherche.

Ainsi, la conception mécanique devra permettre la mesure des variations des paramètres du patron moteur de la marche tout en offrant une résolution adéquate de l'instrumentation à l'intérieur du système. La mécanique devient donc primordiale afin de favoriser une transmission adéquate du phénomène physique à mesurer.

Trois dispositifs pourraient être envisagés dont un collier où l'électronique serait disposée à l'arrière du cou, une semelle dont l'électronique est contenue à l'intérieur et un dispositif externe à la chaussure ou à la ceinture. Le collier électronique est particulièrement intéressant pour la détection des chutes. En effet, les vibrations d'un contact d'un membre avec une surface seront transmises des os vers la colonne vertébrale jusqu'à la capture derrière le cou. Ce dispositif serait cependant mieux adapté à la détection d'une chute et du calcul du niveau de l'impact associé à la chute. Un dispositif à la ceinture serait aussi adapté à la mesure de la chute, mais serait trop bruyant.

pour l'évaluation d'un risque. En effet, dans ce cas, le bruit serait trop élevé par rapport au signal à mesurer. Enfin, puisque nous voulons un dispositif réutilisable pour plusieurs clients dans une clinique de physiothérapie, il est préférable d'éviter la semelle. Le choix d'un dispositif externe, comme premier prototype, favorise le développement d'un instrument de précision. En effet, nous voulons éviter l'impact du couplage entre la semelle et le sol, ce qui serait inévitable avec une semelle. Avec cette dernière analyse, les prochaines sections vous présentent le détail de la conception du système incluant la mécanique et l'électronique.

3.3 CONCEPTION DU SYSTÈME

3.3.1 CONTRAINTES DE CONCEPTION MÉCANIQUE DU DISPOSITIF

La conception mécanique d'un tel dispositif nécessite la réponse à un certain nombre de contraintes pour assurer sa validité et sa praticabilité. Le système à mettre en place doit être :

- adaptable à la majorité des modèles de chaussures standards ;
- pouvoir contenir et protéger le système électronique ;
- utilisable en environnement extérieur et intérieur ;
- économique avec un temps de fabrication raisonnable ;
- le moins invasif et intrusif possible et
- rattachable facilement à la chaussure tout en étant non destructif.

La conception de ce dispositif suscite les réponses à trois principales interrogations :

- Le positionnement du circuit électronique dans un minimum d'espace : cet aspect a été résolu en disposant le circuit horizontalement. Ce dernier étant rectangulaire, une disposition verticale aurait donné un dispositif avec une dimension plus grande en hauteur, mais en même temps on ne gagne pas en largeur vu que cette dimension est imposée par la largeur du talon de chaussure.
- L'adhérence de la surface de contact du dispositif avec la chaussure : ce paramètre a été efficacement augmenté par l'installation de petits cônes non destructifs pour la chaussure. Cet ajustement donne une meilleure fixation au dispositif, notamment quand la personne se met à marcher. Cette idée a été prise d'un produit commercial provenant d'une fixation pour un dispositif dédié aux coureurs.

- Interaction permanente du dispositif avec le sol : Une plaque mince et en même temps assez rigide et flexible a été rajoutée au dispositif. Cette plaque sera positionnée en bas du talon de la chaussure pour assurer le contact avec le sol et empêcher le dispositif de monter ou de se déplacer suite au mouvement du pied. Cela permet une transmission optimale des vibrations du sol qui pourrait éventuellement être utile dans la différenciation des propriétés physiques des sols (surtout en ce qui concerne la rigidité et le coefficient de friction).

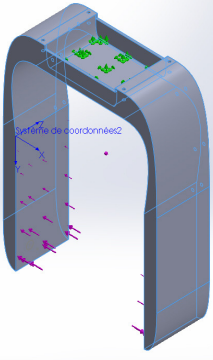
La conception a été réalisée en utilisant le logiciel de conception assistée par ordinateur SolidWorks. C'est l'un des plus utilisés sur le marché. La figure 14 illustre le dispositif conçu avec l'utilité de chaque partie. Le dispositif sera ensuite validé et fabriqué en impression 3D.

3.3.2 CHOIX DU MATÉRIAU POUR LE PROTOTYPE (NATURE ET FORME)

Le dispositif mécanique est destiné à être fixé à l'arrière du pied, plus précisément au talon de la chaussure afin de faciliter les mesures de vibration lors de l'impact du talon avec le sol. La partie mécanique est composée de 2 pièces ; la pièce principale en forme de U pour être rattachable au talon de la chaussure et pour être adaptée à la majorité des formes et des tailles standard des chaussures, aux formes et aux différents modèles (pour hommes, pour femmes). La deuxième pièce est le couvercle conçu pour protéger le circuit électronique pendant que l'utilisateur marche sur différents types de sol. Sa seule fonction est l'augmentation de la rigidité structurelle du boîtier.

À cet égard, nous avons commencé par un premier prototype pour la pièce principale en utilisant le matériau ABS afin de minimiser les coûts de fabrication pour l'essai d'une première version. La disposition horizontale du circuit électronique a été choisie pour que notre dispositif soit le plus mince et le plus léger possible. Nous avons essayé d'optimiser au maximum la forme et la quantité de matériel de la pièce tout en rajoutant de petites goupilles (géométrie en forme de cône) pour augmenter l'adhérence avec la chaussure. Les caractéristiques du matériau choisi sont présentées dans le tableau suivant :

Tableau 4 – Caractéristiques du matériau du premier prototype

Référence du modèle	Propriétés
	Nom : ABS
	Type de modèle : Linéaire élastique isotropique
	Critère de ruine par défaut : Inconnu
	Limite de traction : 3e+007 N/m²
	Module d'élasticité : 2e+009 N/m²
	Coefficient de Poisson : 0.394
	Masse volumique : 1020 kg/m³
	Module de cisaillement : 3.189e+008 N/m²

Cette pièce a été analysée avec l'outil de simulation de Solidworks pour voir s'il va résister à la flexion qui va être provoquée par l'accrochage du dispositif à la chaussure. Au lieu de calculer la force qui va s'appliquer aux deux doigts de la pièce, nous avons mesuré le déplacement maximal que le dispositif va subir. Pour pouvoir simuler les résultats de cette analyse, il faut commencer par effectuer un maillage de la pièce. Le maillage définit la précision de la simulation : plus il est dense avec une taille d'éléments réduits et une faible tolérance, meilleure sera la précision des résultats de simulation. Nous avons choisi un maillage volumique standard avec les caractéristiques suivantes :

Tableau 5 – Caractéristiques du maillage

Type de maillage	Maillage volumique
Mailleur utilisé :	Maillage standard
Transition automatique :	Désactivé(e)
Boucles automatiques de maillage :	Désactivé(e)
Points de Jacobien	4 Points
Taille d'élément	3.7798 mm
Tolérance	0.18899 mm
Qualité de maillage	Haute
Nombre total de nœuds	51068
Nombre total d'éléments	32000
Aspect ratio maximum	300.31
% d'éléments ayant un aspect ratio < 3	94.7
% d'éléments ayant un aspect ratio > 10	0.0562

% d'éléments distordus (Jacobien)	0
Durée de création du maillage (hh:mm:ss):	00:00:02
Nom de l'ordinateur :	DSA-P22120-R3

Le maillage effectué sur cette pièce avec les caractéristiques présentées est illustré par la figure 11.

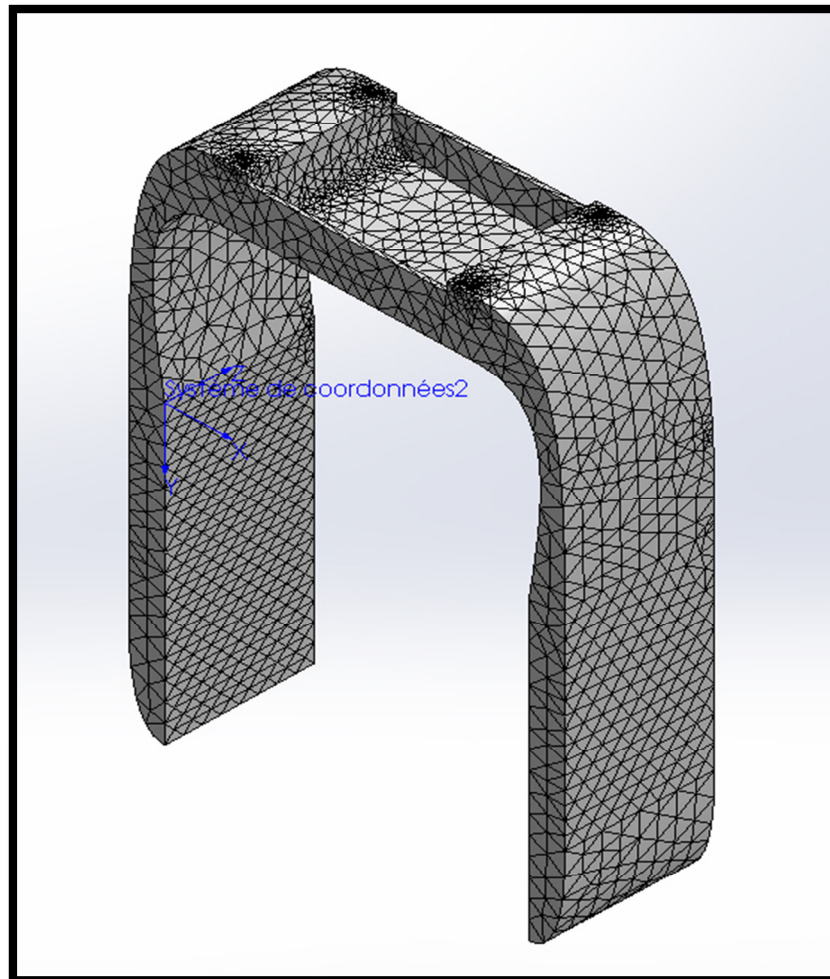
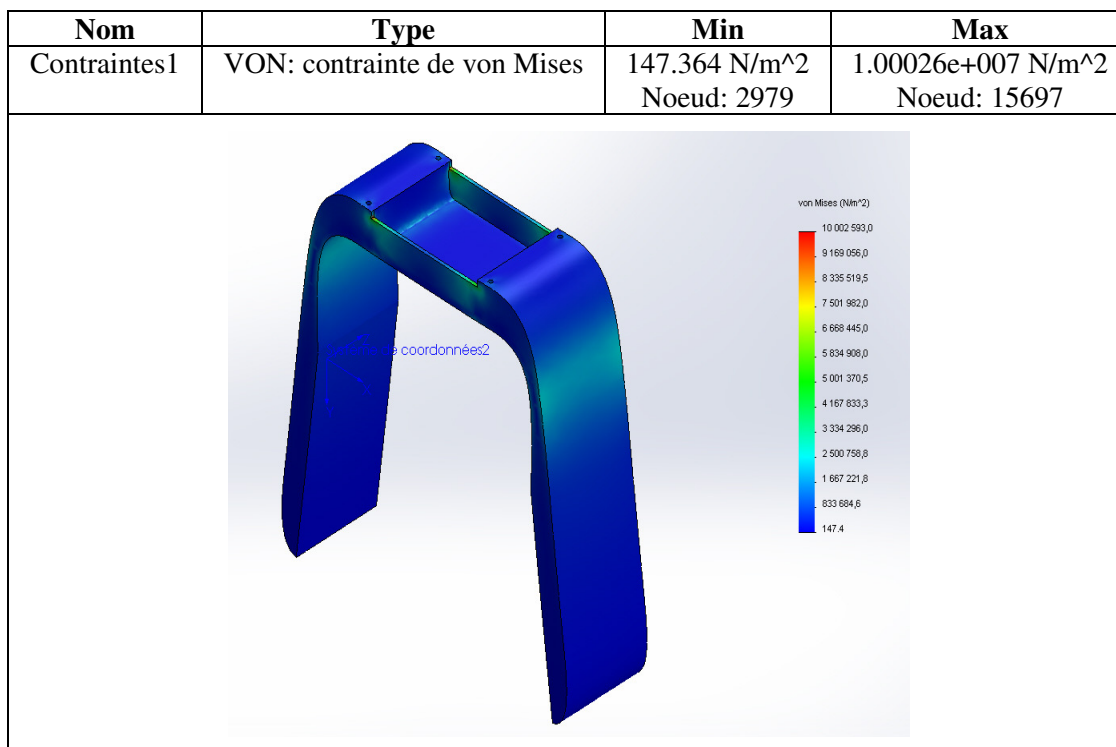


Figure 12 – Maillage de la pièce principale

Ensuite, il faut vérifier s'il y a des zones de faiblesse ou à risque pour modifier la conception en conséquence. Nous avons effectué une simulation utilisant la méthode de Von Mises pour résoudre les équations de contraintes normales sur les surfaces de la pièce. L'analyse de notre premier prototype a donné les résultats du tableau 6.

Tableau 6 – Simulation de contraintes sur le prototype



Ce premier prototype a été imprimé en 3D, sauf que le résultat n'était pas réussi, car le choix de matériau n'était pas approprié. L'ABS est un matériau très élastique et donc n'a pas donné un dispositif capable de s'attacher à la chaussure.

Une deuxième tentative s'avère nécessaire. D'abord, il faut augmenter la rigidité structurelle et améliorer la résistance à la flexion. Le matériau choisi cette fois est le *Somos 9120 DSM*, ce matériau de prototype en polypropylène est beaucoup plus rigide que l'ABS et présente des propriétés très proches du polypropylène réel. Sa flexibilité en fait un choix idéal pour un prototype avec des pressions à emboîtement ou fait à partir de pièces assemblées. Ce matériau est également utile dans la création de pièces pour des applications, où les paramètres, durabilité et robustesse constituent des exigences essentielles (par exemple, les composants automobiles, les boîtiers électroniques, les produits médicaux, des grands panneaux et des pièces à emboîtement). L'ensemble des caractéristiques physiques de ce matériau sont présentées dans la fiche technique du tableau 7.

Tableau 7 – Caractéristiques des différents matériaux d'impression 3D

Procédé/Technologie	Photopolymères					Nylons		Métaux			Thermoplastiques				
	SLA			Objet		SLS		DMLS			FDM				
Tolérances	SLA, Objet, FDM, DMLS: +/- 0.005" le premier pouce, +/- 0.002" par pouce additionnel.					SLS (nylon): +/- 0.005" le premier pouce +/- 0.003" par pouce additionnel.			SLS (AG): +/- 0.010" par pouce.						
Matériel (cliquer sur matériaux pour plus de détails)	9120***	11122****	NeXT	18420**	Matériel Numérique (Mix de vero plus et de tango plus)		Nylon 12***	Nylon 11***	Acier Inox /Bronze	Marging Steel MS1	Acier Inox PH1	PPSF	ABSplus		
Apparence	Ambre	Clair****	Blanc	Blanc pur	Tango Plus	Vero Plus	Blanc	Blanc	Bronze	Acier	Acier	Beige	Variété		
Épaisseur des Couches	.0025" .004" .006"	.0025" .004" .006"	.0025" .004" .006"	.0025" .004" .006"	.001" .002"	.001" .002"	.004" .006"	.004" .006"	.004" .006"	.0016"	.0008"	.010" .013"	.007" .010"		
Propriétés et Applications	Simili Polypro, Cliquetage Chamnières vives	Simili Polycarbonate, clair Certifié Medical ISO & USP	Simili ABS résiste à l'impacte	Simili ABS tout usage, haute température	Simili Caoutchouc, gaskets, surmoulage	Simili ABS, tout usage	Grande force d'impacte, Chamnière, Matériel de production	Certifier ignifuge normes aéronautique 25.283	Pièces métal pas chère Tooling Rapide	Idéal pour le tooling rapide	Grade médical et très précis	Plus haute résistance au produits chimiques	Variété de couleurs disponible		
Résistance au choc IZOD	J/cm (ft-lb/in)	.53 (1)	.3 (.6)	.52 (.97)	.22 (.41)		.25 (.46)	.32 (.6)	.48 (7)			.58 (1.1)	.96 (1.8)		
Module d'élasticité	MPa (ksi)	1347 (195)	2372 (344)	2490 (361)	2310 (336)			1700 (247)				2068 (300)	2265 (330)		
Résistance à la rupture	MPa (ksi)	32 (4.7)	53 (7.8)	34 (5)	43 (6.4)	211	55	43 (6.2)	46 (6.7)	610 (88)	1000 (145)	1150 (167)	55 (8.0)	36 (5.2)	
Allongement à la rupture	%	28	20	10	16	218	15	14	21	3	8	16	3	4	
Indice de réfraction		ND	1.51	ND	ND	NA	NA	ND	ND	ND	ND	ND	ND	ND	
Résistance à la flexion	MPa (ksi)	46 (6.7)	74 (10.4)	70 (10)	70 (10.2)		75 (11)	48 (6.9)	46 (6.7)				110 (15.9)	52 (7.6)	
Module de flexion	MPa (ksi)	1455 (210)	2372 (344)	2450 (357)	2130 (309)		2200 (320)	1500 (217)	1460 (212)				2206 (320)	2200 (320)	
Dureté	A, D, or Rockwell	82D	84D	82D	88D	27A	82D	73D	73D	15HRC	35HRC	35HRC	M86	R105	
HDT@.46MPa (66psi)	C (F)	61 (142)	54 (129)	57 (134)	98** (208)		45 (115)	180 (356)	194 (381)	~230 (450)	400 (750)	550 (1022)		90 (195)	
HDT@1.81MPa(264psi)	C (F)	37 (98)	49 (120)	51 (124)	78** (173)			95 (203)	70 (158)					189 (372)	76 (169)
Tg	C (F)	41 (106)	46 (109)	47 (116)	96 (205)									230 (446)	104 (219)
Absorption d'eau	%	.93	.35	.41	.68		1.2								
Compression	%			-		4									
Rigidité diélectrique	kV/mm (V/mil)		16.3 (413)	15.5 (395)	14.2 (359)			17.3 (439)						14.6 (372)	32 (810)

Ce deuxième prototype, mis à part le choix de matériau différent, a aussi une conception différente afin de renforcer la pièce et la rendre plus résistante aux contraintes de flexion. Le nouveau concept est présenté sur la figure 14 avec les dimensions et différentes vues de la pièce.

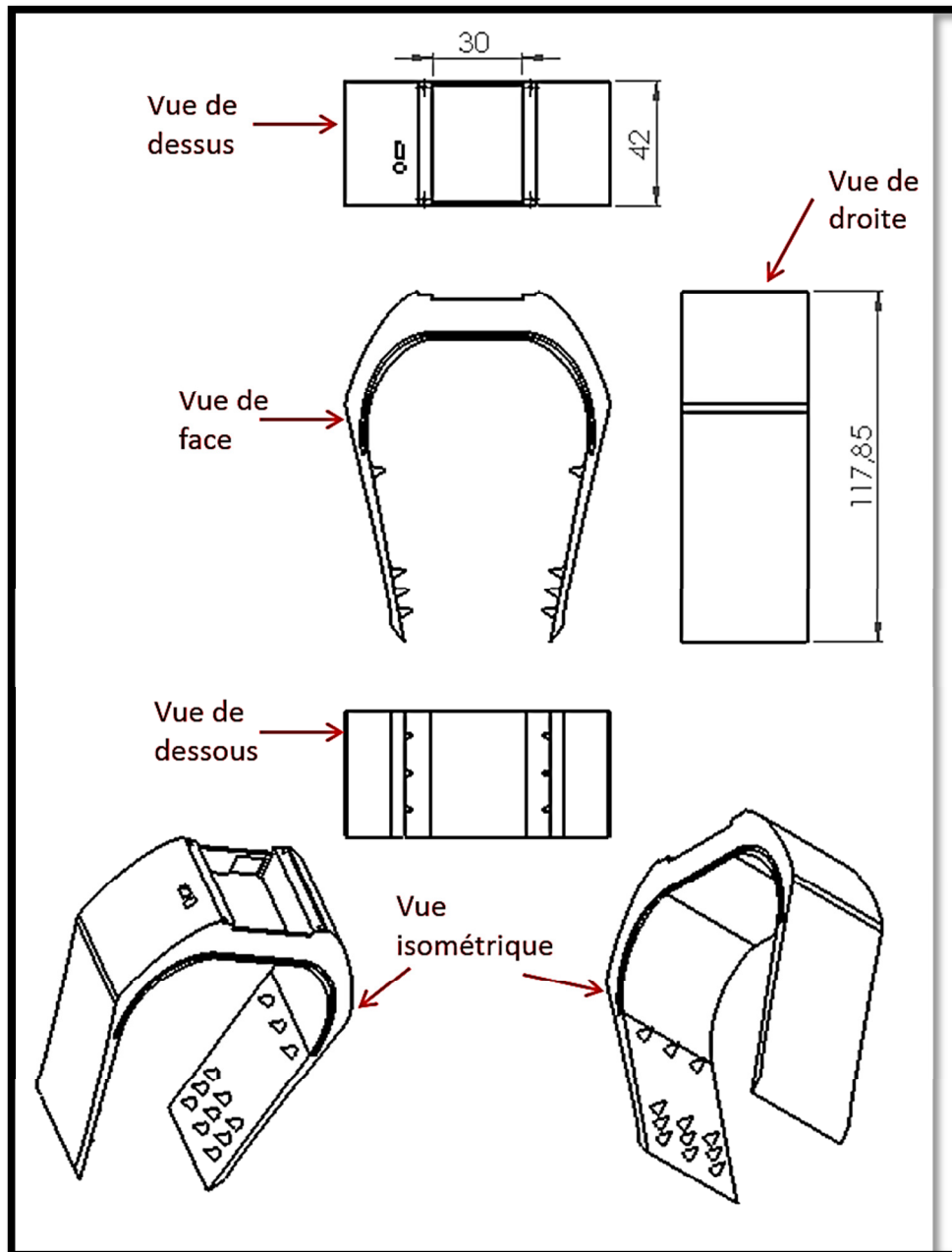


Figure 13 – Schéma technique du deuxième prototype

La deuxième tentative était plus réussie que la première, mais toujours pas satisfaisante. La quantité de matière était trop importante ce qui a rendu la pièce beaucoup trop rigide et pas assez

flexible pour s'adapter aux différentes tailles de chaussures. Le coût de fabrication était aussi trop élevé, ce qui nous a amenés à réduire la quantité de matériel utilisé pendant l'impression 3D. Elle pourrait même s'avérer destructive pour la chaussure de l'utilisateur. Par contre, elle nous a montré tout de suite que le choix du matériau était convenable. Ainsi, il faudra optimiser davantage la géométrie et la structure afin d'atteindre une flexibilité optimale. Cette conception a été réalisée dans la troisième et dernière tentative illustrée dans la figure 14. Nous avons obtenu un dispositif flexible et robuste aux flexions qui répond aux différentes tailles et formes de chaussures. De plus, cette dernière version était suffisamment rigide pour protéger le circuit électronique et bien s'attacher à la chaussure.

La conception de la partie mécanique a abouti à la mise au point d'un système portable, répondant aux exigences fixées et permettant la mesure des différents paramètres de la marche. Le matériau choisi qui est le *Somos 9120 DSM* et répond parfaitement aux exigences de notre dispositif et aux conditions de son utilisation. Il permet d'avoir une dureté suffisante pour protéger le circuit électronique, tout en étant flexible pour permettre la fixation à la chaussure et favoriser une transmission des signaux vers l'instrument de mesure.

Une des plus grandes contraintes dans la conception mécanique était que le circuit électronique n'était pas encore finalisé ce qui a nécessité beaucoup de communication et d'ajustement en continu pour parvenir à le loger dans le boîtier avec les positions des ports et sorties de fils de connexion. Le choix d'une batterie d'alimentation du circuit après la conception du boîtier a également suscité le respect des dimensions fixées [76]. Le prototype fabriqué est présenté sur la figure 13. La conception des deux parties mécanique et électronique s'est conclue par la mise au point d'un système portable, répondant aux exigences fixées et permettant la mesure des différents paramètres de la marche.

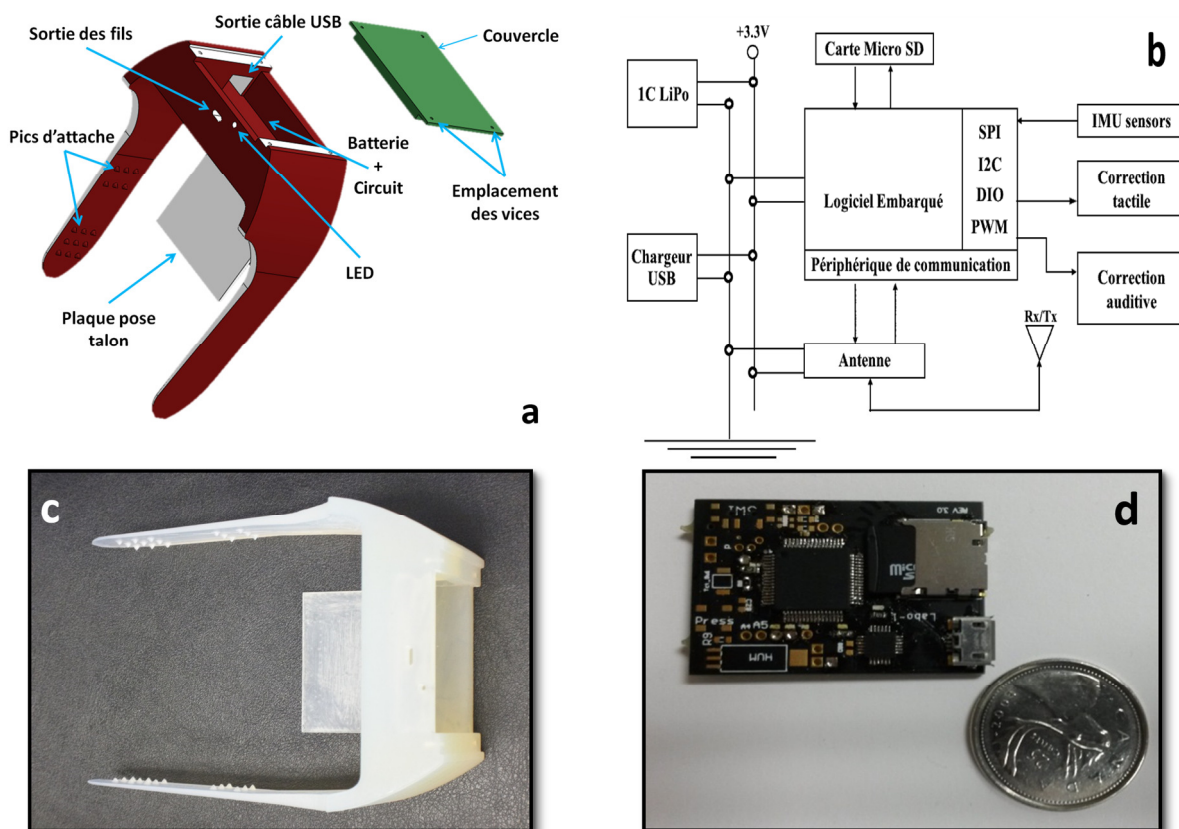


Figure 14. Parties mécanique et électronique du dispositif

3.3.3 PROCÉDÉ DE FABRICATION DU DISPOSITIF

La pièce que nous avons conçue dans ces travaux de recherche serait pratiquement un défi de taille à usiner avec une CNC multiaxes. En effet, la complexité de la géométrie (une pièce) ne permet pas l'utilisation des outils d'usinage usuel. Par conséquent, la fabrication a été réalisée en utilisant la technologie SLA (stéréolithographie) en impression 3D. Cette technologie a l'avantage d'être assez précise et beaucoup moins dispendieuse que les anciens procédés de fabrication de prototypes semblables au nôtre.

La technologie d'impression 3D avec la technologie SLA utilisée est suffisamment précise par rapport au coût de fabrication. Nous pouvons aussi noter que la technologie FDM (déposition de couches de plastique par fusion d'un fil de polymère), la plus répandue en impression 3D, n'est pas adaptée à ce type de produit dû au potentiel de délamination du plastique suite à plusieurs flexions.

L'imprimante 3D utilisée est l'*Objet Connex 500* qui est une imprimante de partie multimatériaux, qui fait une projection simultanée de différents matériaux. Elle fait aussi un mixte plateau qui consiste à imprimer différentes pièces réalisées avec des matériaux différents en une seule génération (simultanément). Cette imprimante dispose d'une qualité exceptionnelle et une grande précision grâce aux couches de 16 microns haute résolution assurant la fabrication de surfaces lisses et des détails très fins. La taille du plateau est de 500 × 400 × 200mm [76].



Figure 15 - Imprimante 3D Connex 350

3.4 CONCEPTION ÉLECTRONIQUE DU DISPOSITIF

Le circuit électronique est conçu pour être le plus petit possible et occuper le minimum d'espace. Ce circuit assure la mesure directe de certains paramètres comme la température, l'humidité et la pression atmosphérique et la mesure indirecte d'autres paramètres qui seront calculés à partir des signaux de la centrale inertielle dont la cadence des pas, la longueur de la foulée et le temps de balancement. La vibration du sol est mesurée à partir du signal d'accélération (réponse impulsionnelle du talon) afin d'évaluer ses propriétés physiques, dont sa déformation (mesure de la rigidité et de l'amortissement). Toutes les mesures sont rendues possibles grâce aux nombreux capteurs implantés sur le circuit (accéléromètre à 3 axes, gyroscope à 3 axes, baromètre, magnétomètre, thermomètre, capteur d'humidité). Le dispositif comprend également le microprocesseur qui effectue les calculs grâce à un algorithme intégré, la carte MicroSD pour l'enregistrement des données et un module Bluetooth pour le transfert des données à d'autres appareils sans fil (téléphone intelligent et tablette par exemple). Ce dispositif électronique est alimenté par une batterie Lithium Polymère (LiPo) à 400mAh, à une cellule. Le tableau 1 résume tous les composants du circuit ainsi que leurs références :

Tableau 8 - Les composantes du circuit électronique de notre dispositif [76]

Index	Description	Composante
1	Capteur gyroscopique 2 axes	LPR510AL
2	Capteur barométrique	ASB1.200VRTNH19
3	Module de gestion de batteries au Lithium	MCP73831T-2ACI
4	Régulateur de tension à découpage	MCP1603T-330I
5	Microcontrôleur	PIC24fj256GB206
6	Capteur magnétométrique 3 axes/ Température	HMC5983
7	Réceptacle de carte MicroSD	
8	Réceptacle MicroUSB	
9	Capteur gyroscopique 1 axe	LY3100ALH
10	Capteur d'humidité	HIH-5030
11	Module Bluetooth	BTDGL
12	Capteur d'accélération 3 axes	LIS344ALHTR

3.5 DÉTECTION DES PHASES DE LA MARCHE

Le dispositif porté à la chaussure et connecté à la tablette via le module Bluetooth. Les données d'accélération mesurée sont transmises en temps réel (souple) à l'application d'acquisition déjà installée sur la tablette. Avant de mettre en œuvre l'algorithme sur un micrologiciel, nous avons évalué plusieurs possibilités avec les outils de Matlab.

Puisque la démarche humaine est principalement composée de deux phases dans un cycle de marche (phase d'appui et phase oscillante), ces deux parties sont les principales à détecter dans un premier temps. D'autres phases pourraient être détectées soit à partir de ces deux phases de base ou bien en utilisant un deuxième dispositif attaché au deuxième pied. Pour calculer les positions du pied et permettre le suivi dans une scène virtuelle, notre algorithme utilise une double intégration qui pourrait diverger au fil du temps en considérant que l'intégration du bruit qui devient une quadratique en position. En effet, pour éviter toute accumulation d'erreurs au cours du temps, l'intégration du signal d'accélération doit être effectuée uniquement durant la phase de balancement du pied qui correspond à 40% du cycle de démarche. Autrement dit, la condition initiale de la double intégration est réinitialisée pour chaque pas à zéro. L'erreur (provenant du bruit et la dérive provenant de l'erreur de l'intégrale numérique) accumulée pourrait être évaluée en temps réel durant la phase d'appui et aussi en temps différé. Elle est en

effet proportionnelle à la racine carrée du temps d'intégration [11]. Vu que la dérive n'est pas constante, sans aucune correction, la position calculée pourrait être similaire à une fonction quadratique. Par la suite, la position calculée a besoin d'être calibrée puisque l'accélération mesurée n'est pas une mesure absolue. Cette calibration est effectuée dans la phase d'apprentissage où l'utilisateur fournit les données de son patron moteur de la marche à un algorithme d'optimisation.

Notre objectif est d'identifier les quatre phases de la démarche afin d'en extraire les variations des paramètres. Pour y arriver, nous avons commencé par une expérience simple consistant à demander aux participants de marcher tout droit sur un sol neutre (béton) pour une distance de 10 mètres avec le dispositif proposé installé à la chaussure. Ce sol représente la référence absolue de l'instrument de mesure : toutes les autres mesures sont relatives à ces données mesurées. Par la suite, les participants ont été invités à réaliser deux types d'expérience. Dans la première, le sujet doit marcher avec une démarche normale dans une salle d'expérience pendant une période de 20 secondes. Dans la deuxième, les sujets ont été chargés de la même expérience, mais avec une longueur de pas plus courte et des pas plus rapides. Cette démarche vise à calibrer notre algorithme et évaluer s'il est capable de mesurer une variation entre la longueur des pas et les longueurs de l'enjambée.

Il a été noté que les signaux d'accélération des axes X et Y présentent des pics répétitifs tout au long de la démarche. Ces pics se produisent à des moments différents pour les deux signaux [6]. En effet, ils représentent deux instants clés dans la démarche humaine notamment les moments de prise et de perte de contact du pied avec le sol. La détermination de ces deux instants pour chaque pas nous fournit des informations suffisantes pour l'évaluation des quatre phases de la démarche. L'accélération suivant l'axe Z n'est pas utilisée dans l'algorithme proposé. De ce fait, pour estimer les phases de la marche, jusqu'à présent, uniquement les axes X et Y de l'accéléromètre sont utilisés par l'algorithme et donnent respectivement les mesures a_x et a_y comme le montre la figure 15.

En premier lieu, afin de détecter les pics des signaux d'accélération a_x et a_y , de nombreux filtres successifs ont été appliqués sur chaque signal d'accélération. Cette opération est nécessaire

pour réduire le bruit dans le signal brut et délimiter les différentes phases de la démarche. Ces filtres sont inspirés d'un algorithme de détection de pics utilisé dans le traitement du signal d'un électrocardiogramme (ECG) comme le montre [12]. D'après la figure 16, une fenêtre glissante de 0.25 seconde est utilisée pour trouver la valeur maximale où la position temporelle est mémorisée en mémoire. Ces positions des pics sont montrées dans figure 17b et 17c.

Le temps associé à chaque pic du signal d'accélération définit le début et la fin des deux phases de la démarche, la phase d'appui ainsi que la phase oscillante. Plus particulièrement, la détermination de l'instant du pic sur l'axe X détermine l'évènement de décollage du pied du sol. L'autre signal Y est utilisé pour trouver l'évènement de pose du talon comme le montre la figure 2. Pour améliorer la robustesse de l'algorithme, deux conditions supplémentaires ont été ajoutées : premièrement, aucun pic ne sera détecté dans le signal a_y avant la détection d'un pic dans le signal a_x et deuxièmement, le nombre des pics de l'axe a_x et a_y doivent être égaux. Connaissant le pourcentage du cycle de la marche associé à chaque phase, il est possible d'estimer, à l'intérieur d'une fenêtre temporelle, l'intervalle de temps de chaque phase. Par la suite, l'intégration est appliquée dans l'intervalle de temps défini par les pics détectés sur les axes X et Y qui correspondent à la phase de balancement du pied. La fonction d'intégration utilise une méthode trapézoïdale comme décrite dans [13], cette méthode est basée sur l'interpolation linéaire de $f(x)$ à $x_1 = a$ et de $x_2 = b$. $f(x)$ peut être approximée par :

$$p(x) = f(a) + (x - a)[a, b]f = f(a) + (x - a) \frac{f(b) - f(a)}{b - a} \quad (1)$$

L'intégrale de $p(x)$ est égale à l'aire du trapèze de base $(b-a)$ base avec une hauteur moyenne de $\frac{1}{2} (f(a) + f(b))$. Par conséquent :

$$\int_a^b f(x)dx \approx \frac{(b - a)}{2} (f(a) + f(b)) \quad (2)$$

L'erreur de la méthode trapézoïdale est la différence entre la valeur de l'intégral et le résultat numérique. Nous avons effectué des modifications pour imposer des conditions initiales et finales telles que : remettre à zéro la position et la vitesse durant la phase d'appui et remettre la vitesse à zéro suite à la pose du talon. En utilisant ces conditions, on considère une position statique du pied pendant la phase d'appui. En d'autres termes, ces conditions sont valides quand le pied est collé sur la surface du sol (sans glissement). La position du pied est estimée durant la

phase oscillante puis calculée et corrigée pendant la phase de pose du talon. Un tel algorithme a été récemment présenté dans [14] et [15]. Finalement, la position est déterminée par l'équation de la droite entre deux points de mesure qui peut être simulée à sa pente comme l'illustre la figure 15 :

$$p = \frac{(\omega_i - \omega_{i-1})}{(t_i - t_{i-1})} \quad (3)$$

Afin d'augmenter la précision de l'intégration, les erreurs provenant du bruit et de la dérive peuvent être minimisées par un recalibrage périodique en utilisant la phase d'appui (position statique du pied) pour estimer l'amplitude du bruit et calculer le niveau de dérive. L'effet du bruit est réduit en utilisant un filtre gaussien adaptatif ou un observateur d'états de Kalman. Le niveau de dérive est une valeur constante soustraite de l'accélération brute. La première intégration nous donne la vitesse et les quatre phases de la démarche comme le montre la figure 17d. Cette détection des phases de la démarche a été présentée dans certaines recherches, mais en utilisant des résistances de détection de force situées en dessous du pied [16]. En effectuant une deuxième intégration, nous pouvons obtenir la position du pied.

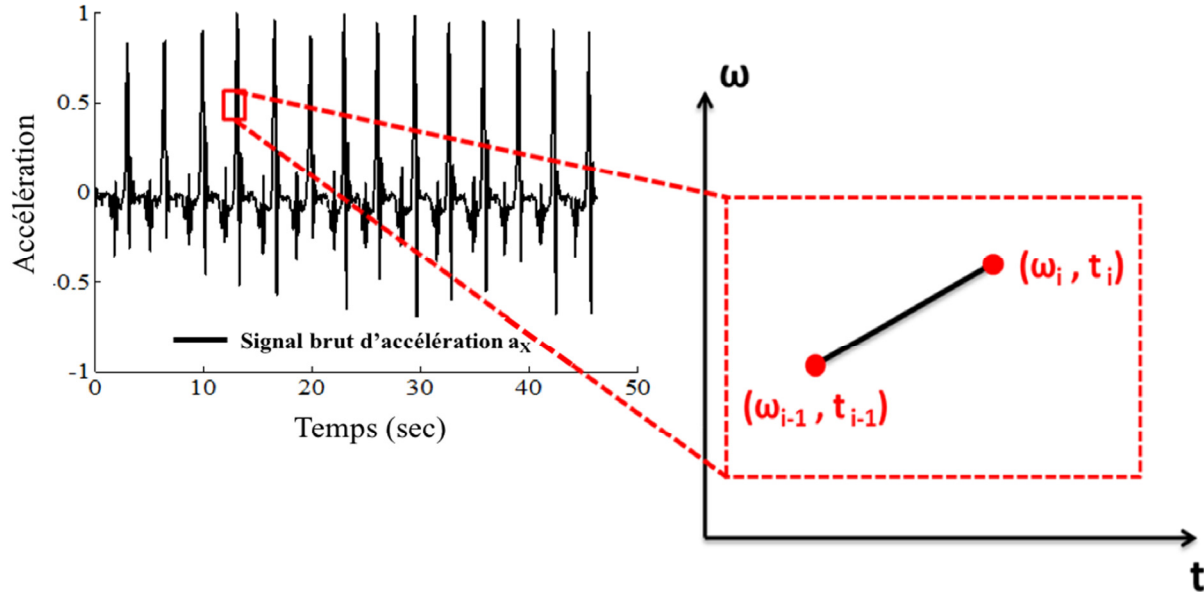


Figure 16 - Méthode d'intégration du signal

La détection des phases de la démarche pourrait être mise en œuvre en utilisant un modèle statistique. Le modèle utilisé est composé de six paramètres (F_i) calculés à partir du signal d'accélération : l'écart type, la moyenne, le kurtosis, l'asymétrie, l'énergie et la variance. Ces

paramètres, sélectionnés dans l'algorithme proposé, dépendent des phases de la marche à différentier comme suggérées dans [17] et [18]. Le modèle statistique donne un niveau L calculé à travers la somme pondérée des N paramètres F_i par un coefficient W_i afin de détecter la phase de la démarche actuelle :

$$L = \sum W_i \times F_i \quad (4)$$

Le facteur W_i est optimisé pour chaque utilisateur dans la phase d'apprentissage avant d'effectuer l'expérience. Comme le montre la figure 17d, quatre phases de la démarche pour chaque pas peuvent être différenciées en utilisant ce modèle statistique. La différenciation en temps réel des phases de la démarche pourrait donc être exécutée à l'aide de trois seuils calculés en utilisant la moitié de la distance minimale entre chacune des courbes. Cet algorithme appliqué en temps réel donne les intervalles de phase de la démarche représentés sur la figure 17d. Il serait éventuellement possible d'utiliser un algorithme d'intelligence artificielle comme les réseaux de neurones ou les HMM afin de compléter cette détection. Cependant, cela n'est pas un des objectifs du présent ouvrage.

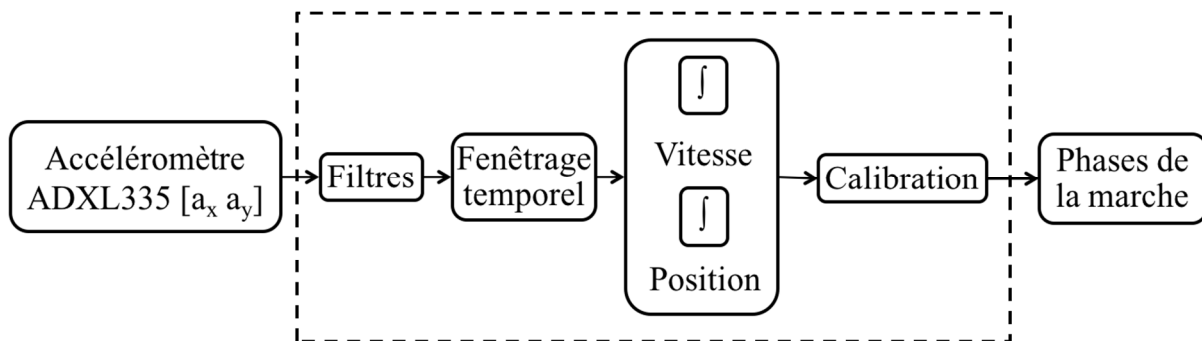
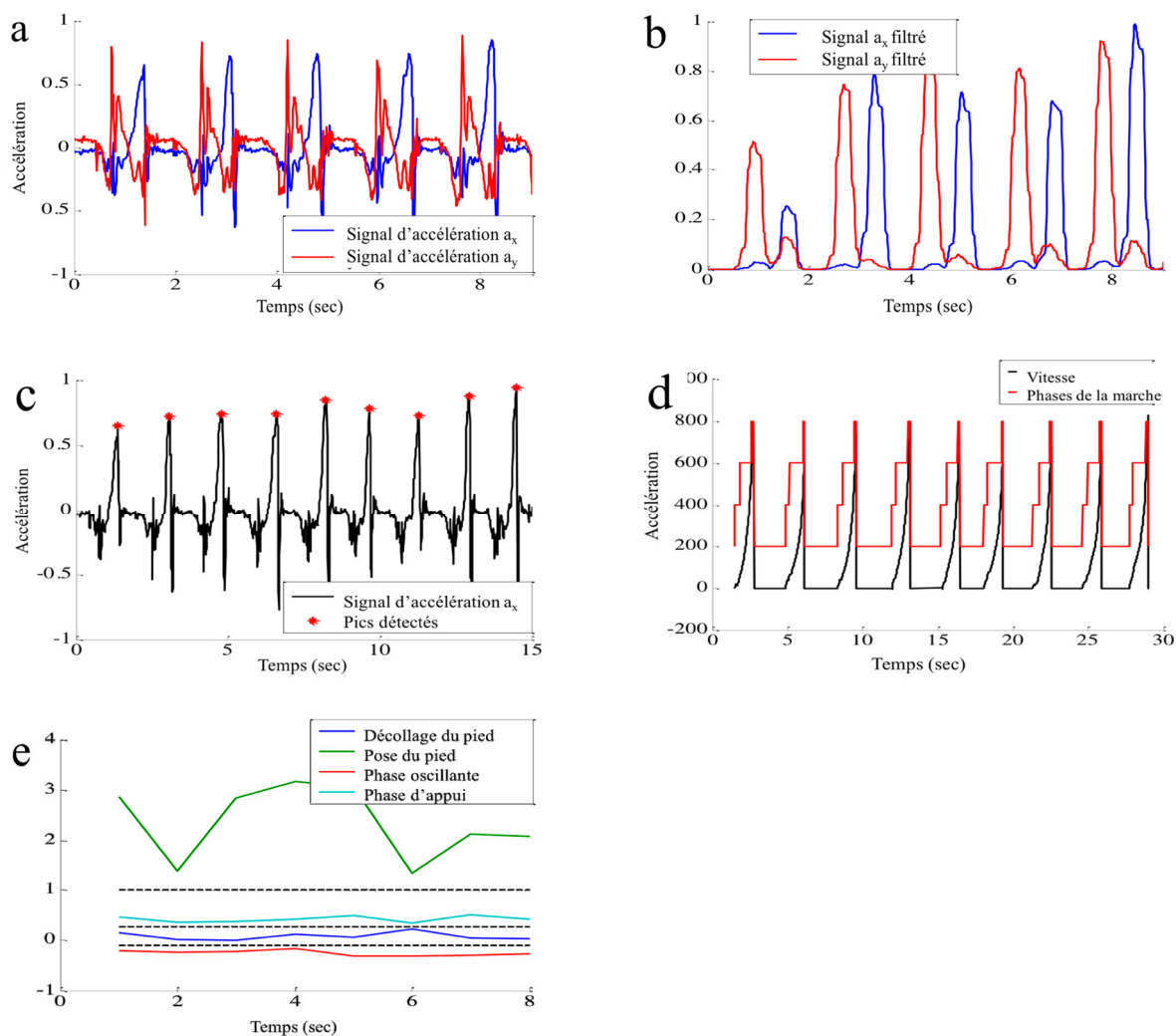


Figure 17 - Processus de détection des phases de la marche

Pour pouvoir utiliser les paramètres sélectionnés dans le calcul du risque de chute, notre algorithme devrait être en mesure de détecter, calculer et estimer leurs variabilités respectives après chaque pas par rapport à une référence.

Comme nous l'avons mentionné précédemment, les données de la centrale inertielle de notre circuit électrique permettent de mesurer le déplacement du pied. Le signal brut de l'accélération est traité par une suite de filtres afin de pouvoir l'exploiter et extraire les informations pertinentes. L'algorithme a été développé en premier lieu sur le logiciel Matlab pour

pouvoir visualiser facilement les signaux, optimiser leur traitement et effectuer les tests nécessaires pour la calibration. Par la suite, il fallait le transférer en langage JAVA et ANSI C pour être en mesure de le faire fonctionner sur des plateformes mobiles (fonctionnant dans un micrologiciel ou sous le système Android).



Notre algorithme fonctionne selon les étapes suivantes :

- 1) récupération des données de l'accéléromètre ;
- 2) filtration du signal d'accélération ;
- 3) détection des moments clés repérés grâce à des pics d'accélération brusque ;
- 4) estimation pour chaque pas complet, des différents paramètres de la marche ;
- 5) calcul d'une moyenne de référence suite aux six premiers pas effectués ;

- 6) calcul de la variabilité par rapport à la moyenne de référence et
- 7) affichage de la variabilité de chaque paramètre, suite à chaque pas.

Après que le signal d'accélération subit tout ce traitement, les phases de la marche sont détectées afin de calculer les variations des paramètres de la marche, qui sont les entrées du calcul du risque de chute.

3.6 VARIABILITÉ DES PARAMÈTRES DE LA MARCHE

La marche humaine peut être affectée par plusieurs facteurs intrinsèques (état physiologique ainsi que l'état de santé de la personne) et extrinsèques (en relation avec l'environnement dans lequel se déplace la personne). Une personne avec des problèmes de santé aura un grand risque de déséquilibre même si l'environnement est très favorable pour marcher en sécurité. De même, quand l'environnement est dangereux, la personne qu'elle soit en bonne santé ou pas, le risque a tendance à augmenter. Donc, on pourrait affirmer que les deux catégories de paramètres ont la même importance dans l'estimation du risque de chute.

Dans notre démarche, nous avons prévu l'acquisition des principaux paramètres pour pouvoir estimer le niveau du risque. Nous avons également prévu de rajouter à partir d'une base de données l'historique médical de la personne. Ce dernier fournira le maximum d'informations utiles à l'algorithme afin d'optimiser ses calculs et sa précision. À ce stade des travaux de recherche, cette tentative s'est avérée vaine, car nous n'avons pas réussi à exploiter tous les paramètres environnementaux ainsi que l'historique médical de la personne en raison d'une fonctionnalité déficiente des capteurs de température, de pression et d'altitude sur le circuit imprimé, n'ont pas été complètement intégrés. Dans le cadre de cette recherche, l'historique médical aurait été un paramètre sans impact puisque nos participants sont tous des jeunes en bonne santé, dans un environnement contrôlé. Son intérêt aurait toutefois sa place dans une population de sujets âgés ou patients avec troubles neurologiques.

Enfin, notre calcul du risque sera donc basé uniquement sur trois paramètres intrinsèques de la marche humaine notamment la variabilité de la durée de balancement du pied, la variabilité de

la durée de pose du pied ainsi que la variabilité de la durée d'un pas complet. Il s'agit des paramètres les plus significatifs et mesurables pour l'équilibre de la personne. Le calcul de cette variabilité se réalise toujours par rapport à une référence, qui peut être la moyenne de plusieurs pas sur un sol régulier dans des conditions idéales, quand la personne marche normalement. Cette approche est basée sur le fait que ces paramètres varient considérablement d'une personne à une autre. Il ne s'agit pas d'une variation aléatoire puisqu'elle est liée à la taille, au poids, à l'âge, au sexe et à plusieurs autres facteurs physiologiques.

Tableau 9 - Impact des variabilités sur le risque de chute

Paramètres de la marche	Impact sur le risque	Références
Variabilité de la longueur de la foulée	↑	Maki (1997)
Variabilité de la cadence	↑	Maki (1997)
Variabilité du temps de balancement du pied	↑	Hausdorff <i>et al.</i> (2001)

Les paramètres de la marche n'ont pas la même moyenne normale pour chaque personne : ils changent selon le sexe, l'âge et le poids et la posture. Raison pour laquelle, il est plus intéressant de détecter la variation temporelle de ces paramètres, et ce, de manière individuelle. Cette variabilité est calculée par rapport à la valeur moyenne normale de chaque participant, qui est estimée par une calibration des mesures durant sa normale démarche sur le béton. La mesure de la variabilité de la longueur de la foulée et du temps de balancement du pied nous a permis d'identifier les irrégularités dans le rythme de la marche. Chaque variabilité des paramètres est calculée par rapport à la valeur moyenne de chaque paramètre pour chaque cycle de marche. Elle est considérée comme anormale quand elle dépasse $\pm 10\%$ selon [77].

Notre analyse des paramètres de la marche vise donc leurs variations temporelles indépendamment de leurs valeurs fixes à un temps précis. Les paramètres considérés dans la conception de notre modèle sont les suivants :

- La cadence des pas : est un paramètre qui est très similaire à la vitesse de la marche, mais beaucoup plus facile à extraire et à mesurer. Elle est généralement calculée en pas par minute. La cadence normale pour des personnes normales est estimée à 101,8 pas/min [77]. Elle varie d'une personne à une autre avec un intervalle de variation entre [93,8 - 109,1 pas/min]. Il est considéré qu'une unité de 10 pas/min de baisse de la

cadence par rapport à la normale est suffisante pour augmenter le niveau de risque. Le risque de chute est présent chaque fois que la cadence diminue ou augmente par rapport à la cadence moyenne normale. Il demeure toutefois plus élevé dans le cas d'une baisse.

- La variabilité de la longueur de la foulée : est choisie pour détecter les anomalies dans le rythme de la marche qui peuvent être dues à différents facteurs environnementaux et physiques (température et fatigue). La longueur de la foulée change aussi d'une personne à une autre, mais la variabilité reste constante et constitue une référence fiable pour détecter une éventuelle anomalie dans la démarche. La variabilité de la longueur de la foulée s'étend de [2,48 à 5,56%] avec une normalité à 3,6%. Toute variation évaluée à 10% d'augmentation constitue un marqueur de risque [56].
- Le temps de balancement du pied : dépend aussi de la personne, mais c'est sa variabilité qui est importante pour détecter les irrégularités de la démarche. La variabilité moyenne (normale) du temps de balancement du pied (*swing*) est de 5,17% [77] avec un intervalle de variation de [2,85 à 7,62%]. Le même pourcentage (10%) que la variation de la longueur de la foulée est considéré comme indicateur suffisant de risque de chute.

3.7 MÉTHODOLOGIE EXPÉRIMENTALE

Le protocole expérimental comprend 3 parties ; la première consiste à effectuer le « Test de la chaise chronométré » (TUG) qui est parmi les tests les plus utilisés en milieu médical pour évaluer l'équilibre et le risque de chute durant la marche. Ceci permettra d'obtenir un étalon pour l'instrument de mesure. La deuxième est le suivi du mouvement des pieds lors de la marche grâce au système de caméras. Dans la troisième et dernière partie, on utilise le dispositif électronique décrit plus haut qui acquiert les données quand la personne marche. Toutes ces expériences seront faites à quatre reprises par la même personne, mais sur des sols différents afin d'étudier leurs impacts sur la démarche ainsi que la capacité à maintenir son équilibre.

Notre étude implique 10 participants en bonne santé (âgés entre 18 et 27 ans, 7 hommes et 3 femmes). Ce sont des étudiants de l'UQAC, ne souffrant d'aucune anomalie au niveau de la démarche et indemne de toute autre pathologie. Ce groupe permettra d'évaluer la sensibilité de l'instrument à détecter des variations de paramètres sur les types de sol. Cette première étape est

très importante avant d'effectuer des évaluations sur des populations cibles dont les Parkinsoniens et les Ataxies.

3.7.1 APPROBATION D'ÉTIQUE

Une demande d'éthique a aussi été octroyée pour faire les expérimentations dans notre laboratoire. Tous les sujets ont été informés sur les protocoles expérimentaux et ont donné avant leur participation, un consentement écrit libre et éclairé (voir approbation en annexe). Sans la signature du consentement écrit, un participant ne peut pas effectuer l'expérience.

3.7.2 ÉTAPES DE L'ÉVALUATION DE LA MARCHE

Cette expérimentation est inspirée du test « Test de la chaise chronométré » qui constitue en exploration clinique, un moyen d'évaluation de la marche et de l'équilibre basé sur le calcul de temps nécessaire pour réaliser des tâches précises, évalués sur un score allant de 1 à 5. Le TUG est un test effectué uniquement sur un type standard de sol non déformable. Dans notre cas, l'intérêt de faire cette expérience est d'extraire les données de mesure pour les différents paramètres considérés afin d'aboutir au calcul du risque de chute. Chaque personne effectue au total dix va-et-vient, dont deux va-et-vient sur chacun des cinq types de sol (béton, gravier, sable, sol mou et parqueté).

3.7.3 DÉROULEMENT DE L'EXPÉRIMENTATION

L'expérimentation se déroule comme suit :

- 1) le participant attache le dispositif de mesure au talon de sa chaussure ;
- 2) il se lève de sa chaise et commence à marcher au signal donné par le chercheur ;
- 3) une fois arrivé au bout, il fait demi-tour pour revenir à sa position de départ ;
- 4) une fois revenu il s'assoie sur la chaise et
- 5) le participant refait la même expérience en marchant sur les quatre autres sols.

L'analyse de cette phase nous permettra d'évaluer le risque quand la personne se lève et commence à marcher et de le comparer au risque quand la personne est déjà debout avant son départ.

3.7.4 LE SYSTÈME 3D DE DÉTECTION DE MOUVEMENT

Afin de calibrer la position donnée par l'accéléromètre et notre algorithme, le système utilisé est un Optitrack de Natural Point. Le système utilisé est composé de 8 caméras infrarouges à 100fps qui enregistrent le mouvement des marqueurs de 11mm de diamètre placés sur le pied du participant. Les données d'acquisition de ce système servent comme référence aux différentes mesures provenant de notre système.



Figure 19 - Caméras

Les caractéristiques des caméras sont les suivantes :

- 46° de champ de vision ;
- connexion à l'ordinateur via un câble USB ;
- une résolution de 0.3 MP ;
- une fréquence de 100 FPS ;
- une précision submillimétrique ;
- un temps de latence de 10 ms et
- 26 IR LEDs.

Des marqueurs réfléchissants passifs sont situés dans des positions spécifiques sur la jambe et le pied afin de suivre sa trajectoire. Durant l'expérimentation le système de détection des mouvements est utilisé comme moyen de comparaison entre les phases de la marche vues par les caméras et ceux détectés par notre dispositif électronique de mesure. Idéalement, pour qu'un marqueur soit bien détecté, il faut qu'il soit toujours dans le champ de vision d'au moins deux caméras. L'espace ou le volume de détection est défini en faisant la calibration (triangulation 3D) et ajustant les positions des caméras afin de couvrir le maximum de volume d'intérêt.

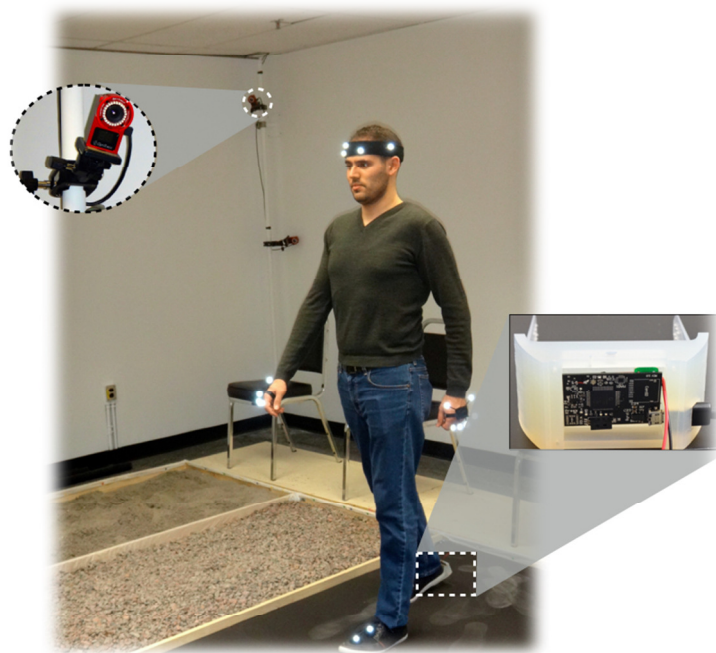


Figure 20. Matériel de l'iTUG

La mise en place et la calibration des caméras ont été faites de la façon la plus optimale pour couvrir le maximum d'espace. Malgré cette optimisation, les derniers pas aux extrémités des couloirs (béton et sable) sont restés en dehors des champs de caméras à cinq mètres, mais demeurent dans le couloir de trois mètres du TUG classique. Le système de caméras permet de suivre plusieurs points sur le corps, sauf que, dans notre expérience, nous nous intéressons davantage au mouvement du pied. Les données acquises par ce système pour le même participant suivant l'axe colinéaire à sa direction de marche sont illustrées sur la figure 23b.

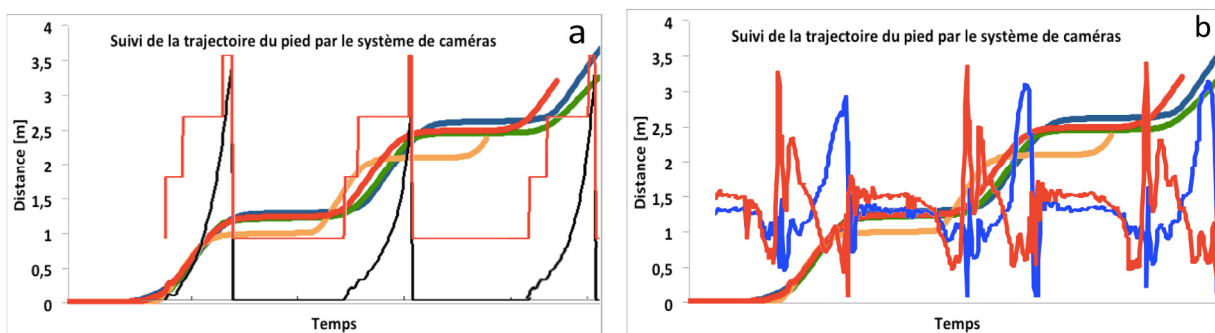


Figure 21 - Suivi de la trajectoire du pied

Les résultats obtenus montrent un décalage entre les quatre trajectoires du pied de la même personne marchant sur les différents types de sols. Ce décalage est mesuré par plusieurs paramètres de la marche notamment la durée de la phase de balancement du pied, la longueur des pas ainsi que la durée de la phase de pose du pied au sol. Ceci mène à la conclusion que la démarche d'une même personne peut être influencée par la nature du sol comme le montre la figure 23.

L'analyse des données des caméras pour les différents participants aboutit à la même conclusion que celle obtenue avec le test TUG. En effet, le degré de difficulté varie d'une personne à une autre et d'un sol à un autre. De plus, la façon de marcher varie considérablement d'un participant à un autre. Ce raisonnement explique la raison pour laquelle, les chercheurs ont fixé pour chaque paramètre de la marche, des intervalles de valeurs de variabilité où la variation est considérée comme normale. En dehors de ces intervalles, on peut dire que la démarche de la personne présente des irrégularités qui peuvent affecter le risque de chute. Cela nous donne un point de départ pour concevoir l'algorithme de logique floue. Cependant, avec de débiter avec cet algorithme, il est pertinent d'étudier un modèle dynamique pour comprendre quels sont les paramètres du modèle qui influence le risque de chute. Cette étude pourrait éventuellement nous aider à améliorer la robustesse de l'évaluation du risque.

3.7.5 CONFIGURATION DE L'ENVIRONNEMENT D'EXPÉRIMENTATION : LES SOLS UTILISÉS

Le montage expérimental a été fabriqué sur mesure au laboratoire LAIMI de l'UQAC, il fait 5×4 mètres ce qui donne des couloirs de 5×1 mètre pour chaque type de sol. Le choix de ces dimensions est basé sur les exigences de la marche humaine. La longueur de cinq mètres est fixée dans l'objectif d'exploiter au maximum l'espace au laboratoire et avoir une distance suffisante pour avoir plusieurs pas, quelle que soit la longueur de pas de la personne. Il est entièrement en bois et les matériaux des différents types de sols sont naturels se rapprochant intégralement de situations réelles. Le plancher est installé avec le système de capture de mouvement et prêt à être utilisé pour les expériences. Comme moyen de vérification et comparaison, durant toute l'expérience la personne portera des marqueurs infrarouges placés principalement sur le pied et la jambe pour permettre au système de capture de mouvement de détecter la trajectoire du pied

tout au long de l'épreuve. Ce système nous permet aussi de vérifier des paramètres importants de la marche, dont les angles articulaires, la vitesse de la marche et la longueur de la foulée.

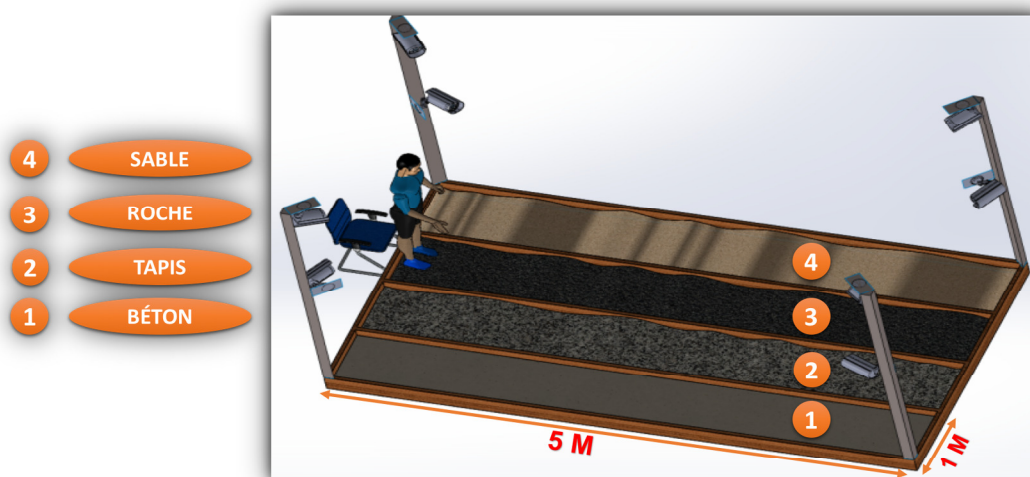


Figure 22. Disposition des caméras sur le plancher

Il existe plusieurs techniques liées à l'intelligence artificielle comme l'apprentissage automatique (réseau de neurones), la métaheuristique (algorithmes génétiques), l'architecture cognitive, et la logique floue. Chacune de ces méthodes a des avantages et des inconvénients si nous les comparons aux autres, et elles performant à des niveaux différents dans certaines applications par rapport à d'autres. Le choix de la logique floue, dans notre projet, est basé sur l'efficacité en premier lieu, car c'est une technique capable de mener à terme les objectifs fixés. En deuxième lieu, la simplicité et la facilité de mise en œuvre de cette méthode la différencient des autres. Ces avantages sont particulièrement importants dans ce projet puisque les calculs vont être effectués par le microcontrôleur qui a des capacités limitées en vitesse de calcul et en mémoire. De plus, avec les réseaux de neurones nous ne pouvons pas avoir un modèle pour le calcul du risque contrairement à la logique floue.

3.7.6 TEST DE LA CHAISE CHRONOMÉTRÉ (TUG) POUR L'ÉVALUATION DU RISQUE

Pour évaluer les paramètres de la marche, le TUG a été appliqué à l'ensemble de la population étudiée (n=10) et réalisé sur quatre types de sols (béton, tapis, roche, sable) dans le but d'identifier toute implication de la nature du sol sur les paramètres de la marche et le niveau de

risque de chute. Le test TUG a été effectué quatre fois pour chaque participant et sur chaque type de sol, commençant par le béton suivi par le tapis, le gravier et finissant par le sable. Cet ordre a été un choix lié à l'installation du plancher. Les résultats obtenus sont présentés sur la figure 21, illustrant le temps nécessaire pour accomplir le test TUG classique, sur chaque type de sol et pour chaque participant.

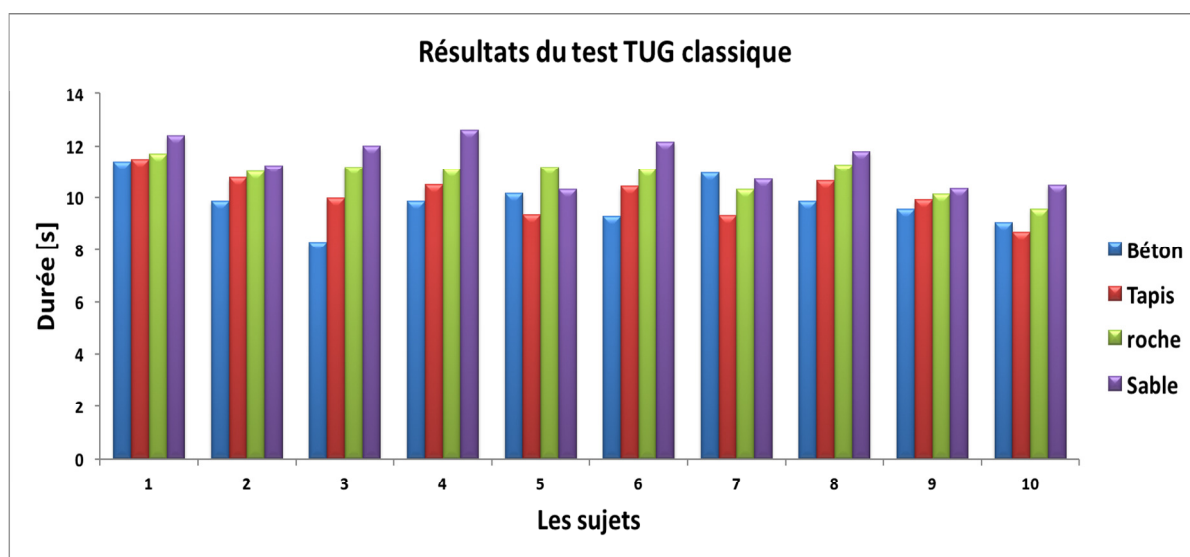


Figure 23 - Résultats du test TUG sur différents types de sol

Les données obtenues montrent que tous les participants ont réalisé leurs meilleurs temps (9.2 secondes en moyenne) sur le béton, considéré dans notre expérimentation comme le sol de référence ou le plus sécuritaire (risque de chute le plus faible). En revanche, ils ont passé un temps plus long pour parcourir la même distance sur les autres types de sols. Le temps le plus long (11.15s en moyenne) a été enregistré sur la surface de sable. On rappelle que ce test est fait pour des personnes âgées ou avec des problèmes d'équilibre, raison pour laquelle nous avons utilisé différents types de sols pour servir d'éléments perturbateurs à leur démarche. Cette perturbation nous permet de calibrer notre instrument de mesure et de tester sa sensibilité. Le test clinique TUG sur le béton nous sert principalement comme référence absolue pour calibrer nos données mesurées. Une analyse comparative des données est réalisée par le test ANOVA figure 22.

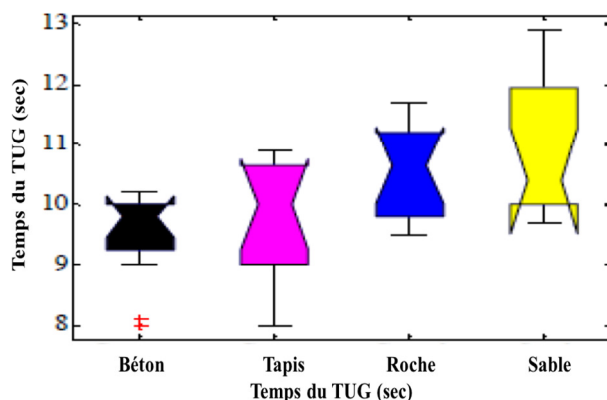


Figure 24 - Temps réalisé par les participants sur différents types de sols

Le résultat d'ANOVA est signalé comme une statistique -F- avec ses degrés de liberté ($n-1=3$) associés et la valeur P. Étant donné que l'hypothèse nulle est rejetée si $F > F_{\text{critique}}$ à un niveau de signification 0.05 le test de statistique F calculé dans notre recherche est : $F=6.41$ ce qui est supérieur à $F_{\text{critique}}=2.82$. Une analyse de variance (ANOVA) à sens unique a été effectuée dans le but de comparer la durée du TUG effectuée par tous les participants sur le béton, le tapis, le sable et le gravier. Cette analyse de variance, dans la figure 22, mène à la conclusion qu'il y a un effet significatif lié aux types de sols et la durée du TUG ($F(3.44) = 6.41, p=0.0011 < 0.05$).

3.7.7 MODÉLISATION DE LA POSTURE EN ÉQUILIBRE PENDANT LA MARCHÉ

Pour modéliser la dynamique de marche humaine pouvant être liée à un risque de chute, il faut faire des hypothèses simplificatrices sur le modèle mécanique du corps humain. Ce dernier est tellement complexe qu'il faut le modéliser simplement pour être calculé dans un microprocesseur. En effet, la dynamique de la marche fait intervenir plusieurs muscles et articulations dans le mouvement de la marche qui seront simplifiés dans le modèle suggéré.

Pour y arriver, on va considérer que le corps humain est composé principalement d'une masse en haut du corps (tête et torse), une deuxième masse qui représente le bas du corps (jambe et pied). Entre les deux, on va considérer une liaison articulaire de type pivot entre le haut et le bas du corps situé à la hanche. Le torse, la jambe ainsi que le pied sont tous modélisés par des tiges rigides encastées entre elles. La figure 1 explique le modèle cinématique du corps humain qu'on va utiliser.

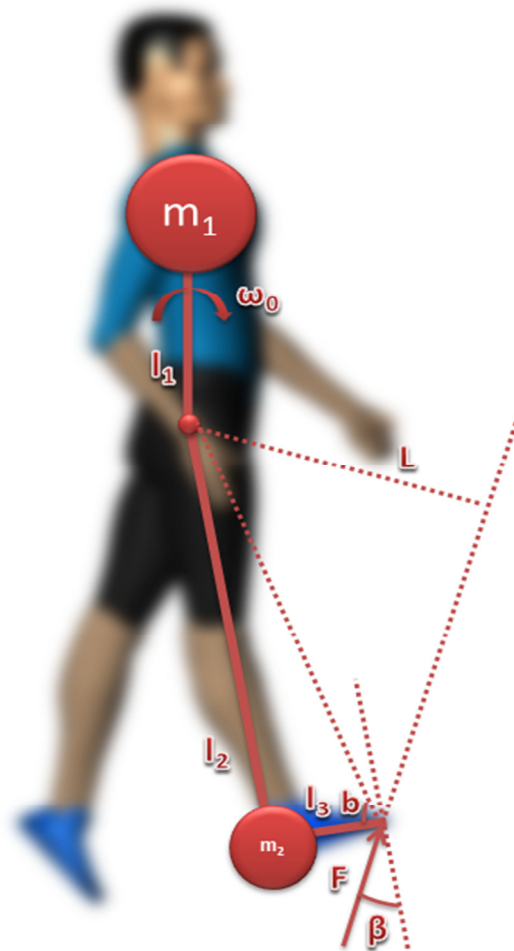


Figure 25 - Modélisation du corps humain

Si on applique la loi du mouvement de Newton au point d'articulation de la hanche, on trouve :

$$-FL = I\alpha, \quad (5)$$

où :

I : Le moment d'inertie

α : L'accélération angulaire, donc :

$$I = m_1 \times l_1^2 + m_2 \times l_2^2$$

$$L = \sqrt{l_1^2 + l_2^2} \times \cos(b - \beta)$$

Ainsi, (5) devient :

$$-F \times \sqrt{l_1^2 + l_2^2} \times \cos(b - \beta) = (m_1 \times l_1^2 + m_2 \times l_2^2) \times \alpha \quad (6)$$

Si on considère que la force de réaction du sol est notre entrée à la dynamique de la marche, qui est en fonction de l'angle β d'application de cette force. La sortie de notre modèle est la vitesse angulaire du haut du corps $\omega(t)$, exprimée par :

$$\begin{pmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & 1 \\ 0 & 0 \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} x_1 \\ x_2 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} 0 \\ \frac{\sqrt{l_1^2 + l_2^2}}{m_1 \times l_1^2 + m_2 \times l_2^2} \end{pmatrix} \times (-F \times \cos(b - \beta)) \quad (7)$$

Après la résolution de ce système en utilisant la transformée de Laplace inverse, on obtient l'équation de la sortie $\omega(t)$:

$$\omega(t) = \omega_0 - F \times \frac{\sqrt{l_1^2 + l_2^2}}{m_1 \times l_1^2 + m_2 \times l_2^2} \times \cos(b - \beta) \times t \quad (8)$$

Si on veut qu'à tout instant τ , $\omega(t)$ soit toujours proche de 0, il faut que la force soit égale à :

$$F = \frac{\omega_0}{\tau} \times \frac{1}{\frac{\sqrt{l_1^2 + l_2^2}}{m_1 \times l_1^2 + m_2 \times l_2^2} \times \cos(b - \beta)} \quad (9)$$

On voit très bien que la force est une constante à chaque instant τ , et qu'elle dépend des paramètres physiques de la personne. La force s'oppose à ω_0 qui est la vitesse angulaire à $\tau=1$ qui tend toujours à pousser le haut du corps vers l'avant ou l'arrière dépendamment de son sens, et donc faire chuter la personne. La force augmente aussi avec la durée de la phase de balancement du pied (swing). Ainsi, pour demeurer en équilibre, il faut une force suffisante, mais aussi un angle maximum β_{\max} à ne pas dépasser. Cet angle maximum représente un cône limite dont son dépassement pourrait mener à une chute. La vitesse angulaire du balancement de la masse m_1 devient aussi un paramètre à surveiller puisqu'une vitesse angulaire trop élevée pourrait ne pas être compensée par la force appliquée au pied. Cependant, notre dispositif ne permet pas la mesure de la force appliquée au sol. Il sera donc pertinent, dans des travaux futurs, d'évaluer ces paramètres dans le calcul du risque de chute.

3.8 CONCLUSION

D'une manière générale, ce troisième chapitre expose la méthodologie et les résultats initiaux du système proposé dans ce projet de recherche. D'une part, nous avons présenté la conception mécanique et la conception électronique du dispositif proposé pour le test iTUG ainsi que l'algorithme de traitement des signaux d'accélération. Cet algorithme nous permet de détecter les principales phases de la démarche à travers le calcul des variabilités de ses différents paramètres. Cela nous a aussi permis de démontrer qu'il est possible de détecter assez facilement différents gestes du pied qui pourrait être utile dans l'analyse du comportement de la personne. D'autre part, nous introduisons le système 3D de détection de mouvement afin de calibrer la position obtenue par l'intégration de l'accélération ainsi que la configuration de l'environnement et finalement, le déroulement de l'expérimentation pour le test de la chaise chronométrée.

La conception de ce nouveau système a fourni des résultats concluants et répond à la majorité des critères et des exigences de notre application. Le protocole expérimental a été conçu dans la perspective d'évaluer un niveau de risque de chute pendant la démarche. L'utilisation de plusieurs types de sols a pour but de provoquer des irrégularités dans la démarche pour calibrer et valider l'algorithme du calcul de risque. Le prochain chapitre discutera du développement de cet algorithme ainsi que la méthodologie du calcul de risque de chute.

CHAPITRE 4

CALCUL DU RISQUE DE CHUTE

4.1 INTRODUCTION

Le calcul de niveau de risque est utilisé dans plusieurs domaines et de nombreuses applications. Par exemple, il joue le rôle d'indicateur pour le suivi et l'entretien du système analysé. Les algorithmes utilisés dans ce genre d'applications utilisent les différentes techniques d'intelligence artificielle, notamment la logique floue et les réseaux de neurones.

Plusieurs techniques liées à l'intelligence artificielle comme l'apprentissage automatique (réseau de neurones), la métaheuristique (algorithmes génétiques), l'architecture cognitive, ainsi que la logique floue peuvent être utilisés. Chacune de ces méthodes a son lot d'avantages et d'inconvénients qui lui sont spécifiques. Le choix de la logique floue, dans notre projet, est basé sur son efficacité et sa simplicité. Le concept de cet algorithme sera détaillé dans les sections ultérieures. En ce qui concerne notre cas de figure, le calcul du niveau de risque de chute est la finalité de ce travail de recherche, la logique floue serait la technique de calcul de ce risque. Nous avons développé un modèle qui prend en considération plusieurs paramètres intrinsèques et extrinsèques de la marche pour avoir le niveau de risque en conséquence.

Dans ce quatrième chapitre, la méthodologie de calcul de risque, les règles de logique floue et les résultats obtenus sont présentés. Afin de démontrer la fonctionnalité du système, des participants humains ont réalisé l'expérience en utilisant le iTUG conçu au chapitre 3 sur différents types de sol.

4.2 LA LOGIQUE FLOUE

Le concept de logique floue initié par Zadeh Lotfi en 1965 [78] ou chaque proposition énoncée est susceptible d'être plus ou moins vrai et donc en même temps plus ou moins faux. La logique floue est donc une extension de la logique classique qui permet la modélisation des imperfections et des imprécisions des données, et se rapproche dans une certaine mesure au raisonnement humain. Le système qui en découle est non seulement tout aussi rigoureux que celui de la logique classique, mais surtout infiniment plus souple. L'introduction de la notion de degré dans la vérification d'une condition permet ainsi à une condition d'être dans un état autre que vrai ou faux.

La logique floue est utilisée dans plusieurs domaines, notamment l'automatisme (freins ABS), la robotique (reconnaissance de formes), la circulation routière (feux rouges), le contrôle aérien (gestion du trafic aérien), et l'assurance (prévention des risques) [79]. Cette technique est basée sur des variables floues, qui représentent les paramètres mesurés. Dans notre cas, ces paramètres vont avoir plusieurs valeurs sur un intervalle de variation bien précis. L'approche par logique floue implique un certain nombre d'étapes.

- Étape de fuzzification : Dans chacun de ces intervalles, on associe à la variable une probabilité d'appartenance à une de ses propres valeurs. La courbe obtenue s'appelle fonction d'appartenance. L'algorithme de logique floue se base sur ses fonctions d'appartenance pour reconnaître l'ordre de grandeur de chacun des paramètres [80].
- La deuxième étape c'est l'élaboration du moteur d'inférence qui consiste en la définition des règles d'inférence formulées sur un langage naturel. La sortie de l'algorithme représente l'évaluation du niveau de risque qui est exprimé comme faible, modéré ou élevé comme suggéré dans le TUG standard
- Étape de défuzzification : une fois la fuzzification complétée pour tous les paramètres, ces derniers sont combinés pour le calcul. Cette combinaison est effectuée grâce aux règles floues qui sont des règles fixées d'avance et basées sur des opérateurs logiques flous. La figure 25 illustre un modèle d'une règle floue.



Figure 26 - Composition des règles de la logique floue

Il existe plusieurs formulations mathématiques pour définir les différentes conjonctions utilisées dans ces règles. Il n'y en a pas une meilleure que l'autre. Tout dépend de la manière dont nous voulons définir les relations entre les différents paramètres. Grâce à ces formules, nous obtenons, en sortie, une fonction d'appartenance qui donne, pour chaque intervalle, des paramètres d'entrée et la probabilité d'appartenance de la sortie. Les procédures de défuzzification sont utilisées pour sélectionner une décision adéquate parmi celles considérées suffisantes en utilisant la sortie de la distribution des possibilités.

Il s'agit alors d'obtenir une seule valeur de la sortie à partir de la fonction d'appartenance ou de la courbe de résultats, pour passer de l'ensemble flou issu de la compilation des conclusions à une décision unique. Dans ce cas, deux méthodes principales de défuzzification peuvent être citées :

- La méthode du centre de gravité (COG) où la valeur choisie est l'abscisse du centre de gravité de la surface délimitée par la courbe résultat. Cette méthode est toujours utilisée en commande floue.
- La deuxième est celle de la moyenne des maximums (MM) où la valeur choisie est égale à la moyenne des valeurs de sortie les plus vraisemblables. Cette méthode est plutôt utilisée lorsque nous voulons discriminer par exemple, une valeur de sortie comme en reconnaissance de forme [5].

Nous testerons ces deux méthodes pour définir la plus appropriée et la meilleure des deux. La bibliothèque utilisée pour mettre en œuvre la logique floue dans cette étude est la jFuzzyLogic qui est l'une des bibliothèques les plus complètes dans le langage JAVA. Les intervalles des fonctions d'appartenance ont été déterminés à partir de la moyenne des paramètres de marche sur le béton et leurs intervalles de tolérances correspondants [81].

4.3 DÉVELOPPEMENT DE L'ALGORITHME DE LOGIQUE FLOUE

La détection des phases de la marche nous permet de calculer les paramètres nécessaires pour le calcul du risque de chute. Nous avons utilisé pour les simulations, l'outil *FuzzyTool* de *Matlab* pour développer les règles et les distributions de chaque paramètre (temps de balancement du pied, durée d'appui du pied). Le calcul de risque a été testé avec des valeurs non mesurées pour vérifier si ce calcul donne des niveaux de risque évolutifs et logiques. Une fois la mise au point du calcul de risque validée, nous avons commencé à rechercher une manière de mettre l'algorithme en langage de programmation Java. L'objectif final étant de disposer d'une application mobile où tous les données et résultats seraient affichés et stockés dans une base de données accessible pour orienter et aider un diagnostic.

La logique floue est la technique utilisée pour calculer le risque à partir des différentes mesures de paramètres de la marche. L'algorithme a été testé sur la plateforme de logique floue du logiciel Matlab (Fuzzy Control Toolbox), par la suite nous l'avons transféré sur Android avec l'aide de la bibliothèque jFuzzyLogic (programme en Java) pour mettre en œuvre une application de suivi. Les variabilités des paramètres de la marche, qui sont calculées par le premier algorithme, servent comme entrées pour l'algorithme de logique floue qui va estimer le risque en fonction des règles floues prédéfinies. Ces règles donnent le risque correspondant en se basant sur des fonctions d'appartenance pour reconnaître l'ordre de grandeur de chacun des paramètres de la marche. Un exemple de règle floue est présenté ci-dessous :

- **RULE 2: IF ((stance_time_var IS low) AND (swing_time_var IS low)) AND (stride_length_var IS average) THEN risk IS low;**
- **RULE 22: IF ((cadence IS average) AND (swing_time_var IS average)) AND (stride_length_var IS low) THEN risk IS low;**
- **RULE 45: IF ((cadence IS very_fast) AND (swing_time_var IS high)) AND (stride_length_var IS high) THEN risk IS high;**

L'estimation du risque implique la dernière étape dans le processus de la logique floue notamment la défuzzification. Il existe une vingtaine de méthodes avec chacun des avantages et des inconvénients. Le choix de la méthode de défuzzification dépend de l'application et se base sur différents critères dont on peut citer :

- La disambiguation : Consiste au fait que la méthode doit toujours donner une valeur unique dans les mêmes circonstances et,
- La facilité de compilation ou programmation.

Les méthodes qu'on trouve disponibles dans le Fuzzy Control Toolbox :

- La méthode du centre de gravité (COG) ;
- La méthode de la moyenne des maximums (MM) et,
- La méthode du bissecteur.

Nous avons opté pour la méthode du centre de gravité (COG) qui est parmi les méthodes les plus utilisées et qui donne de meilleurs résultats avec une variabilité significative des niveaux de risques. Les fonctions d'appartenance attribuées à nos paramètres sont présentées sur la figure 26.

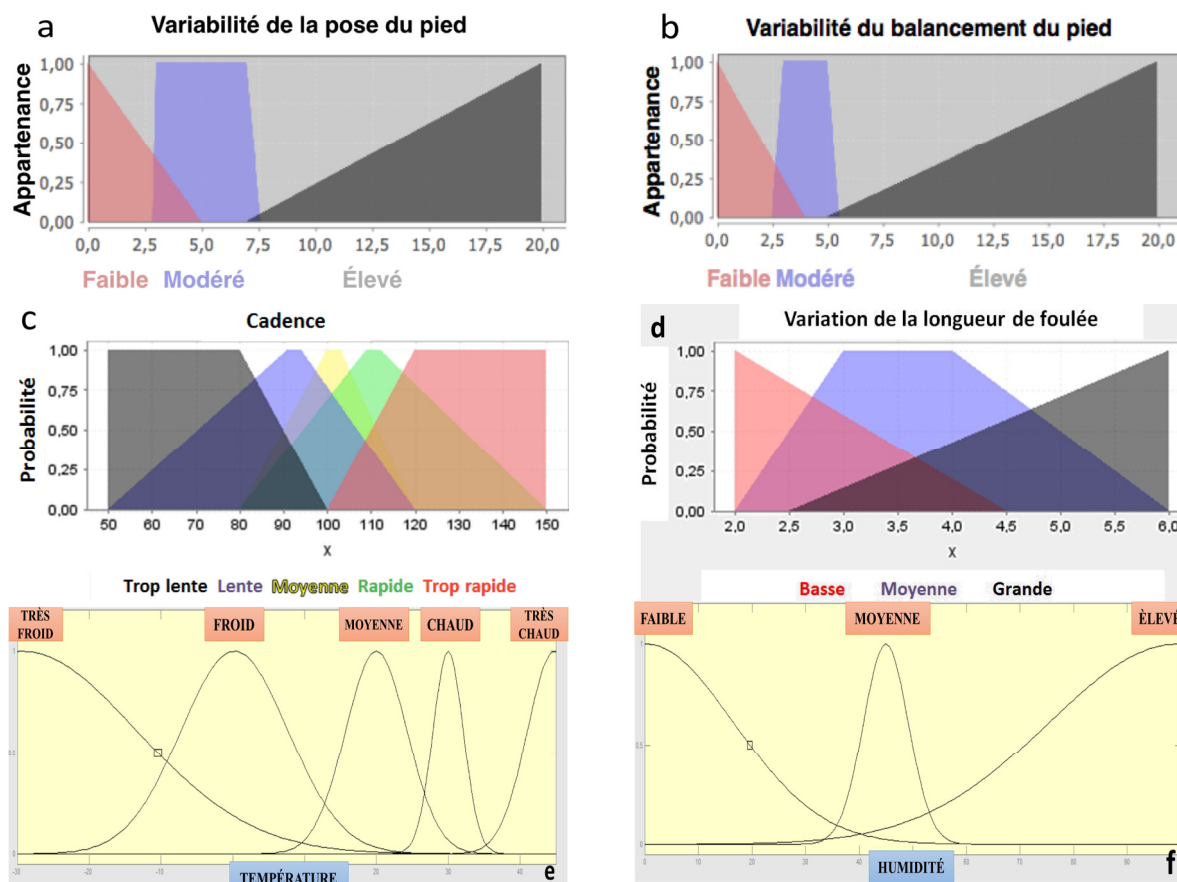


Figure 27. Exemples de fonction d'appartenance

Les intervalles d'appartenance ont été fixés à partir des moyennes normales de ces paramètres et des intervalles de tolérance correspondants. Les variabilités sont calculées en

pourcentage par rapport à la moyenne des valeurs de chaque paramètre sur le béton (référence). La formule de la variabilité est la suivante :

$$\text{Variabilité [\%]} = \left| \frac{(\text{Moyenne}(X) - X(t)) \times 100}{X(t)} \right| \quad (10)$$

Concernant le niveau de risque qui est la sortie de cet algorithme, nous avons fixé trois niveaux : faible, modéré et élevé [81]. Les données numériques brutes acquises à partir des capteurs sont traitées afin d'évaluer la variabilité des paramètres de la marche comme cela est suggéré dans [34]. Les intervalles de variation sont différents d'un paramètre à un autre. Ensuite, le nombre d'intervalles d'appartenance dépend de la largeur de la plage de variation ainsi que le poids du paramètre. Plus le nombre de paramètres et intervalles d'appartenance augmente, plus le nombre de règles floues augmente. Nous nous sommes basés surtout sur l'impact et l'effet de chaque paramètre sur la démarche de la personne. Cette variabilité représente l'entrée de l'algorithme de logique floue et spécifiquement sa première étape qui est la « fuzzification ». La « fuzzification » consiste à la traduction des données numériques reçues des capteurs en entrées floues. Le nombre d'entrées correspond aux entrées floues (les paramètres de marche mesurés dans notre cas), et qui correspondent aux facteurs de risque intrinsèques, en particulier lorsqu'un début de festination ou un enrayage cinétique se produit.

Avec un ensemble de fonctions d'appartenances utilisées, comme le montre figure 26c avec l'exemple de la cadence des pas, les données quantitatives reçues de l'accéléromètre sont converties en variables linguistiques qualitatives. Par exemple, à partir d'une certaine variation du temps de balancement, l'algorithme est capable de savoir s'il est considéré comme variation faible ou élevée par rapport aux valeurs moyennes mesurées sur du béton.

La deuxième étape consiste en l'élaboration du moteur d'inférence, soit en la définition des règles d'inférence. La sortie de l'algorithme représente l'évaluation du niveau de risque qui est exprimé comme : faible, modéré ou élevé tel que cela est suggéré dans le TUG standard.

La troisième et dernière étape est la defuzzification qui transforme ces sorties en variables numériques. Les procédures de defuzzification sont utilisées pour sélectionner une décision

adéquate parmi celles considérées suffisantes en utilisant la sortie de la distribution des possibilités. Deux méthodes principales de defuzzification telle que la méthode du centre de gravité (COG) et celle de la moyenne des maximums (MM) ont été utilisées pour calculer le risque de chute. Après avoir testé la sortie des deux méthodes, la méthode (COG) a donné de meilleurs résultats tels que les niveaux du risque de chute peuvent être facilement différenciables sur les différents types de sol. Cette différenciation est très importante afin de donner à notre système une sensibilité suffisante. Les fonctions d'appartenance utilisées dans cette étude pour les variations des paramètres de la marche sont illustrées dans la figure 26. Les intervalles de ces fonctions ont été déterminés à partir de la moyenne des paramètres de marche sur le béton et leurs intervalles de tolérances correspondants [81].

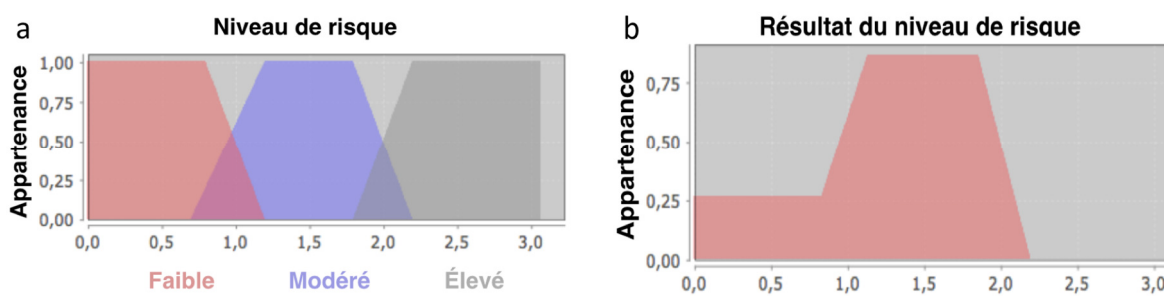


Figure 28 - Entrée et sortie du niveau de risque

La variabilité de paramètres de la marche avait été utilisée pour l'algorithme de logique floue proposé pour lequel la sortie représente le niveau du risque de chute de chaque type de sol. Ce niveau peut varier entre 1 à 3 niveaux comme suggérés dans le TUG et comme le montre la figure 27. Le niveau 3 constitue le niveau de risque le plus élevé. La figure ci-dessous résume les étapes d'estimation du niveau de risque.

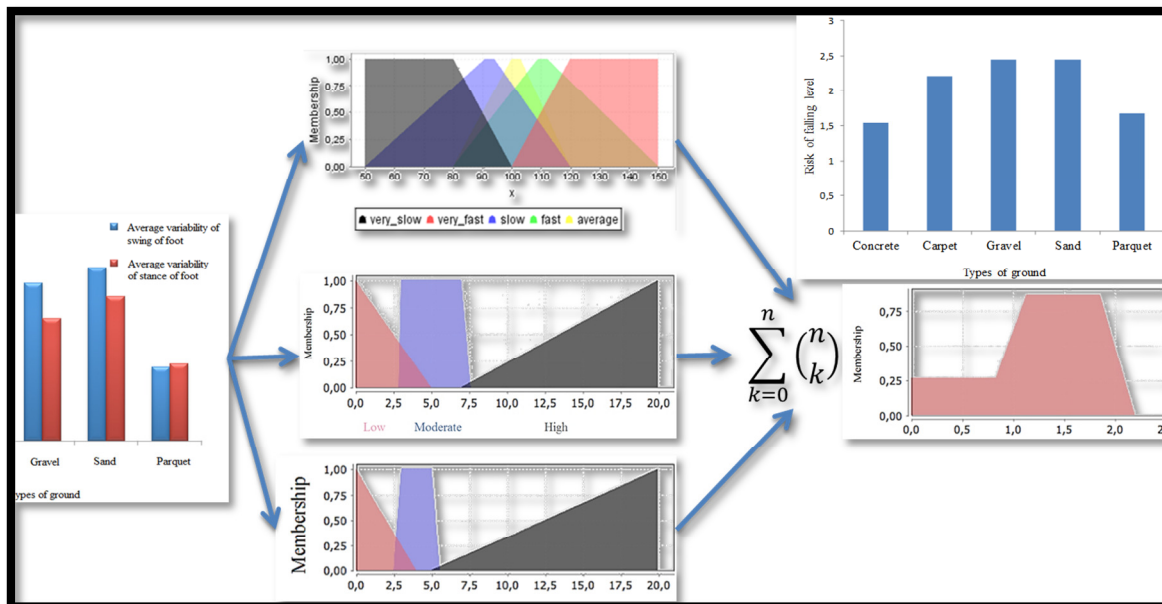


Figure 29 - Processus de calcul de la logique floue

4.4 MÉTHODOLOGIE DE CALCUL DU RISQUE

Tout le processus décrit plus haut a été répété avec chaque participant sur chaque type de sol, ce qui nous donne les estimations du risque représentées sur les figures suivantes (figure 28) :

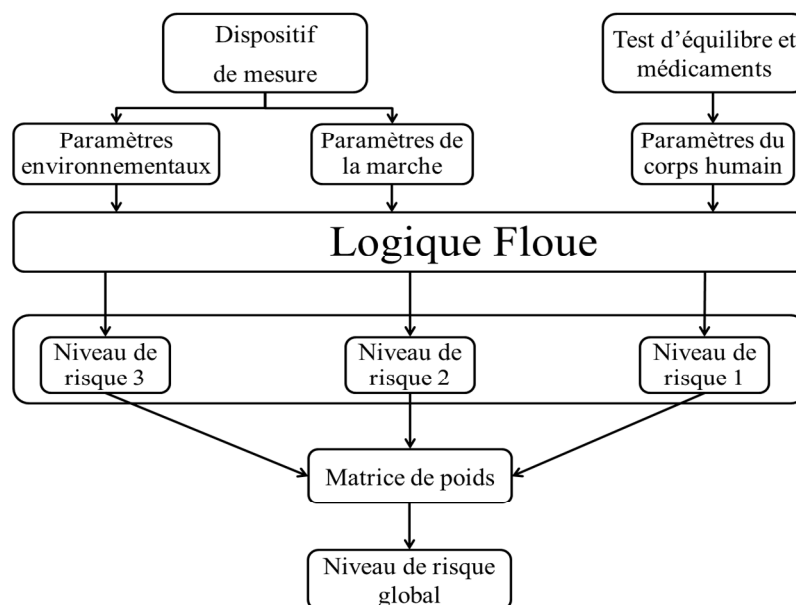


Figure 30 - Méthodologie de calcul de risque

Le risque sera calculé progressivement. En premier lieu, des niveaux de risque associés à chaque type de facteur sont calculés. Par la suite, nous calculons un niveau de risque global qui combine les autres niveaux associés à des coefficients d'influence ou de poids d'importance [82]. Cette combinaison est assurée par la matrice de poids qui sera défini à l'aide d'un algorithme d'optimisation.

Il existe plusieurs techniques liées à l'intelligence artificielle comme l'apprentissage automatique (réseau de neurones), la métaheuristique (algorithmes génétiques), l'architecture cognitive, et la logique floue. Chacune de ces méthodes a des avantages et des inconvénients si nous les comparons aux autres, et elles performant mieux dans certaines applications que dans d'autres. Le choix de la logique floue, dans notre projet, est basé sur l'efficacité en premier lieu, car c'est une technique capable de mener à terme les objectifs fixés c'est à dire, de discriminer des risques de chute en temps réel basé sur des paramètres intrinsèques et extrinsèques à la marche. En deuxième lieu, la simplicité et la facilité de mise en œuvre dans un logiciel embarqué (micrologiciel) de cette méthode la différencient des autres. Ces avantages sont particulièrement importants dans ce projet puisque les calculs vont être effectués par le microcontrôleur qui a des capacités limitées en vitesse de calcul et en mémoire. De plus, avec les réseaux de neurones nous ne pouvons pas avoir un modèle pour le calcul du risque contrairement à la logique floue.

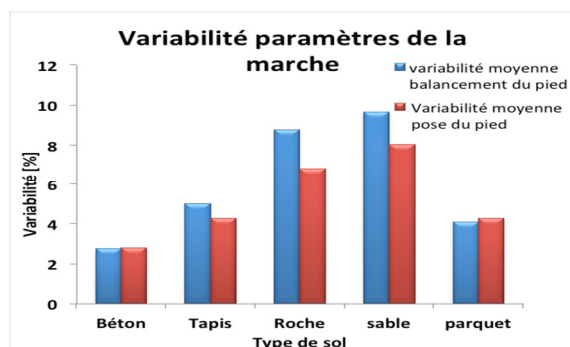


Figure 31. Exemple de variabilité chez un participant (I)

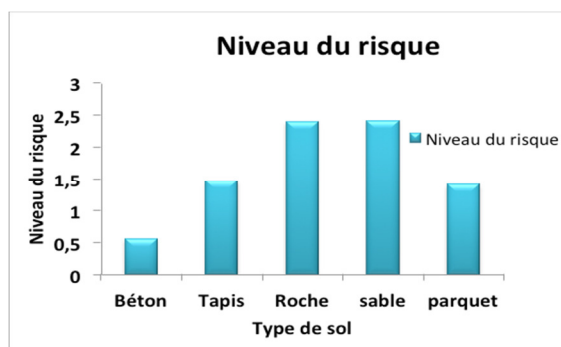


Figure 32. Niveau de risque du participant (I)

Il apparaît à travers ces résultats des figures 31 et 32 que le niveau de risque varie de façon proportionnelle aux paramètres de la démarche, en dépit de la variabilité individuelle. Le risque global demeure proportionnel, car ce dernier prend en compte chacune des variabilités affectées du degré d'influence correspondant. Vu le nombre limité de paramètres, un même degré

d'influence a été attribué par notre algorithme à tous les paramètres. Les figures 31 et 32 suivantes montrent les niveaux de risque évalués pour le premier participant de l'étude.

Nous voyons que pour ce participant, et en se basant sur ses résultats affichés ci-dessus, le niveau du risque varie proportionnellement aux variabilités des paramètres de la démarche. Même si nous remarquons une différence entre les variabilités de chacun des paramètres, le risque global reste proportionnel, car ce dernier prend en compte chacune des variabilités avec le degré d'influence correspondant. Dans notre cas actuel, vu le nombre limité de paramètres, nous avons donné le même degré d'influence à tous les paramètres utilisés par notre algorithme. Les figures 34 (a, b, c et d) montrent les niveaux du risque pour tous nos participants sur le même type de sol afin de vérifier si on obtient des résultats semblables pour les différentes personnes avec leurs différentes façons de marcher :

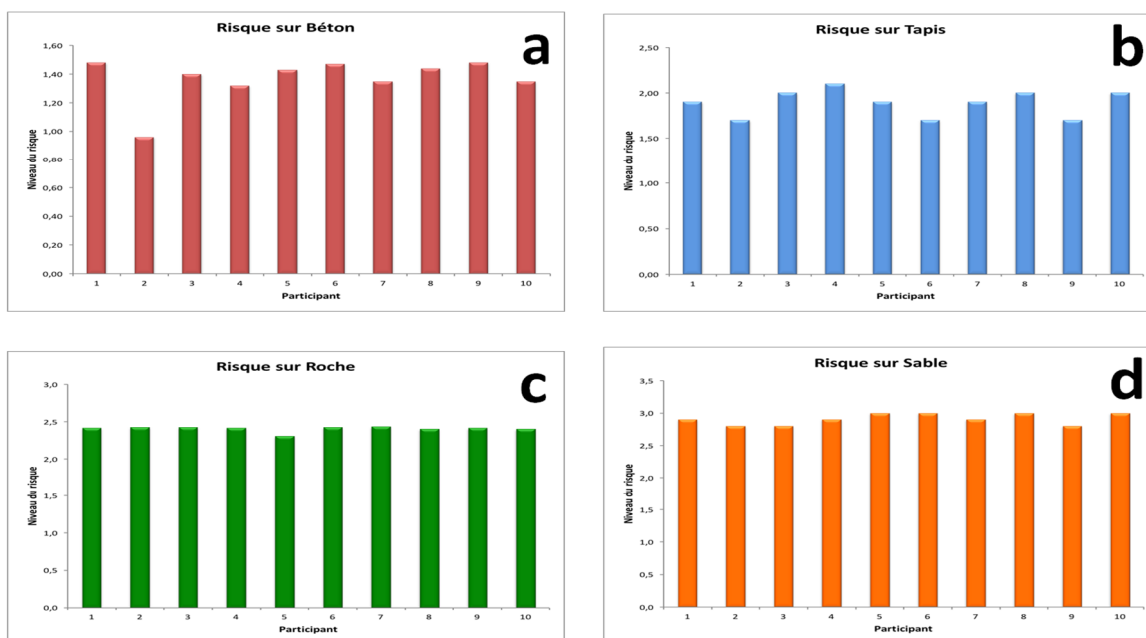


Figure 33 - Niveau de risque sur les différents types de sols

D'après les résultats ci-dessus, nous pouvons classer les types de sols en fonction du niveau de risque : les sols durs (béton, tapis, parquet) ont un niveau de risque similaire, ce qui peut être expliqué par le fait qu'ils sont peu déformables par rapport à la rigidité de la semelle de la chaussure. Par conséquent, la rigidité totale de la semelle combinée au sol modifie peu ou pas la démarche de la personne qui marche dessus ; contrairement aux sols déformables (roche, sable)

qui affectent la démarche et augmentent considérablement le niveau de risque. Les résultats nous montrent clairement que pour tous les participants, le risque est plus élevé sur le sable et la roche que sur le reste des types de sols.

Ces résultats n'empêchent pas que notre système soit sollicité à plusieurs sources d'erreurs dans notre protocole expérimental ; la principale source d'erreur est le dispositif de mesure lui-même, car même si sa conception mécanique a été complétée et qu'il répond à plusieurs contraintes, il y avait de grandes différences de tailles et de formes de chaussures chez les participants qui réduisent la capacité de fixation et donc a tendance à se déplacer. Ce problème donne des mesures d'accélération erronées et donc occasionne une variation inadéquate des paramètres de la marche ainsi qu'un risque de chute estimé biaisé. Cette source d'erreur engendre une deuxième qui est l'algorithme lui-même. Ce dernier trouve plus de difficulté à extraire les paramètres quand le signal d'accélération n'est pas stable et contient beaucoup de bruit. Il peut toujours être optimisé, mais il fonctionne très bien quand on obtient un bon signal du capteur.

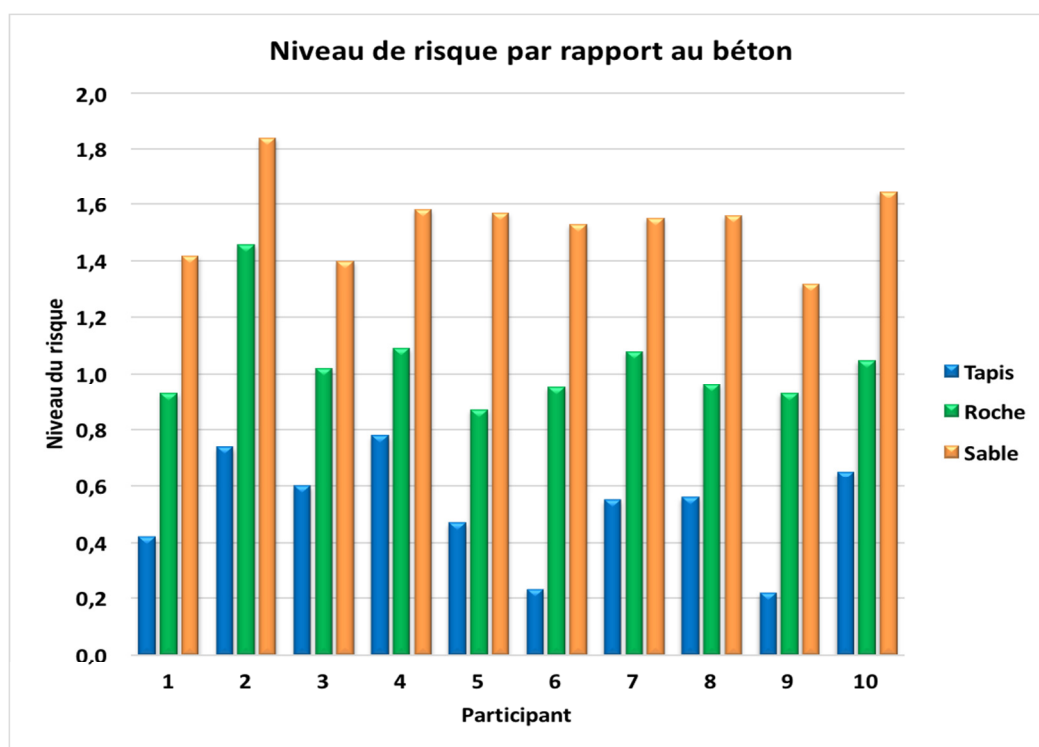


Figure 34 - Niveau de risque par rapport au béton

Dans cette étude, nous avons volontairement utilisé des types de sols afin de modifier certains paramètres extrinsèques. La sensibilité de notre système est ainsi validée par des variations des paramètres de la marche. De plus, les données rapportées par cette étude confirment l'importance du sol comme facteur extrinsèque pour le calcul du risque de chute. Il apparaît à la lumière de ces résultats que les types de sol peuvent être classés en fonction du niveau de risque de chute.

Les sols durs représentés par le béton et le plancher de bois ont un niveau de risque similaire, expliqué par leur rigidité qui ne déforme pas la marche. Dans notre étude, le béton a été validé comme étant la référence absolue pour les autres types de sols comme nous le montre la figure 33. En revanche les sols déformables comme la roche et le sable ont un impact considérable sur le niveau de risque de chute.

4.5 CONCLUSION

Cette étude a été consacrée premièrement à analyser et comprendre le mécanisme de la marche humaine ainsi que tout paramètre jouant un rôle direct ou indirect dans le maintien de l'équilibre. Ensuite, nous nous sommes intéressés aux différents paramètres intrinsèques de la marche humaine afin de détecter toutes les irrégularités qui pourraient nous informer sur un risque possible.

Ce chapitre a clairement démontré que notre système est en mesure de différencier les différents types de sol. En effet, cette étape très importante à démontrer que le système est suffisamment sensible (précis avec une résolution adéquate) pour être utilisé avec des tests cliniques. Ainsi, il a été possible de calculer un risque de chute. Ces travaux ont donc permis la réalisation d'un premier prototype fonctionnel qui pourra être utilisé afin d'évaluer des populations cibles dont les Parkinsoniens et les Ataxies.

CHAPITRE 5

CONCLUSION

La perte progressive du tonus postural génère chez les personnes âgées une démarche irrégulière engendrant une augmentation considérable du nombre de chutes [83]. Ce risque est également présent en permanence chez toute personne avec des troubles de la marche en particulier celles souffrant de pathologies neurologiques comme les Ataxies ou la maladie de Parkinson. Plusieurs facteurs intrinsèques et extrinsèques ont un retentissement direct sur le niveau de risque de chute. Le sol fait partie intégrante du processus de la marche et constitue donc un réel facteur de risque de chute. L'approche menée dans cette étude, à l'instar de la plupart des autres travaux, consistait non pas à prendre en charge les chuteurs, mais à intervenir en amont en prévenant les chutes, pour en diminuer la fréquence et idéalement les éliminer. Nous nous sommes donc fixé comme objectif de concevoir un dispositif portable pour l'évaluation du risque de chute pendant la marche. Ces travaux de recherche ont donc porté essentiellement sur la conception du système et de la validation de sa sensibilité pour le calcul d'un risque de chute.

Nous sommes arrivés au terme de ce projet, à proposer, un nouveau dispositif à faible coût pour évaluer le risque de chute dans un test TUG instrumenté. Ce dispositif pourrait être utilisé facilement par les personnes âgées ou atteintes de pathologies telles que les parkinsoniens. Afin de valider la sensibilité du dispositif lors de la mesure d'une variation dans les paramètres de la marche, nous avons également exploré l'effet de cinq types de sols sur les performances des participants durant ce test clinique. Les données obtenues confirment l'importance du type de sol dans la variabilité du niveau de risque et justifient la nécessité de prendre en considération nos paramètres présentés dans ces travaux de recherche. Par ailleurs, il apparaît à travers nos résultats que la logique floue constitue un bon choix d'algorithme, car elle permet, par l'utilisation des mesures quantitatives des paramètres intrinsèques de la marche, d'évaluer le niveau de risque de chute.

Notre système semble donner suffisamment de résultats pour continuer des évaluations avec des personnes âgées et des personnes atteintes d'une maladie comme l'Ataxie ou le

Parkinson. Ces résultats pourraient éventuellement être améliorés si le circuit électronique contenait d'autres capteurs afin d'extraire plus de grandeurs physiques, et donc plus de paramètres affectant la démarche. Nous proposons pour améliorer la qualité du signal d'accélération une conception inspirée des supports de fixation de GPS ou téléphones portables dans les véhicules. Ces mécanismes confèrent au dispositif une capacité d'adaptation en fonction de la forme et grandeur de la chaussure. Il est toutefois important de rappeler l'intérêt du transfert d'une telle expérimentation à une population vulnérable (personnes âgées ou atteintes de la maladie de parkinson) pour tester le dispositif et pouvoir l'appliquer de manière adéquate afin d'identifier et d'anticiper les chutes.

L'objectif final de notre travail consiste d'abord à calculer un risque de chute quand la personne marche, et ce, en proposant un nouveau système à faible coût pour évaluer le risque de chute dans un TUG instrumenté. Ce dispositif contient différents capteurs qui permettent de mesurer les paramètres de la marche. En plus de considérer l'effet de quatre types de sols sur les performances des participants durant ce test clinique. Nos résultats montrent que la logique floue permet d'évaluer le niveau du risque de chute par l'utilisation des mesures quantitatives des paramètres intrinsèques de la marche. De plus, un étalonnage de la logique floue sur le béton doit être effectué dans un environnement contrôlé afin d'améliorer le calcul des niveaux de risque. Ce travail de recherche a ensuite suggéré le matériel et le protocole expérimental nécessaires afin d'effectuer un étalonnage pour chaque personne dans un environnement clinique.

Le système représente un service à très grande valeur ajoutée, car les personnes âgées passent leur temps seuls et sans surveillance. Les conséquences d'une chute sont généralement imparables pour leur autonomie le restant de leur vie.

TRAVAUX FUTURS

La continuité de ce projet de recherche pourrait s'intéresser au développement d'une application mobile pour exploiter les résultats de l'algorithme de calcul du risque. D'ailleurs, l'équipe de recherche a déjà présenté un dossier médical électronique sur Android pour analyser les données liées aux médicaments et aux habitudes de vie. Cependant, le lien avec notre système est une étape supplémentaire qui n'a pas été effectuée. Un des grands défis demeure l'autonomie du système considérant son alimentation électrique et le développement d'un micrologiciel indépendant d'un système d'exploitation comme Android. De plus, faire suite au niveau de risque en essayant d'avertir la personne d'une façon ou d'une autre pour l'aide à démarrer un cycle de marche différent, comme le propose la kinésie paradoxale, afin de réduire le risque. Il s'agit d'un autre projet de recherche qui devrait étudier la méthode la plus efficace pour avertir la personne cependant cela implique des méthodes cognitives élaborées et complexes.

Après étalonnage, notre dispositif portable peut être utilisé dans les activités de la vie quotidienne, pour la surveillance du risque de chute, tout en considérant plusieurs paramètres comme : l'effet des médicaments (type et dose) et la progression des maladies comme le Parkinson et Ataxie. Toutes ces informations venant de notre dispositif pourraient être soumises à un dossier médical électronique pour l'aide au diagnostic. Ce travail a ensuite permis de suggérer pour un environnement clinique, tout le matériel nécessaire pour effectuer un étalonnage personnalisé.

De nos jours, avec l'utilisation quotidienne et généralisée des appareils intelligents connectés, nous voyons de plus en plus de dispositifs technologiques portables afin de rendre notre vie de tous les jours plus simple, moins stressante et surtout sécuritaire. Dans cette même optique, notre projet de recherche vise à réduire les dommages liés aux chutes chez les personnes âgées ou les personnes atteintes d'une maladie neurodégénérative, et ce, en leur offrant un dispositif qui va veiller sur eux et éventuellement les avertir au besoin.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] B. Fernandez, *Analyse de la marche humaine par ondelettes*, L'INRIA Rhône-Alpes, 2005.
- [2] C. Collet, and J. Paillard, *Mouvements & cerveau: neurophysiologie des activités physiques et sportives*: De Boeck Université, 2001.
- [3] H. A. Martin Conzelmann, Bischoff-Ferrarib, Stephanie A Bridenbaugh, Matthias Franka, Reto W. Kressig “Mon patient est-il à risque de chute?,” *Forum Med Suisse* 2013, vol. 13(34), pp. 652–657, 2013.
- [4] H. Noshadi, F. Dabiri, S. Ahmadian, N. Amini, and M. Sarrafzadeh, “HERMES: Mobile system for instability analysis and balance assessment,” *ACM Trans. Embed. Comput. Syst.*, vol. 12, no. 1s, pp. 1-24, 2013.
- [5] N. Fusco, *Analyse, modélisation et simulation de la marche pathologique*, 2008.
- [6] J. Klucken, J. Barth, P. Kugler, J. Schlachetzki, T. Henze, F. Marxreiter, Z. Kohl, R. Steidl, J. Hornegger, B. Eskofier, and J. Winkler, “Unbiased and Mobile Gait Analysis Detects Motor Impairment in Parkinson's Disease,” *PLoS ONE*, vol. 8, no. 2, pp. e56956, 2013.
- [7] A. Weiss, T. Herman, M. Plotnik, M. Brozgol, I. Maidan, N. Giladi, T. Gurevich, and J. M. Hausdorff, “Can an accelerometer enhance the utility of the Timed Up & Go Test when evaluating patients with Parkinson's disease?,” *Medical engineering & physics*, vol. 32, no. 2, pp. 119-125, 2010.
- [8] Z. Bejek, R. Paroczai, A. Illyes, and R. M. Kiss, “The influence of walking speed on gait parameters in healthy people and in patients with osteoarthritis,” *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, vol. 14, no. 7, pp. 612-22, Jul, 2006.
- [9] M.-L. Gaubert-Dahan, A. Cougnaud-Petit, L. De Decker, C. Annweiler, O. Beauchet, and G. Berrut, “Beyond to pattern of risk factors in elderly subjects,” *Ger Psychol Neuropsychiatr Vieil* vol. 9 (3), pp. 277-85, 2011.
- [10] D. Basta, M. Rossi-Izquierdo, A. Soto-Varela, M. E. Greters, R. S. Bittar, E. Steinhagen-Thiessen, R. Eckardt, T. Harada, F. Goto, K. Ogawa, and A. Ernst, “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, no. 9, pp. 1492-9, Dec, 2011.

- [11] 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, no. 6, pp. 759-778, 2013/12/01, 2013.
- [12] 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, no. 3, pp. 303-310, 2010.
- [13] O. m. d. l. Santé, *Rapport mondial sur le vieillissement et la santé*, 2015.
- [14] T. A. Soriano, L. V. DeCherrie, and D. C. Thomas, “Falls in the community-dwelling older adult: A review for primary-care providers,” *Clinical Interventions in Aging*, vol. 2, no. 4, pp. 545-553, 12/, 2007.
- [15] L. D. Gillespie, M. C. Robertson, W. J. Gillespie, S. E. Lamb, S. Gates, R. G. Cumming, and B. H. Rowe, “Interventions for preventing falls in older people living in the community,” *Cochrane Database Syst Rev*, vol. 2, no. CD007146, 2009.
- [16] M. E. Tinetti, D. I. Baker, G. McAvay, E. B. Claus, P. Garrett, M. Gottschalk, M. L. Koch, K. Trainor, and R. I. Horwitz, “A multifactorial intervention to reduce the risk of falling among elderly people living in the community,” *New England Journal of Medicine*, vol. 331, no. 13, pp. 821-827, 1994.
- [17] S. Whitney, L. Wrisley, D. M. Marchetti, G. F. Gee, M. A. Redfern, M. S. Furman, and J. M. Furman, “Clinical measurement of sit-to-stand performance in people with balance disorders: Validity of data for the five-time –sit-to-stand test ” *Physical Therapy* vol. 85(10), pp. 1034 – 1045, 2005.
- [18] S. Mathias, U. S. Nayak, and B. Isaacs, “Balance in elderly patients: the Get Up and Go Test,” *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 67, pp. 387-389, 1986.
- [19] 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 Sep.
- [20] 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.
- [21] G. Léonard, “Répertoire des outils d’évaluation en français pour la réadaptation,” *Physiotherapy Canada*, vol. 60, no. 2, pp. 200-201, Spring

10/10, 2008.

- [22] J. Howcroft, J. Kofman, and E. Lemaire, "Review of fall risk assessment in geriatric populations using inertial sensors," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 10, no. 1, pp. 91, 2013.
- [23] N. Bidargaddi, A. Sarela, J. Boyle, V. Cheung, M. Karunanithi, L. Klingbeil, C. Yelland, and L. Gray, "Wavelet based approach for posture transition estimation using a waist worn accelerometer." pp. 1884-1887.
- [24] W. G. M. Janssen, B. J. Bussmann, H. L. D. Horemans, and H. J. Stam, "Validity of accelerometry in assessing the duration of the sit-to-stand movement," *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 46, no. 9, pp. 879-887, 2008/09/01, 2008.
- [25] T. M. Lejeune, P. A. Willems, and N. C. Heglund, "Mechanics and energetics of human locomotion on sand," *J Exp Biol*, vol. 201, no. Pt 13, pp. 2071-80, Jul, 1998.
- [26] D. S. Marigold, and A. E. Patla, "Adapting locomotion to different surface compliances: neuromuscular responses and changes in movement dynamics," *Journal of neurophysiology*, vol. 94, no. 3, pp. 1733-1750, 09/, 2005.
- [27] B. Caby, S. Kieffer, M. de Saint Hubert, G. Cremer, and B. Macq, "Feature extraction and selection for objective gait analysis and fall risk assessment by accelerometry," *BioMedical Engineering OnLine*, vol. 10, no. 1, pp. 1, 2011.
- [28] SMARTRISK, *The Economic Burden of Injury in Canada*, 2009.
- [29] m. d. l. S. e. d. S. s. (Québec), *Les personnes âgées et les chutes : Hospitalisations à la suite d'une chute*, Institut canadien d'information sur la santé, 2010.
- [30] G. Ioannidis, A. Papaioannou, W. M. Hopman, N. Akhtar-Danesh, T. Anastassiades, L. Pickard, C. C. Kennedy, J. C. Prior, W. P. Olszynski, and K. S. Davison, "Relation between fractures and mortality: results from the Canadian Multicentre Osteoporosis Study," *Canadian Medical Association Journal*, vol. 181, no. 5, pp. 265-271, 2009.
- [31] F. D. Wolinsky, S. E. Bentler, L. Liu, M. Obrizan, E. A. Cook, K. B. Wright, J. F. Geweke, E. A. Chrischilles, C. E. Pavlik, and R. L. Ohsfeldt, "Recent hospitalization and the risk of hip fracture among older Americans," *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, vol. 64, no. 2, pp. 249-255, 2009.

- [32] N. Bell, Y. Yu, and P. J. Mucha, "Particle-based simulation of granular materials," in Proceedings of the 2005 ACM SIGGRAPH/Eurographics symposium on Computer animation, Los Angeles, California, 2005, pp. 77-86.
- [33] N. Fusco, "Analysis, modelling and simulation of pathological gait," Université Rennes 2, 2008.
- [34] M. B. Brahem, B.-A. J. Ménélas, and M. J. D. Otis, "Use of a 3DOF Accelerometer for Foot Tracking and Gesture Recognition in Mobile HCI," *Procedia Computer Science*, vol. 19, no. 0, pp. 453-460, //, 2013.
- [35] H. Teyssedre. 15/01/2016; <http://www.pneumaflex.com/fr/marche-humaine-et-orthese-releveur/>.
- [36] C. Zong, "Système embarqué de capture et analyse du mouvement humain durant la marche," 2012.
- [37] S. M. M. De Rossi, S. Crea, M. Donati, P. Rebersek, D. Novak, N. Vitiello, T. Lenzi, J. Podobnik, M. Munih, and M. C. Carrozza, "Gait segmentation using bipedal foot pressure patterns." pp. 361-366.
- [38] R. Feliz Alonso, E. Zalama Casanova, and G. J. Garcia-Bermejo, "Pedestrian tracking using inertial sensors," 2009, 2009.
- [39] T. Lina, S. Quanjun, G. Yunjian, and L. Ming, "HMM-Based Human Fall Detection and Prediction Method Using Tri-Axial Accelerometer," *Sensors Journal, IEEE*, vol. 13, no. 5, pp. 1849-1856, 2013.
- [40] 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, no. 4, pp. 1125-1132, 2001.
- [41] A. K. Bourke, P. van de Ven, M. Gamble, R. O'Connor, K. Murphy, E. Bogan, E. McQuade, P. Finucane, G. O'laighin, and J. Nelson, "Evaluation of waist-mounted tri-axial accelerometer based fall-detection algorithms during scripted and continuous unscripted activities," *J Biomech*, vol. 43, no. 15, pp. 3051-7, Nov 16, 2010.
- [42] R. VELAZQUEZ, O. BAZAN, and J. VARONA, "Wearable Electronic Tactile Display for the Foot."

- [43] B. Mariani, C. Hoskovec, S. Rochat, C. Büla, J. Penders, and K. Aminian, "3D gait assessment in young and elderly subjects using foot-worn inertial sensors," *Journal of Biomechanics*, vol. 43, no. 15, pp. 2999-3006, 11/16/, 2010.
- [44] 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, no. 4, pp. 413-423, 2008.
- [45] L. D. Bogle Thorbahn, and R. A. Newton, "Use of the Berg Balance Test to predict falls in elderly persons," *Phys Ther*, vol. 76, no. 6, pp. 576-83; discussion 584-5, Jun, 1996.
- [46] M. M. Lusardi, G. L. Pellecchia, and M. Schulman, "Functional Performance in Community Living Older Adults," *Journal of Geriatric Physical Therapy*, vol. 26, no. 3, pp. 14-22, 2003.
- [47] J.-F. Lemay, "Évaluation de l'équilibre chez la population lésée médullaire: validation de l'échelle de Berg et étude des interrelations avec les données cliniques," Thèse ou Mémoire numérique, Sciences biomédicales, 2010.
- [48] J. Jonsdottir, and D. Cattaneo, "Reliability and Validity of the Dynamic Gait Index in Persons With Chronic Stroke," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 88, no. 11, pp. 1410-1415.
- [49] D. M. Wrisley, M. L. Walker, J. L. Echternach, and B. Strasnick, "Reliability of the dynamic gait index in people with vestibular disorders¹," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 84, no. 10, pp. 1528-1533.
- [50] D. J. Rose, C. J. Jones, and N. Lucchese, "Predicting the probability of falls in community-residing older adults using the 8-foot up-and-go: a new measure of functional mobility," *Journal of Aging and Physical Activity*, vol. 10, no. 4, pp. 466-475, 2002.
- [51] J. F. Esculier, J. Vaudrin, P. Beriault, K. Gagnon, and L. E. Tremblay, "Home-based balance training programme using Wii Fit with balance board for Parkinsons's disease: a pilot study," *J Rehabil Med*, vol. 44, no. 2, pp. 144-50, Feb, 2012.
- [52] K. K. Ness, J. G. Gurney, M. M. Wall, R. A. Olsen, and L. A. Boergerhoff, "Screening for Risk of Falling in Community-Dwelling Elderly People May Increase Fear of Falling," *Journal of Geriatric Physical Therapy*, vol. 27, no. 3, pp. 100-104, 2004.

- [53] M. A. Murphy, S. L. Olson, E. J. Protas, and A. R. Overby, "Screening for falls in community-dwelling elderly," *Journal of Aging and Physical Activity*, vol. 11, no. 1, pp. 66-81, 2003.
- [54] F. B. Horak, "Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?," *Age Ageing*, vol. 35 Suppl 2, pp. ii7-ii11, Sep, 2006.
- [55] H. Axer, M. Axer, H. Sauer, O. W. Witte, and G. Hagemann, "Falls and gait disorders in geriatric neurology," *Clinical neurology and neurosurgery*, vol. 112, no. 4, pp. 265-274, 2010.
- [56] Y. J. Gschwind, S. A. Bridenbaugh, and R. W. Kressig, "Gait Disorders and Falls," *GeroPsych: The Journal of Gerontopsychology and Geriatric Psychiatry*, vol. 23, no. 1, pp. 21-32, 03/01/, 2010.
- [57] A. J. Campbell, M. C. Robertson, M. M. Gardner, R. N. Norton, and D. M. Buchner, "Falls prevention over 2 years: a randomized controlled trial in women 80 years and older," *Age Ageing*, vol. 28, no. 6, pp. 513-8, Oct, 1999.
- [58] P. S. Raju, "Handbook of Neurological Physical Therapy: Evidence-based Practice," vol. 6, pp. 76-84, January 2012.
- [59] A. L. Bartels, and K. L. Leenders, "Parkinson's disease: The syndrome, the pathogenesis and pathophysiology," *Cortex*, vol. 45, no. 8, pp. 915-921, 2009.
- [60] D. Hirtz, D. J. Thurman, K. Gwinn-Hardy, M. Mohamed, A. R. Chaudhuri, and R. Zalutsky, "How common are the "common" neurologic disorders?," *Neurology*, vol. 68, no. 5, pp. 326-37, Jan 30, 2007.
- [61] C. W. Olanow, M. B. Stern, and K. Sethi, "The scientific and clinical basis for the treatment of Parkinson disease (2009)," *Neurology*, vol. 72, no. 21 Supplement 4, pp. S1-S136, 2009.
- [62] K. Dujardin, and L. Defebvre, "3 - La Maladie de Parkinson," *Neuropsychologie de la maladie de Parkinson et des syndromes apparentés (Second Edition)*, K. D. Defebvre, ed., pp. 11-88, Paris: Elsevier Masson, 2007.
- [63] O. B. n. Ramiro Velázquez, Jorge Varona, Carlos Delgado-Mata, Carlos A. Gutiérrez "Insights into the Capabilities of Tactile-Foot Perception," *International Journal of Advanced Robotic Systems*, Manolya Kavakli-Thorne 2012.

- [64] C. LECLUSE, "AMÉLIORER LES PARAMÈTRES DE MARCHE ET L'ÉQUILIBRE, AFIN DE DIMINUER LE RISQUE DE CHUTE CHEZ UN PATIENT PARKINSONNIEN," Mémoire, travail de fin d'études, INSTITUT REGIONAL de FORMATION aux METIERS de la REEDUCATION et READAPTATION des PAYS DE LA LOIRE, 2012.
- [65] B. D. Beauchemin Julie, Chikh Anis, Faubert Andréanne, "Étude pilote d'un programme d'exercices proactifs dans la maladie de parkinson stades léger à modéré," P. M. Barthélemy Dorothy, ed., 2011-08-26.
- [66] E. van Wegen, C. de Goede, I. Lim, M. Rietberg, A. Nieuwboer, A. Willems, D. Jones, L. Rochester, V. Hetherington, H. Berendse, J. Zijlmans, E. Wolters, and G. Kwakkel, "The effect of rhythmic somatosensory cueing on gait in patients with Parkinson's disease," *J Neurol Sci*, vol. 248, no. 1-2, pp. 210-4, Oct 25, 2006.
- [67] S. E. Lamb, E. C. Jørstad-Stein, K. Hauer, C. Becker, E. on behalf of the Prevention of Falls Network, and G. Outcomes Consensus, "Development of a Common Outcome Data Set for Fall Injury Prevention Trials: The Prevention of Falls Network Europe Consensus," *Journal of the American Geriatrics Society*, vol. 53, no. 9, pp. 1618-1622, 2005.
- [68] K. Hauer, M. Pfisterer, C. Weber, N. Wezler, M. Kliegel, and P. Oster, "Cognitive impairment decreases postural control during dual tasks in geriatric patients with a history of severe falls," *Journal of the American Geriatrics Society*, vol. 51, no. 11, pp. 1638-1644, 2003.
- [69] C. T. Ray, and S. L. Wolf, "Review of intrinsic factors related to fall risk in individuals with visual impairments," *J Rehabil Res Dev*, vol. 45, no. 8, pp. 1117-24, 2008.
- [70] B. Wood, J. Bilclough, A. Bowron, and R. Walker, "Incidence and prediction of falls in Parkinson's disease: a prospective multidisciplinary study," *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, vol. 72, no. 6, pp. 721-725, 2002.
- [71] R. W. Genever, T. W. Downes, and P. Medcalf, "Fracture rates in Parkinson's disease compared with age-and gender-matched controls: a retrospective cohort study," *Age and ageing*, vol. 34, no. 1, pp. 21-24, 2005.

- [72] S. D. Perry, A. Radtke, W. E. McIlroy, G. R. Fernie, and B. E. Maki, "Efficacy and effectiveness of a balance-enhancing insole," *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, vol. 63, no. 6, pp. 595-602, 2008.
- [73] S. V. Cadario B, "Drugs and the risk of falling in the elderly: A new guideline from the BC fall and injury prevention coalition," *Br Columbia Med J*, vol. 52(5), pp. 268, 2010.
- [74] Z. Cris, 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.
- [75] S. Sprager, and D. Zazula, "Impact of different walking surfaces on gait identification based on higher-order statistics of accelerometer data." pp. 360-365.
- [76] P. Fortin, *Rapport Conception sur une plateforme de la série PIC24FJ*, UQAC, 2013.
- [77] G. Pang, and H. Liu, "Evaluation of a Low-cost MEMS Accelerometer for Distance Measurement," *Journal of Intelligent and Robotic Systems*, vol. 30, no. 3, pp. 249-265, 2001/03/01, 2001.
- [78] L. A. Zadeh, "Toward a theory of fuzzy information granulation and its centrality in human reasoning and fuzzy logic," *Fuzzy Sets and Systems*, vol. 90, no. 2, pp. 111-127, 9/1/, 1997.
- [79] Wikipédia. "Logique floue," http://fr.wikipedia.org/w/index.php?title=Logique_floue&oldid=119563975.
- [80] J. Verghese, R. Holtzer, R. B. Lipton, and C. Wang, "Quantitative Gait Markers and Incident Fall Risk in Older Adults," *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, vol. 64A, no. 8, pp. 896-901, August 1, 2009, 2009.
- [81] W. H. O. Food, and A. O. o. t. U. Nations, *Risk Characterization of Microbiological Hazards in Food: Guidelines*, p.^pp. 24-35: World Health Organization, 2009.
- [82] B. Prätorius, S. Kimmeskamp, and T. Milani, "The sensitivity of the sole of the foot in patients with Morbus Parkinson," *Neuroscience letters*, vol. 346, no. 3, pp. 173-176, 2003.
- [83] M. Le Goïc, "Etude du contrôle postural chez l'homme: analyse des facteurs neurophysiologiques, biomécaniques et cognitifs, impliqués dans les 500 premières millisecondes d'une chute," Paris 5, 2013.

ANNEXE A

LES GRILLES DES TESTS MÉDICAUX

A.1 TEST DE BERG

Échelle d'évaluation de l'équilibre
Échelle de Berg

Nom du client : _____

Évaluateur : _____ Lieu : _____

Items évalués	Scores initiaux date : _____	Réévaluation date : _____
1. Transfert assis → debout	/4	/4
2. Se tenir debout sans appui	/4	/4
3. Se tenir assis, le dos sans appui	/4	/4
4. Transfert debout → assis	/4	/4
5. Transfert chaise → chaise	/4	/4
6. Se tenir debout, les yeux fermés	/4	/4
7. Se tenir debout, les pieds joints	/4	/4
8. Pointer les deux bras vers l'avant (reaching)	/4 _____ cm	/4 _____ cm
9. Ramasser un objet par terre	/4	/4
10. Se retourner pour regarder par dessus son épaule	/4	/4
11. Pivoter sur place (360°)	/4	/4
12. Alternier chaque pied sur un tabouret	/4	/4
13. Se tenir debout un pied devant l'autre (tandem)	/4 _____ sec	/4 _____ sec
14. Se tenir debout sur une jambe	/4 _____ sec (g) _____ sec (d)	/4 _____ sec (g) _____ sec (d)
Total	/56	/56

Observations :

A.2 LE TEST DE GET UP AND GO (TUG)

1. Transfert assis → debout

Instructions : *Veillez vous lever en essayant de ne pas vous aider avec vos mains.*

- (4) peut se lever sans l'aide de ses mains et garde son équilibre
- (3) peut se lever seul avec l'aide de ses mains
- (2) peut se lever en s'aidant de ses mains, après plusieurs tentatives
- (1) a besoin d'un peu d'aide pour se lever ou pour garder son équilibre
- (0) a besoin d'une aide modérée ou importante pour se lever

2. Se tenir debout sans appui

Instructions : *Essayez de rester debout deux minutes sans prendre appui. Les bras le long du corps. Les pieds à la largeur du bassin.*

- (4) peut rester debout sans danger pendant deux minutes
- (3) peut se tenir debout pendant deux minutes, sous surveillance
- (2) peut se tenir debout 30 secondes sans prendre appui
- (1) doit faire plusieurs tentatives pour tenir debout sans appui pendant 30 secondes
- (0) est incapable de tenir debout 30 secondes sans l'aide de quelqu'un

3. Se tenir assis, le dos sans appui (Les pieds appuyés au sol ou sur un tabouret.)

Instructions : *Asseyez-vous les bras croisés pendant deux minutes.*

- (4) peut rester assis deux minutes sans danger
- (3) peut rester assis deux minutes, sous surveillance
- (2) peut rester assis 30 secondes
- (1) peut rester assis 10 secondes
- (0) est incapable de rester assis sans appui pendant 10 secondes

4. Transfert debout → assis

Instructions : *Veillez vous asseoir.*

- (4) peut s'asseoir correctement en s'aidant légèrement avec ses mains
- (3) contrôle la descente avec les mains
- (2) contrôle la descente avec le derrière des jambes sur la chaise
- (1) s'assoit sans aide, sans contrôler la descente
- (0) a besoin d'aide pour s'asseoir

5. Transfert chaise→chaise

Placer les chaises à 90 degrés. La chaise sans bras peut être remplacée par un lit.

Instructions : *Veillez vous asseoir sur la chaise qui a des bras et ensuite allez sur l'autre sans bras.*

- (4) exécute l'exercice sans difficulté, en s'aidant un peu avec ses mains
- (3) exécute l'exercice sans difficulté, en s'aidant beaucoup de ses mains
- (2) peut exécuter l'exercice moyennant des instructions verbales et/ou une surveillance
- (1) a besoin d'être aidé par quelqu'un
- (0) a besoin de l'aide/surveillance de deux personnes afin d'être sécuritaire

6. Se tenir debout les yeux fermés

Instructions : Fermez les yeux et restez immobile pendant 10 secondes. Les bras le long du corps, les pieds à la largeur du bassin.

- (4) peut se tenir debout sans appui pendant 10 secondes, sans danger
- (3) peut se tenir debout pendant 10 secondes, sous surveillance
- (2) peut se tenir debout pendant 3 secondes
- (1) incapable de fermer les yeux pendant plus de trois secondes mais garde l'équilibre
- (0) a besoin d'aide pour ne pas tomber

7. Se tenir debout, les pieds joints

Instructions : Veuillez placer vos pieds ensemble.

- (4) peut joindre les pieds sans aide et rester debout pendant une minute, sans danger
- (3) peut joindre les pieds sans aide et rester debout pendant une minute, sous surveillance
- (2) peut joindre les pieds sans aide et rester debout durant moins de 30 secondes
- (1) a besoin d'aide pour joindre les pieds mais peut rester debout pendant 15 secondes
- (0) a besoin d'aide pour exécuter l'exercice et ne peut se tenir debout pendant plus de 15 secondes

8. Pointer les deux bras vers l'avant (reaching) ☆ Déplacement maximal : _____ cm

L'évaluateur place une règle à l'extrémité des doigts du patient lorsque celui-ci a levé les bras à 90°. Les doigts du sujet ne doivent pas toucher à la règle. L'évaluateur mesure la distance parcourue par les doigts du sujet lorsqu'il a atteint son déplacement antérieur maximal. Si la personne n'a pas de douleur au dos, lui demander d'utiliser ses deux bras pour se pencher afin d'éviter les rotations du tronc

Instructions : Levez les bras à 90°, étendez les doigts et allez le plus loin possible vers l'avant.

- (4) peut se pencher sans danger, 25 cm et plus
- (3) peut se pencher sans danger, 12 cm et plus (moins de 25 cm)
- (2) peut se pencher sans danger, 5 cm et plus (moins de 12 cm)
- (1) peut se pencher mais sous surveillance
- (0) a besoin d'aide pour ne pas tomber

9. Ramasser un objet par terre

Instructions : Ramasser votre chaussure qui est par terre (10 cm en avant les pieds, au centre du corps).

- (4) peut ramasser sa chaussure facilement et sans danger
- (3) peut ramasser sa chaussure, sous surveillance
- (2) ne peut pas ramasser sa chaussure mais s'arrête à 2-5 cm de l'objet et garde l'équilibre
- (1) ne peut pas ramasser sa chaussure et a besoin d'être surveillé
- (0) est incapable d'essayer l'exercice/ a besoin d'aide pour ne pas tomber

10. Se retourner pour regarder par dessus son épaule

Instructions : Retournez-vous et regardez directement derrière vous, par dessus votre épaule gauche. Faites ensuite le même mouvement à droite.

- (4) se retourne des deux côtés, bon déplacement du poids
- (3) se retourne d'un côté seulement, mauvais déplacement du poids de l'autre côté
- (2) se tourne de profil seulement, en gardant son équilibre
- (1) a besoin de surveillance
- (0) a besoin d'aide pour ne pas tomber

11. Pivoter sur place (360°)

Instructions : *Faites un tour complet de 360°, arrêtez, faites ensuite un tour complet de l'autre côté. Les bras le long du corps. Une note parfaite si la personne prend 4 sec et moins par pivot.*

- (4) peut tourner 360° sans danger de chaque côté, en moins de 4 secondes
- (3) peut tourner 360° sans danger d'un seul côté, en moins de 4 secondes
- (2) peut tourner 360° sans danger, mais lentement
- (1) a besoin de surveillance ou de directives verbales
- (0) a besoin d'aide pour ne pas tomber

12. Alternier chaque pied sur un tabouret

Instructions : *Placez en alternance un pied sur la marche. Continuez jusqu'à ce que chaque pied ait touché au moins quatre fois à la marche. Les bras le long du corps.*

- (4) peut se tenir debout sans appui, sans danger et toucher le tabouret 8 fois en 20 secondes
- (3) peut se tenir debout sans appui et toucher le tabouret 8 fois en plus de 20 secondes
- (2) peut toucher le tabouret 4 fois, sans aide et sous surveillance
- (1) ne peut toucher le tabouret plus de deux fois, a besoin d'aide
- (0) a besoin d'aide pour ne pas tomber/ ne peut pas faire l'exercice

13. Se tenir debout, un pied devant l'autre (tandem)

Instructions : *Placez un pied directement devant l'autre. Si cela vous est impossible, faites un plus grand pas. Pour obtenir trois points, la longueur du pas devra dépasser l'autre pied et l'écart entre les pieds devra être à peu près l'équivalent d'un pas normal.*

- (4) est capable de placer un pied directement devant l'autre, sans aide, et tient la position 30 secondes
- (3) est capable de faire un grand pas sans aide et de tenir la position pendant 30 secondes
- (2) est capable de faire un petit pas sans aide et de tenir la position pendant 30 secondes
- (1) a besoin d'aide pour faire un pas mais peut tenir la position pendant 15 secondes
- (0) perd l'équilibre en faisant un pas ou en essayant de se tenir debout

☆ Temps maximal : _____ sec.

14. Se tenir debout sur une jambe

Instructions : *Tenez-vous debout sur une jambe, le plus longtemps possible, sans prendre appui. Les bras le long du corps, la jambe levée ne touche pas à la jambe d'appui.*

- (4) peut lever une jambe sans aide et tenir plus de 10 secondes
- (3) peut lever une jambe sans aide et tenir plus de 5 à 10 secondes
- (2) peut lever une jambe sans aide et tenir 3 secondes ou plus
- (1) essaie de lever une jambe mais ne peut tenir la position plus de 3 secondes, mais reste debout
- (0) ne peut exécuter l'exercice ou a besoin d'aide pour ne pas tomber

☆ Demandez au sujet de réaliser l'épreuve avec chaque jambe, notez le score exact.

Temps maximal (g) : _____ sec.

Temps maximal (d) : _____ sec.

ANNEXE B

MATÉRIAU UTILISÉ

Somos® 9120 Epoxy Photopolymer

**Robust, Accurate, Functional Epoxy Resin for Stereolithography
For Solid State (355 nm) Laser Systems**

Description

DSM Somos® 9120 is a liquid photopolymer that produces robust, functional and accurate parts using stereolithography machines. The material offers superior chemical resistance, a wide processing latitude and excellent tolerance to a broad temperature and humidity range during and after build. Parts created from Somos® 9120 exhibit superior fatigue properties, strong memory retention and high quality up-facing and down-facing surfaces. Somos® 9120 also offers a good balance of properties between rigidity and functionality. The resulting part properties are ideal for master patterns in rubber molding applications. This material is also useful in creating parts for applications where durability and robustness are critical requirements (e.g., automobile components, electronic housings, medical products, large panels and snap-fit parts).

Application

Somos® 9120 Photopolymer is used in the solid imaging process to build three-dimensional parts.



Physical Properties – Liquid

Appearance	Transparent amber
Viscosity	~450 cps at 30°C
Density	~1.13 g/cm ³ at 25°C

Optical Properties at 355 nm

E_c	10.9 mJ/cm ² <small>[critical exposure]</small>
D_p	0.14 mm (0.0056 inch) <small>[slope of cure-depth vs. ln(E) curve]</small>
E_{10}	65 mJ/cm ² <small>[exposure that gives 0.254 mm (0.010 inch) thickness]</small>

DSM Somos®
2 Penn's Way, Suite 401
New Castle, DE 19720, USA
Tel: +1 302.326.8100
Fax: +1 302.326.8121

DSM Desotech bv
3150 AB Hoek van Holland
The Netherlands
Tel: +31 1743.15391
Fax: +31 1743.15530

www.dsmsomos.com

Email:
Americas@dsmsomos.info
Europe@dsmsomos.info
Asia@dsmsomos.info

Physical Properties (Metric)

The numbers reported below are only approximate values. The actual values may vary with build conditions.

ASTM Test	Description	Somos® 9120 UV	Polypropylene*
D638M	Tensile Strength at Yield	30 - 32 MPa	31 - 37.2 MPa
	Elongation at Yield	15 - 25 %	7 - 13 %
	Young's Modulus	1,227 - 1,462 MPa	1,138 - 1,551 MPa
D790M	Flexural Strength	41 - 46 MPa	41 - 55 MPa
	Flexural Modulus	1,310 - 1,455 MPa	1,172 - 1,724 MPa
D2240	Hardness (Shore D)	80 - 82	N/A
D256A	Izod Impact - notched	48 -53 J/m	21 - 75 J/m
D648	Deflection Temperature	52 - 61 °C	107 -121 °C

* Unfilled polypropylene (Reference: Modern Plastics Encyclopedia, 1997)

N/A: Not Available

Physical Properties (Imperial)

The numbers reported below are only approximate values. The actual values may vary with build conditions.

ASTM Test	Description	Somos® 9120 UV	Polypropylene*
D638M	Tensile Strength at Yield	4,400 - 4,700 psi	4,500 - 5,400 psi
	Elongation at Yield	15 - 25 %	7 - 13 %
	Young's Modulus	178,000 - 212,000 psi	165,000 - 225,000 psi
D790M	Flexural Strength	6,000 - 6,700 psi	6,000 - 8,000 psi
	Flexural Modulus	190,000 - 211,000 psi	170,000 - 250,000 psi
D2240	Hardness (Shore D)	80 - 82	N/A
D256A	Izod Impact - notched	0.9 - 1.0 ft-lb/in	0.4 - 1.4 ft-lb/in
D648	Deflection Temperature	126 - 142 °F	225 - 250 °F

* Unfilled polypropylene (Reference: Modern Plastics Encyclopedia, 1997)

N/A: Not Available

The ProtoFunctional® Materials Company

DSM Somos®



ANNEXE C

RÈGLES DE LOGIQUE FLOUE

Température		Humidité		Angle		Temps de marche		Niveau de risque
average	and	average	and	plan	and	short	so	low risk
cold	and	average	and	plan	and	short	so	low risk
hot	and	average	and	plan	and	short	so	low risk
average	and	low	and	plan	and	short	so	low risk
average	and	high	and	plan	and	short	so	low risk
average	and	average	and	descent	and	short	so	low risk
average	and	average	and	incline	and	short	so	low risk
average	and	average	and	plan	and	average	so	low risk
average	and	average	and	plan	and	long	so	low risk
average	and	average	and	plan	and	short	so	low risk
very cold	and	average	and	plan	and	short	so	average risk
very cold	and	high	and	plan	and	short	so	average risk
very cold	and	average	and	plan	and	average	so	average risk
very cold	and	average	and	plan	and	short	so	average risk
very hot	and	average	and	plan	and	short	so	average risk
very hot	and	low	and	plan	and	short	so	average risk
very hot	and	average	and	descent	and	short	so	average risk
very hot	and	average	and	incline	and	short	so	average risk
very hot	and	average	and	plan	and	short	so	average risk
very hot	and	average	and	plan	and	short	so	average risk
average	and	high	and	plan	and	long	so	average risk
average	and	high	and	plan	and	average	so	average risk
average	and	high	and	plan	and	average	so	average risk
average	and	high	and	plan	and	long	so	average risk
average	and	low	and	plan	and	long	so	average risk
average	and	low	and	plan	and	average	so	average risk
average	and	low	and	plan	and	average	so	average risk
average	and	low	and	plan	and	long	so	average risk
average	and	low	and	descent	and	long	so	average risk
average	and	low	and	incline	and	long	so	average risk
average	and	low	and	incline	and	average	so	average risk
average	and	low	and	descent	and	average	so	average risk
average	and	low	and	descent	and	average	so	average risk
average	and	low	and	incline	and	average	so	average risk
average	and	high	and	incline	and	average	so	average risk
average	and	high	and	descent	and	average	so	average risk
average	and	high	and	descent	and	long	so	average risk
average	and	high	and	incline	and	average	so	average risk
average	and	high	and	incline	and	average	so	average risk
average	and	high	and	descent	and	average	so	average risk
average	and	high	and	descent	and	short	so	average risk
average	and	high	and	incline	and	short	so	average risk
cold	and	low	and	descent	and	average	so	high risk
cold	and	low	and	descent	and	long	so	high risk

cold	and	low	and	descent	and	long	so	high risk
cold	and	low	and	incline	and	long	so	high risk
cold	and	low	and	incline	and	average	so	high risk
cold	and	low	and	incline	and	average	so	high risk
cold	and	low	and	high incline	and	average	so	high risk
cold	and	low	and	high incline	and	average	so	high risk
cold	and	low	and	high incline	and	long	so	high risk
cold	and	low	and	high incline	and	long	so	high risk
cold	and	low	and	high descent	and	long	so	high risk
cold	and	low	and	high descent	and	long	so	high risk
cold	and	low	and	high descent	and	average	so	high risk
cold	and	low	and	high descent	and	average	so	high risk
very cold	and	low	and	high descent	and	average	so	high risk
very cold	and	low	and	high descent	and	long	so	high risk
very cold	and	low	and	high descent	and	long	so	high risk
very cold	and	low	and	high descent	and	average	so	high risk
very cold	and	low	and	descent	and	average	so	high risk
very cold	and	low	and	descent	and	long	so	high risk
very cold	and	low	and	descent	and	long	so	high risk
very cold	and	low	and	descent	and	average	so	high risk
very cold	and	low	and	incline	and	average	so	high risk
very cold	and	low	and	incline	and	long	so	high risk
very cold	and	low	and	incline	and	long	so	high risk
very cold	and	low	and	incline	and	average	so	high risk
very cold	and	low	and	high incline	and	average	so	high risk
very cold	and	low	and	high incline	and	long	so	high risk
very cold	and	low	and	high incline	and	long	so	high risk
very cold	and	low	and	high incline	and	average	so	high risk
hot	and	high	and	descent	and	average	so	high risk
hot	and	high	and	descent	and	long	so	high risk
hot	and	high	and	descent	and	long	so	high risk
hot	and	high	and	descent	and	average	so	high risk
hot	and	high	and	incline	and	average	so	high risk
hot	and	high	and	incline	and	long	so	high risk
hot	and	high	and	incline	and	long	so	high risk
hot	and	high	and	incline	and	average	so	high risk
hot	and	high	and	high descent	and	average	so	high risk
hot	and	high	and	high descent	and	long	so	high risk
hot	and	high	and	high descent	and	long	so	high risk
hot	and	high	and	high descent	and	average	so	high risk
hot	and	high	and	high incline	and	average	so	high risk
hot	and	high	and	high incline	and	long	so	high risk
hot	and	high	and	high incline	and	long	so	high risk
hot	and	high	and	high incline	and	average	so	high risk
very hot	and	high	and	high descent	and	average	so	high risk

very hot	and	high	and	high descent	and	long	so	high risk
very hot	and	high	and	high descent	and	long	so	high risk
very hot	and	high	and	high descent	and	average	so	high risk
very hot	and	high	and	descent	and	average	so	high risk
very hot	and	high	and	descent	and	long	so	high risk
very hot	and	high	and	descent	and	long	so	high risk
very hot	and	high	and	descent	and	average	so	high risk
very hot	and	high	and	incline	and	average	so	high risk
very hot	and	high	and	incline	and	long	so	high risk
very hot	and	high	and	incline	and	long	so	high risk
very hot	and	high	and	incline	and	average	so	high risk
very hot	and	high	and	high incline	and	average	so	high risk
very hot	and	high	and	high incline	and	long	so	high risk
very hot	and	high	and	high incline	and	long	so	high risk
very hot	and	high	and	high incline	and	average	so	high risk

very cold=[-30;-10°c]
 cold=[-10;15°c]
 average=[15;25°c]
 hot=[25;35°c]
 very hot=[35;45°c]

low=[0;37%]
 average=[37;53%]
 high=[53;100%]

high descent=[-60;-30°]
 descent=[-30;-10°]
 plan=[-10;10°]
 incline=[10;30°]
 high incline=[30;60°]

short=[0;1,5h]
 average=[1,5;4,5h]
 long=[4,5;7h]

low risk=1
 low risk=2
 low risk=3

Cadence		Stride length variability		Swing variability		Niveau de risque
very slow	and	low	and	low	so	high risk
very slow	and	low	and	average	so	high risk
very slow	and	low	and	high	so	high risk
very slow	and	average	and	low	so	high risk
very slow	and	average	and	average	so	average risk
very slow	and	average	and	high	so	high risk
very slow	and	high	and	low	so	high risk
very slow	and	high	and	average	so	high risk
very slow	and	high	and	high	so	high risk
slow	and	low	and	low	so	high risk
slow	and	low	and	average	so	average risk
slow	and	low	and	high	so	high risk
slow	and	average	and	low	so	average risk
slow	and	average	and	average	so	low risk
slow	and	average	and	high	so	average risk
slow	and	high	and	low	so	high risk
slow	and	high	and	average	so	average risk
slow	and	high	and	high	so	high risk
average	and	low	and	low	so	average risk
average	and	low	and	average	so	low risk
average	and	low	and	high	so	average risk
average	and	average	and	low	so	low risk
average	and	average	and	average	so	low risk
average	and	average	and	high	so	low risk
average	and	high	and	low	so	average risk
average	and	high	and	average	so	low risk
average	and	high	and	high	so	average risk
fast	and	low	and	low	so	high risk
fast	and	low	and	average	so	average risk
fast	and	low	and	high	so	high risk
fast	and	average	and	low	so	average risk
fast	and	average	and	average	so	low risk
fast	and	average	and	high	so	average risk
fast	and	high	and	low	so	high risk
fast	and	high	and	average	so	average risk
fast	and	high	and	high	so	high risk
very fast	and	low	and	low	so	high risk
very fast	and	low	and	average	so	high risk
very fast	and	low	and	high	so	high risk
very fast	and	average	and	low	so	high risk
very fast	and	average	and	average	so	average risk
very fast	and	average	and	high	so	high risk
very fast	and	high	and	low	so	high risk
very fast	and	high	and	average	so	high risk
very fast	and	high	and	high	so	high risk

very slow=[80;87step/min]	low=[2,48;2,8%]	low=[2,85;4,4%]	low risk=1
slow=[87;97step/min]	average=[2,8;4,7%]	average=[4,4;5,9%]	low risk=2
average=[97;107step/min]	high=[4,7;5,56%]	high=[5,9;7,62%]	low risk=3
fast=[107;115step/min]			
very fast=[115;120step/min]			

ANNEXE D

IMPRIMANTE 3D



Connex 500

The First Multi-material 3-Dimensional Printing System

Bring your models closer to your end products with innovative PolyJet Matrix™ Technology

- Closer-than-ever simulation of end products combining multiple materials
 - Multi-material parts: simultaneous jetting of different model materials
 - Mixed tray: different parts made with different materials in a single build
- Wide range of FullCure® and composite materials: photopolymer model and support materials; on-the-fly composite Digital Materials™
- Variety of build process and printing modes
- Boost your creativity with multiple materials and composite materials featuring varied material properties and tones
- Outstanding quality and accuracy
- 16-micron, high-resolution layers ensure smooth surfaces and fine details
- Superb productivity with large-size build tray of 500x400x200 mm
- Ease-of-use in an office environment

Connex 500

The First Multi-material 3-Dimensional Printing System

Technical Specifications

Layer Thickness (Z-axis)

Horizontal build layers down to 16-micron

Tray Size (X×Y×Z)

500×400×200 mm (19.7×15.7×7.9 inch)

Net Build Size (X×Y×Z)

490×390×200 mm (19.3×15.4×7.9 inch)

Build Resolution

X-axis: 600 dpi

Y-axis: 600 dpi

Z-axis: 1600 dpi

Printing Modes

Digital Material (DM): 30-micron (0.001 inch)

High Quality (HQ): 16-micron (0.0006 inch)

High Speed (HS): 30-micron (0.001 inch)

Typical Accuracy

20-85um for features below 50mm

Up to 200um for full model size

(for rigid materials only, depending on geometry, build parameters and model orientation)

Supported Model Materials

- FullCure®720 General Purpose, transparent material
- Vero Family opaque materials
- DurusWhite Polypropylene-like material
- Tango Family rubber-like flexible material

Digital Materials

Wide range of composite materials fabricated on the fly

Support Type

- FullCure®705 Support
- Non-toxic gel-like photopolymer support easily removed by WaterJet

Materials Cartridges:

- Four sealed 3.6 kg (7.9 lb) cartridges
- Tango family and DurusWhite also available as 1.44kg (3.17 lb) net weight in 3.6 kg casing
- Two different model materials loaded
- Front loading for quick replacement

Power Requirements

110–240 VAC 50/60 Hz

1.5 KW single phase

Machine Dimensions (W×D×H)

1420×1120×1130 mm

(55.9×44.1×44.5 inch)

Machine Weight

Net 500kg (Net 1102 lb)

Operational Environment

18°C to 22°C (64.5°F to 71.5°F)

Relative Humidity 30 – 70%

Compatibility

Windows XP, Windows Vista

Software

Objet Studio™ for Connex500 features:

- Easy selection of materials including Digital Materials
- Part separation into sub-assemblies
- Automatic real time support structure generation
- Suggested build orientation and speed, auto-place
- Slice on the fly
- Network version

Input Formats

STL, OBJDF and SLC Files

CADMatrix™ Add-in

CADMatrix add-in enables designers and engineers to seamlessly assign Objet model materials to multi-part, multi-material designs within CAD software*, thus allowing for increased control of 3D model validation.

Special Facility Requirements

None

Print Heads

8 Units

Network Communication

LAN – TCP/IP

* CAD software: CADMatrix™ is compatible with the following: Pro/ENGINEER, SolidWorks, AutoDesk Inventor



ABOUT OBJET GEOMETRIES

Objet Geometries Ltd., the innovation leader in 3D printing for rapid prototyping and additive manufacturing, provides 3D printing systems that enable manufacturers and industrial designers to reduce cost of product development and dramatically shorten time-to-market of new products.

Objet's ultra thin layer, high resolution 3D printing systems and materials utilize PolyJet™ polymer jetting technology, to print ultra-thin 16-micron layers. The market-proven Objet Eden™ line of 3D Printing Systems and the Objet24 and Objet30 Desktop 3D printers are based on Objet's patented office-friendly PolyJet™ Technology. The Objet Connex™ family is based on Objet's PolyJet Matrix Technology, which jets multiple model materials simultaneously and creates

composite Digital Materials™ on the fly. All Objet systems use Objet's FullCure® materials to create accurate, clean, smooth, and highly detailed 3D parts.

Objet systems are in use by world leaders in many industries, such as Education, Medical / Medical Devices & Dental, Consumer Electronics, Automotive, toys, consumer goods, and footwear industries in North America, Europe, Asia, Australia, and Japan.

Founded in 1998, Objet serves its growing worldwide customer base through offices in USA, Mexico, Europe, Japan, China and Hong Kong, and a global network of distribution partners. Objet owns more than 50 patents and patent pending inventions. For more information, visit us at www.objet.com.

Objet Geometries Israel, Headquarters	Objet Geometries United States, North America	Objet Geometries Germany, Europe	Objet Geometries Hong Kong, Asia Pacific	Objet Geometries Shanghai, China	Objet Geometries Japan	Objet Geometries India
T: +972-8-931-4314 F: +972-8-931-4315	T: +1-877-489-9449 F: +1-866-676-1533	T: +49-7229-7772-0 F: +49-7229-7772-990	T: +852-217-40111 F: +852-217-40555	T: +86-21-5836-2468 F: +86-21-5836-2469	T: +81-3-5389-5290	T: +91-124-4696939 F: +91-124-4696970

info@objet.com www.objet.com

© 2011 Objet, Quadra, QuadraTempo, PolyJet, FullCure, SHR, Eden, Eden250, Eden260, Eden260V, Eden330, Eden350, Eden350V, Eden500V, Job Manager, Objet Studio, CADMatrix, Connex, Objet260 Connex, Connex350, Connex500, Alaris30, Objet24, Objet30, PolyLog, TangoBlack, TangoBlackPlus, TangoGray, TangoPlus, VeroBlue, VeroWhite, VerowhitePlus, VeroBlack, VeroGray, Durus, Digital Materials, PolyJet Matrix and ObjetGreen are trademarks of Objet Geometries Ltd. and may be registered in certain jurisdictions. All other trademarks belong to their respective owners.

APPROBATION ÉTHIQUE

Dans le cadre de l'Énoncé de politique des trois conseils : éthique de la recherche avec des êtres humains 2 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.

La présente est délivrée pour la période du 21 octobre 2013 au 30 juin 2015.

Pour le projet de recherche intitulé : *Évaluation de la correction de la trajectoire du pied lors de la marche sur différents types de sols.*

Responsable du projet de recherche : *Monsieur Mahmoud Ben Brahem*

No référence – Approbation éthique : 602.407.01

Fait à Ville de Saguenay, le 21 octobre 2013



Nicole Huybens
Présidente
Comité d'éthique de la recherche avec des êtres humains

ANNEXE E APPROBATION D'ÉTHIQUE